UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

FÁBIO SANCHES MAGALHÃES TUNES

**Análise microbiológica da vedação com selante industrial de
microgaps nas diferentes conexões implantares: estudo *in vitro***

BAURU
2018

FÁBIO SANCHES MAGALHÃES TUNES

**Análise microbiológica da vedação com selante industrial de
microgaps nas diferentes conexões implantares: estudo *in vitro***

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Profa. Dra. Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo Sanches Gonçalves

Versão Corrigida

BAURU

2018

Tunes, Fábio Sanches Magalhães

T834a Análise microbiológica da vedação com selante industrial de *microgaps* nas diferentes conexões implantares: estudo *in vitro* / Fábio Sanches Magalhães Tunes - Bauru, 2018.

169p. : il. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientadora: Profa. Dra. Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida

Coorientador: Prof. Dr. Eduardo Sanches Gonçalves

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Fábio Sanches Magalhães Tunes

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Ao nosso **DEUS**, Senhor e Salvador. Ser supremo dotado de misericórdia infinita, amável e onipresente em todas as circunstâncias. Obrigado, meu Senhor, por toda capacitação, força, sabedoria, amor e coragem. Obrigado por Teus olhos estarem comigo em todas as viagens que fiz nestes 04 anos de curso e pelo Teu livramento em dias tenebrosos.

AOS MEUS PAIS **João Magalhães Tunes e Beatriz Sanches Magalhães Tunes**. Pai e Mãe, vocês sempre foram e sempre serão a demonstração viva da fé, esperança, humildade, perseverança e garra nas lutas da vida. Obrigado por terem nos ensinados os caminhos da vida do lado certo, da consistência diária, no seguir da trilha da fé. A vocês, todo o meu amor, respeito. Obrigado pela minha vida. Amo vocês!

A uma das mulheres mais sábias que conheci, e o grande amor da minha vida, **Kenia**, por suportar a minha ausência e na dedicação ao nosso filho em todo este tempo que fiquei fora, sendo mãe e pai ao mesmo tempo. Obrigado por suportar tamanho fardo sozinha e sempre sorrir ao meu retornar.

Ao ser mais especial e a minha melhor obra desta vida, meu filho **João Miguel**, resultado do meu relacionamento verdadeiro e sincero, fruto do meu amor, e que tem por mim parte, inteira dedicação e amor. Todas as minhas batalhas e lutas, adquirindo experiência tem um motivo, te ver crescer e ser realmente aquilo que almejar.

Aos meus irmãos, **Flávio e Cláudia**, por serem esses grandes parceiros e amigos. Nem sempre nos encontramos para compartilhar mas sempre temos a certeza de que a nossa irmandade supera os obstáculos do tempo e espaço. Obrigado pela fidelidade!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, **Profa. Dra. Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida**, por ter sido extremamente atenciosa, prestativa e cordial, ao me acolher, desde os primeiros momentos desta caminhada, com base apenas nas promessas de trabalho árduo; eu, um ilustre desconhecido, provindo das regiões interiores deste estado. Sua competência e seu carisma são motivadores, e ter sido seu orientado durante esse período foi motivo de grande orgulho. Espero ter correspondido à sua confiança, e feito jus às suas expectativas. Um grande abraço fraternal de carinho e agradecimento!

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Eduardo Sanches Gonçalves**, Amigo e parceiro, e às vezes tutor assim como um grande mestre, do qual retirei e ainda retiro lições preciosas, acadêmicas e da vida. Seu bom humor e a forma de enfrentar desafios me empurraram várias vezes para o lado certo da ciência. Assim também espero ter estado à altura de seus alunos orientados e amigos. Um especial abraço e um eterno agradecimento meu amigo.

AGRADECIMENTOS

À **Profa. Dra. Flaviana Bombarda de Andrade**, pessoa pela qual desenvolvi extrema admiração e respeito, com o seu modo simples e prático de enxergar o mais profundo detalhe técnico e trazer ao magistério o prazer em ensinar, sempre disposta a colaborar e não medindo esforços em produzir. Sou grato pelo apoio desde as primeiras etapas desta pesquisa. Seus conselhos e apoio me tornaram apto para tal trabalho.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, meu mestre e tutor ainda no início de minha caminhada como profissional da área de Prótese Dentária, na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP. Obrigado Professor pela sua gentileza, cavalheirismo, honestidade e franqueza em todas as situações. Sou grato pelo conhecimento transmitido, pela cordialidade e tranquilidade em lidar com Ciência. Sempre aprendendo com o Senhor.

Ao **Prof. Dr. Pedro César Garcia de Oliveira**. Professor, o senhor foi um dos responsáveis pela minha leveza em entender que a pós-graduação é uma etapa, mas que a amizade é parceira por toda a vida. Obrigado por tudo, obrigado pelo jaleco da primeira clínica.

Ao **Prof. Dr. Osni Ferreira Júnior**. Uma das pessoas mais sensatas, disciplinadas e corretas que conheci. Professor muito obrigado por todo ensinamento mas principalmente pelo bom humor em ensinar e ver tudo de todos os ângulos.

Ao **Prof. Dr. Luis Fernando Pegoraro**. Líder nato, protesista consagrado, pessoa simples e de um conhecimento inigualável. Professor, a sua postura por si só nos ensina. Sou grato em acompanhá-lo, mesmo que de longe às vezes, nos ensinamentos de Prótese e de vida. Muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante**. Mestre perfeccionista, de caráter único, dedicado e atencioso. Sou grato pelos convites, pelas delegações outrora na clínica e pelas orientações durante boa etapa nesta minha caminhada na FOB-USP. Muitíssimo obrigado professor.

Ao **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**. Homem incrível, pessoa de um coração grandioso, comigo e com os que convivi. Meu chefe de clínica e meu guru para uma série de decisões. Professor sou grato em lhe conhecer e em ver como lidas com as oportunidades e contravenções. Muito obrigado pelas preocupações nas minhas viagens e a respeito da minha saúde. É sempre uma grande alegria lhe encontrar e lhe abraçar. Sinto-me mais humano. Muito obrigado.

Aos professores das Disciplinas de Prótese: **Prof. Dr. Gerson Bonfante, Prof. Dr. José Henrique Rubo, Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Prof. Dr. Renato de Freitas, Prof. Dr. Vinicius Carvalho Porto, Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela, Prof.^a Dr.^a Karin Hermana Neppelenbroek, Prof.^a Dr.^a Simone Soares**, pelos ensinamentos neste período de pós-graduação e pelo convívio durante esses anos. Cada orientação de vocês foi importante nesta jornada. Sou extremamente grato a todos.

Ao **Prof. Dr. Marco Antônio Húngaro Duarte**. Professor, muito obrigado pela ajuda com vossos equipamentos, com vossa confiança em me confiar parte do que é mais sagrado, a Família, em tratamento. Minha gratidão e honra ao senhor.

Aos **colegas** mestrandos ou doutorandos da Pós-Graduação e do Departamento de Prótese e Periodontia: A convivência com vocês, em todas as etapas deste processo, tornou a minha jornada mais calma e divertida. A todos vocês, de todos os departamentos, muito obrigado por dividir conhecimento e experiências.

A uma grande amiga que fiz neste caminhar. Mestranda **Mariciel Cárdenas Cuellar**, a sua alegria diária contaminava-me em seguir adiante, em ter otimismo sempre, e acreditar sempre em que tudo ficaria certo e bom. Sou muito, mas muito grato por tudo que fizeste por mim e pelo meu trabalho; nos socorros, nas atividades laboratoriais e fotográficas. Espero que Deus, nosso Pai, simplesmente, te abençoe sempre.

A uma outra pessoa incrível que conheci nesta jornada e que tem sido meu companheiro, braço direito e parceiro em momentos difíceis. Doutorando **Vinicius Rizzo Marques**, meu novo amigo, muito obrigado por todo o suporte técnico em momentos críticos e por todo o companheirismo em momentos divertidos. Sou grato pelo apoio meu velho.

À secretária do Departamento de Prótese e Periodontia, **Sra. Déborah Andrea Riêra Blasca**. Nunca vi essa jovem senhora triste e desanimada, mesmo com os percalços diários. Sempre disposta a ajudar e facilitar os processos burocráticos desta jornada. Deborah, MUITO OBRIGADO, por toda a ajuda, pelos conselhos, pelo carinho.

Às minhas funcionárias **Jéssica e Adrielle**, pela iniciativa em resolver todos os problemas na minha ausência e pela dedicação e carinho que vocês dispensaram a mim neste tempo ausente. Obrigado meninas.

Aos **amigos do Curso de Prótese Dentária** da ETEC Philadelpho Gouvêa Netto, pela auxílio ao me substituir em alguns dias nos quais não consegui chegar a tempo de Bauru e pelo convívio diário me mantendo alegre e animado. Vocês me fizeram forte e perseverante.

Ao **Centro Paula Souza**, pelo afastamento concedido para meu aperfeiçoamento e por me tornar um ser mais humano e compassivo.

Ama-se mais o que se conquista com Esforço

Benjamim Disraeli

RESUMO

Tunes FSM. “Análise microbiológica da vedação com selante industrial, de *microgaps* nas diferentes conexões implantares: estudo *in vitro*.” [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, 2018. Versão Original.

A utilização de implantes osseointegráveis e componentes protéticos tornaram-se recursos muito viáveis à resolução de casos simples e complexos na odontologia reabilitadora. No entanto, a junção implante componente pode apresentar problemas, tais como a presença de um *microgap* entre essas partes constituintes. Assim, vários materiais tem sido testados na tentativa de obstruir esse espaço, com resultados controversos. O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* o comportamento de um adesivo anaeróbico (Loctite® 510, Henkel Ltda) monocomponente, de alta resistência e inerte, na vedação do *microgap* impedindo a passagem bacteriana do meio externo para o interno do conjunto. Foram utilizados 90 implantes de conexão externa hexagonal (n = 30), conexão interna hexagonal (n = 30) e conexão interna cônica (n = 30), divididos em Grupo Controle (n = 45) e Grupo Teste (n = 45). Os implantes foram abertos em fluxo laminar e cada unidade recebeu 3µl de BHI estéril internamente. Sobre cada unidade era parafusado um componente protético específico para cada marca e com torques recomendados pelos fabricantes com torquímetro digital. Os conjuntos Teste receberam ainda uma fina camada de adesivo que era aplicada com *microbrush* entre as partes; e todas as unidades dos grupos Controle e Teste foram vedados com material obturador provisório na sua porção mais coronal. Cada conjunto foi então imerso em 75 µl de *Enterococcus faecalis* (ATCC – 29212) em minitubos até o limite entre a junção implante/componente protético. Todas as amostras foram incubadas em estufa bacteriológica por 7, 14 e 28 dias a 37°C antes de serem reabertas. Após o período proposto, o conteúdo interno dos implantes foi coletado com cones de papel estéreis, diluído e semeado em placas de Petri, incubadas por 48 horas. Houve diferença significativa entre o grupo teste e controle no grupo de conexão externa hexagonal, em todos os tempos (Teste de Fischer e Qui-quadrado, $p \leq 0.05$). O adesivo anaeróbico testado funciona como barreira, não permitindo a migração de bactérias para o meio interno do conjunto implante/componente protético.

Palavras-chave: Implante dentário. *Enterococcus faecalis*. Microbiologia. Próteses. Implantes.

ABSTRACT

Tunes FSM. " Microbiological analysis of the seal with industrial sealant on the microgaps in the different implant connections: in vitro study" [Thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Original version.

The use of dental implants and prosthetic components have become very feasible resources to solve simple and complex cases in rehabilitation dentistry. However, the implant component junction may present problems, such as the presence of a microgap between these components parts. Therefore, several materials have been tested in an attempt to obstruct this space, with controversial results. The objective of this study was to evaluate in vitro the behavior of an anaerobic monocomponent adhesive (Loctite® 510, Henkel Ltda), high resistance and inert characteristics, in the microgap seal preventing bacterial passage from the external side to the inner side of the assembly. A total of 90 implants were used, with hexagonal external connection (n = 30), internal hexagonal connection (n = 30) and internal conical connection (n = 30) divided into Control Group (n = 45). Implants were opened in laminar flow cabinet and each unit received 3µl of sterile BHI internally. On each unit a specific prosthetic component was screwed in for each brand and with torques recommended by the manufacturers with digital torque wrench. The sets of Test also received a thin layer of adhesive that was applied with microbrush between the parts; and all units of the Control and Test groups were sealed with provisional obturator material in their most coronal portion. Each set was immersed in 75 µl of *Enterococcus faecalis* (ATCC - 29212) in mini-tubes to the limit between the implant / prosthetic component junction. All samples were incubated in a bacteriological incubator for 7, 14 and 28 days at 37°C before being reopened. After the proposed period, the internal contents of the implants were collected with sterile paper cones, diluted and seeded in Petri dishes, incubated for 48 hours. There was a significant difference between the test and control groups in the hexagonal external connection group at all times (Fischer and Chi-square test, $p \leq 0.05$). The anaerobic adhesive tested works as a barrier, not allowing the migration of bacteria into the internal environment of the implant / prosthetic component assembly.

Key words: Dental Implant. *Enterococcus faecalis*. Microbiology. Prostheses. Implants.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

-FIGURAS

Figura 1	- Implante Grip da Conexão®.....	88
Figura 2	- Implante Seven da empresa MIS®.....	89
Figura 3	- Implante C1 da empresa MIS®	91
Figura 4	- Tipo de amostras utilizadas no ensaio; da esquerda para direita, conexão cônica, conexão hexagonal interna e conexão hexagonal externa.....	92
Figura 5	- Turvamento do BHI para checagem da viabilidade das bactérias.....	93
Figura 6	- Espectrofotômetro, para leitura da absorbância do inóculo e posterior diluição da suspensão bacteriana ao padrão 0,5 de McFarland.	95
Figura 7	- Fluxo Laminar utilizado para o ensaio.....	95
Figuras 8	- Parte interna do fluxo com equipamentos e bandejas esterilizadas..	96
Figura 9	- Abertura do invólucro dos implantes esterilizados pela empresa.....	97
Figura 10	- Mesa de Aço Inox utilizada para prender os implantes para torquede aperto.....	97
Figura 11	- Dispositivo em aço inox para presa dos implantes com parafusos tipo Allen.....	98
Figura 12	- Caldo de BHI e ponteira descartável.....	99
Figura 13	- Caldo de BHI e ponteira descartável.....	99
Figura 14	- Pipetagem de caldo esterilizado na porção interna dos implantes....	99
Figura 15	- Pipetagem de caldo esterilizado na porção interna dos implantes....	99
Figura 16	- Torque manual com chaves próprias de cada empresa até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes Conexão®.	100

Figura 17 - Componente protético de conexão interna hexagonal e posicionamento para torque manual com chaves próprias até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes MIS®.	100
Figura 18 - Componente protético de conexão interna hexagonal e posicionamento para torque manual com chaves próprias até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes MIS®.	100
Figura 19 - Componente e torque manual com chaves próprias de cada empresa até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes MIS®.....	101
Figura 20 - Componente e torque manual com chaves próprias de cada empresa até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes MIS®.....	101
Figura 21 - Torquímetro digital utilizado para torque controlado no ensaio.....	101
Figura 22 - Adesivo Loctite 510®.	102
Figura 23 - Adesivo sobre hexágono externo.....	102
Figura 24 - Componentes torqueados.....	102
Figura 25 - Adesivo e componentes MIS®.....	102
Figura 26 - Remoção do excesso de adesivo.....	102
Figura 27 - Utilização do torquímetro digital para torque e confirmação de torque de componentes protéticos.....	103
Figura 28 - Vedação do componente com fita veda rosca e material de restauração provisória.....	103
Figura 29 - Vedação do componente com fita veda rosca e material de restauração provisória.....	103
Figura 30 - Microtubo contendo BHI contaminado e o conjunto implante/componente.....	104
Figura 31 - Disposição dos conjuntos em bandejas plásticas para serem armazenados em estufa microbiológica.....	105

Figura 32 - Disposição dos conjuntos em bandejas plásticas para serem armazenados em estufa microbiológica.....	105
Figura 33 - Condução e colocação do conjunto em Caldo Contaminado.....	106
Figura 34 - Condução e colocação do conjunto em Caldo Contaminado.....	106
Figura 35 - Aplicação de produtos químicos para desinfecção externa do conjunto implante/componente.....	107
Figura 36 - Aplicação de agentes desinfetantes e neutralizadores sobre os implantes.....	107
Figura 37 - Aplicação de agentes desinfetantes e neutralizadores sobre os implantes.....	107
Figura 38 - Cone de papel.....	108
Figura 39 - Cone de papel inserido no implante para coleta do conteúdo.....	109
Figura 40 - Cone de papel com umidade obtida de dentro dos implantes.....	109
Figura 41 - Cone de papel após coleta do caldo interno do implante e colocado sobre BHI esterilizado para diluição.....	110
Figura 42 - Vortex utilizado para agitação do microtubo com cone de papel.	110
Figura 43 - Esparramar do conteúdo de caldo sobre placas de Petri.....	111
Figura 44 - Placas de Petri Hexágono Externo 7 dias.....	119
Figura 45 - Placas de Petri Hexágono Externo 14 dias.....	120
Figura 46 - Placas de Petri Hexágono Externo 28 dias.....	121
Figura 47 - Placas de Petri Hexágono Interno 07 dias.....	122
Figura 48 - Placas de Petri Hexágono Interno 14 dias.....	123
Figura 49 - Placas de Petri Hexágono Interno 28 dias.....	124
Figura 50 - Placas de Petri Conexão Cônica 07 dias.....	125
Figura 51 - Placas de Petri Conexão Cônica 14 dias.....	126
Figura 52 - Placas de Petri Conexão Cônica 28 dias.....	127

-GRÁFICOS

Gráfico 1a- Distribuição das amostras quanto à umidade dos grupos Controle e Teste da conexão Hexágono Externo.	117
Gráfico 1b- Distribuição das amostras quanto à umidade dos grupos Controle e Teste da conexão Hexágono Interno.	117
Gráfico 1c- Distribuição das amostras quanto à umidade dos grupos Controle e Teste da conexão Cônica.....	117
Gráfico 2a- Distribuição da quantidade de umidade dos cones de papel em todas as conexões, a) Em números.	118
Gráfico 2b- Distribuição da quantidade de umidade dos cones de papel em todas as conexões, b) Em porcentagem.	118
Gráfico 3 - Porcentagem das amostras do Grupo Controle que se contaminaram durante a pesquisa.	130

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Distribuição de amostras para reabertura dos implantes e coleta de material interno.....	91
Tabela 2 - Score atribuído para contagem de unidades formadoras de colônias.	111
Tabela 3 - Score de umidade do cone de papel e a relação dos número de colônias formada após o plaqueamento em Placa de Petri.	116
Tabela 4 - Teste Exato de Fischer (Avaliação dentro de um mesmo grupo separados por Controle e Teste com significância de $p \leq 0,05$).	129
Tabela 5 - Avaliação de valores entre os grupos de conexão e tempo, divididos em Controle e Teste (Teste do Qui-Quadrado). $P \leq 0,05$. .	131

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Graus Celsius
Atm	Atmosfera
AR	Antirrotacional
BHI	Em inglês <i>Brain Heart Infusion</i> , meio de cultura para crescimento bacteriano
CFU	Em inglês, <i>Colony forming unit</i> , unidade formadora de colônia
cm	Centímetro
cm ²	Centímetro quadrado
CM	Cone Morse
CT	Em inglês, <i>Computed Tomography</i> , tomografia computadorizada
DLC	Em inglês, <i>Diamond like Carbon</i> , cobertura de carbono para parafusos
DNA	Em inglês <i>Deoxyribonucleic acid</i> – ácido desoxirribonuclêico
DP (ou dp)	Desvio padrão
ext.	Exterior
EUA	Estados Unidos da América, em inglês (USA)
g	Grama
h	Hora
hs	Horas
HA-TI	Implantes com Hidroxi-apatita e titânio
Hz	Hertz
int.	Interior
I/A	Implante <i>abutment</i>
IAI	Interface implante <i>abutment</i>
IMZ	Implante desenvolvido nos anos 70 pela Dentsply
ITI	<i>International Team for Implantology</i> , Instituição européia voltada para o estudo de implantes e afins.
kg	Quilograma
MEV	Em inglês (<i>SEM</i>) - microscopia eletrônica de varredura
mg	Miligrama
mL	Mililitro
Min	Minuto

mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
MSDS	Em inglês <i>Material Safety Data Sheet</i>
nm	Nanômetro
N	Newtons
n	Quantidade da amostra
N.cm	Newton vezes centímetro
OR	Em inglês ou
Octa	Index localizados dentro de implantes Straumann®
P ou p	Nível de significância
PBS	Em inglês, <i>Phosphate Buffer Saline</i> , Solução tampão salina fosfato
PCR	Em inglês, <i>Polymerase chain reaction</i> , reação de cadeia da polimerase
PSI	Em inglês, <i>pound per square inch</i> , libra por polegada quadrada
SD	Em inglês <i>Standard Deviaton</i> , desvio padrão
SEM	Em inglês, <i>Scanning Electron Microscopy</i> , Microscópio eletrônico de varredura
SLA	Em Inglês <i>Sandblasting Large Acid etched</i> , superfície de implante tratada com ataque ácido e jateamento de grânulos
SP	São Paulo
SPRESS	Marca de implante osteointegrável
Syn-octa	Tipo de componente protético com diminuição de área de contato e parafuso passante, produzido pela empresa suíça Straumann
t	Teste estatístico de hipótese
T	Torque
TF	Em inglês, <i>Tissue Functional</i> , Implantes para posicionamento no nível tecidual
Ti	Titânio
TSA	Em Inglês, <i>Tryptone Soya Agar</i> , caldo utilizado em placas de Petri para viabilizar crescimento bacteriano
TSB	Em inglês, <i>Trypotone Soya Broth</i> , caldo de soja com tripticaseína
TSBy	Em inglês <i>Tryptone Soya Broth</i> , caldo de soja tríptica enriquecido com extrato de levedura, hemina e menadiona
UCLA	Em inglês <i>Universable Castable Long Abutment</i>

UFC	Unidade formadora de colônia
USP	Universidade de São Paulo
U.V.	Luz ultravioleta
V	Volume
μ	Micra
μL	Micrôlitro
μm	Micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
<	Menor
+	Mais
-	Menos
±	Mais ou menos
°	Graus
®	Marca registrada
x	Vezez (multiplicação)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA	27
2.1	Presença de Microgaps na interface implante/componente protético e seus efeitos	27
2.2	Uso de materiais na tentativa de fechamento de microgaps	55
2.3	Passagem bi-direcional de fluidos e tipos de bactérias presentes	64
2.4	Implantes com conexão Cônica	69
3	PROPOSIÇÃO	83
4	MATERIAIS E MÉTODO	87
4.1	Grupo Hexágono Externo	87
4.2	Grupo Hexágono Interno	88
4.3	Grupo Conexão Cônica	90
4.4	Obtenção do Inóculo	92
4.5	Ensaio	95
4.6	Troca do caldo	106
4.7	Reabertura	106
5	RESULTADOS	115
5.1	Análise Estatística	128
5.1.1	Teste Exato de Fischer – Avaliação dentro dos grupos	128
5.1.2	Teste do Qui-quadrado - Comparação entre os 03 tipos de conexões	129
6	DISCUSSÃO	135
7	CONCLUSÕES	149
	REFERÊNCIAS	153

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Na década de 70, os implantes usados por Brånemark continham na cabeça do implante um hexágono externo que servia de encaixe para o montador, para condução e instalação do implante (JEMT et al., 1991). Após a osseointegração, sobre esses montadores eram conectados intermediários protéticos, que serviam de base para uma prótese tipo protocolo com uma estrutura rígida que unia os implantes em indivíduos edêntulos totais inferiores.

Com o aumento do número de implantes instalados, não só em caso de edêntulos totais, mas também, para resolução de casos unitários e múltiplos, muitos problemas mecânicos surgiram, tais como o afrouxamento e perda dos parafusos de retenção, da prótese e do componente protético (BALSHI et al., 1996; BINON, 1995; ECKERT; WOLLAN, 1998; KALLUS; BESSING, 1994); (JEMT; LINDEN; LEKHOLM, 1992); (WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR, 1987).

Os implantes com conexão interna hexagonal melhoraram a questão do afrouxamento de parafusos, devido à melhor adaptação entre os hexágonos aumentando assim a resistência às tensões de cisalhamento na união, transferidas diretamente à parede do implante (NIZNICK, 1991) e consequentemente melhorando a distribuição de forças resultantes da carga de mastigação para o tecido ósseo (DIBART et al., 2005). Entretanto, um dos problemas que ainda persiste até os dias atuais, é a presença do *microgap* entre o implante e o componente protético, (COELHO et al., 2008; PIATTELLI et al., 2001; QUIRYNEN et al., 1994; QUIRYNEN; VAN STEENBERGHE, 1993; RAMOS et al., 2014; RIMONDINI et al., 2001).

Na maioria dos sistemas de implantes, o conjunto implante/componente protético mostra, à título de tamanho marginal, diferenças horizontais e verticais entre o assentamento das partes constituintes, resultando em *microgaps* nesta junção (TSUGE; HAGIWARA; MATSUMURA, 2008); (BAIXE; TENENBAUM; ETIENNE, 2016), com a presença de várias espécies/cepas bacterianas; fator relevante na etiologia da perda óssea e suas consequências estruturais e biológicas

na região periimplantar (OH et al., 2002) (ESPOSITO et al., 1998; QUIRYNEN; DE SOETE; VAN STEENBERGHE, 2002).

O fluxo bidirecional de bactérias através do *microgap* influencia a condição de saúde dos tecidos ao redor dos implantes, pelo acúmulo de bactéria e inflamação (TODESCAN et al., 2002), ocasionando perda óssea marginal (PERSSON et al., 1996) (QUIRYNEN et al., 1994); (QUIRYNEN; VAN STEENBERGHE, 1993), além de mal odor e sabor (CALLAN; COBB; WILLIAMS, 2005; GROSS; ABRAMOVICH; WEISS, 1999; QUIRYNEN; VAN STEENBERGHE, 1993); (BROGGINI et al., 2006), e o conjunto dessas alterações é chamada de periimplantite (ALBREKTSSON, 1994), que se não tratada poderá levar à perda da osseointegração e consequentemente à perda do implante (ESPOSITO et al., 1998; LEONHARDT; DAHLEN; RENVERT, 2003; QUIRYNEN et al., 2002).

O potencial de colonização da parte interna dos implantes através do *microgap* existente entre as partes é fruto de múltiplos fatores, como por exemplo a precisão entre as partes contactantes que está diretamente relacionada ao sistema de implante (TESMER et al., 2009); (STEINEBRUNNER et al., 2005), ao torque entre os componentes da junção (GROSS et al., 1999), ao repetido torque e retorque de componentes (DO NASCIMENTO; PEDRAZZI; et al., 2009) e ainda às forças de carga quando os conjuntos se encontram em função (KOUTOUZIS et al., 2014) (KITAGAWA et al., 2005).

O tamanho dos *microgaps* encontrados são menores do que os encontrados em restaurações dentais ou em margens de próteses (D'ERCOLE et al., 2015; JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997); mas que ainda assim apresentam tamanho suficiente para que bactérias possam migrar bidirecionalmente.

Existe uma diferença bastante significativa entre as conexões existentes no que se refere à presença e também tamanho dos *microgaps* (KHRAISAT et al., 2006), quando se avalia sob o ponto de vista de características estruturais e contactantes (STAMENKOVIC D, 2001).

Muitas técnicas e materiais têm sido utilizados no intuito de avaliar o comportamento mecânico e biológico do *microgap*, tentando reduzi-lo. Vários estudos *in vitro*, avaliaram a relação entre o desenho do conjunto

implante/componente protético com a quantidade de microorganismos que está presente na porção interna dos implantes (GUINDY et al., 1998); (AMARAL, 2003) (CRAVINHOS, 2003); (STEINEBRUNNER et al., 2005); (PROFF P, 2006) (PAPPALARDO et al., 2007) (DA SILVA-NETO et al., 2012); (MARTIN-GILI et al., 2015) SCARANO et al., 2015; GARRANA et al., 2016; JORN et al., 2016; (KOUTOUZIS; GADALLA; LUNDGREN, 2016).

Stephen A. Morse, em 1860 desenvolveu um sistema de travamento mecânico que foi empregado posteriormente na implantodontia, o qual consistia em um cone dentro de cone formando uma conexão entre eles muito estável e resistente à forças de tração, devido ao atrito entre as partes contactantes (STAMENKOVIC D, 2001). Essa conexão é do tipo interna cônica e que proporciona uma grande superfície de contato entre o implante e o componente protético, aumentando o travamento friccional, tornando sua resistência mecânica semelhante a de implantes de corpo único (SUTTER F, 1993); (BINON, 1996); (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000); (ANDRÉ, 2010); (STAMENKOVIC D, 2001).

Este sistema, demonstra uma série de vantagens, tais como redução do *microgaps* existentes entre implante e componente protético e redução dos microvimentos entre as partes, (SUTTER F, 1993) (CHAPMAN; GRIPPO, 1996), sendo conhecida como conexão segura (ALKAN; SERTGOZ; EKICI, 2004; MANGANO et al., 2009).

Mesmo com o advento de conexões melhores e que reduzem drasticamente o tamanho do *microgap* entre as partes, muitos estudos *in vitro* (STEINEBRUNNER et al., 2005); (DO NASCIMENTO et al., 2008); (DO NASCIMENTO; BARBOSA; et al., 2009), ainda mostram a passagem bidirecional de microorganismos em todas as conexões existentes, resultados que foram comprovados por estudos também *in vivo* (CALLAN et al., 2005); (COSYN et al., 2011).

Há uma obsessão em vedar os *microgaps* existentes nas conexões, já que estes são impossíveis de serem fechados de forma mecânica (TSUGE et al., 2008), com a utilização de vários tipos de materiais (DUARTE et al., 2006), como o verniz de clorexidina e timol, anéis de silicone, solução de clorexidina a 2%, guta-percha e silicones de vedamento (BESIMO et al., 1999; DUARTE et al., 2006; GROENENDIJK et al., 2004; PROFF et al., 2006; RIMONDINI et al., 2001) e

técnicas microbiológicas (FARIA, 2008); (GARRANA et al., 2016); (KOUTOUZIS et al., 2016), com ou sem a aplicação de cargas mecânicas ou térmicas (ASSENZA et al., 2003) (NASCIMENTO , 2012).

Alguns autores conseguiram diminuir o fluxo bacteriano no *microgap* entre as partes com a utilização de materiais (PIMENTEL et al., 2014); (NAYAK et al., 2014)), contudo, nenhum, dentre os mais variados materiais testados até então, conseguiram atingir o objetivo de bloquear por completo a infiltração de microrganismos (PIMENTEL et al., 2014); (NAYAK et al., 2014); (PROFF, 2006) (RIMONDINI et al., 2001).

Neste sentido, propomos neste trabalho avaliar a vedação dos *microgaps* com adesivo anaeróbio com o intuito de colocar uma barreira mecânica para impedir a contaminação bacteriana.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Presença de Microgaps na interface implante/componente protético e seus efeitos

Vidigal et al. (1995) em um estudo *in vitro*, com implantes Brånemark®, Screw-Vent®, IMZ®, TF® e SRPRESS® avaliaram o tamanho da microfenda na interface implante/componente protético utilizando MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura). Os resultados encontrados foram uma variação de 20 micra a 150 micra nestas conexões implantares nas 5 marcas testadas. Os autores concluíram que a falta de uma boa adaptação entre os implantes e seus intermediários pode comprometer de forma incisiva a manutenção do osso periimplantar devido a contaminação que perdurará em longo prazo.

Binon (1996) avaliou três sistemas de implantes de conexão externa tipo hexágono (Steri Oss (Hexlock®), Lifecore® e Calcitek®), com referência ao padrão de usinagem e a adaptação do conjunto implante/componente protético por meio de testes mecânicos. Encontrou média de desadaptação entre as faces do implante e do componente protético que variou entre 2,68 mm e 2,70 mm. Também o desajuste rotacional entre o implante e o componente protético apresentou variação entre 1,6 a 5,3 graus. Tais dados permitiram ao pesquisador sugerir que os fabricantes dos sistemas precisam melhorar as tolerâncias, precisão e fidelidade quanto à adaptação entre os implantes e os seus componentes protéticos.

No ano de 1998, Guindy e colaboradores investigaram a microinfiltração bacteriana existente nos implantes Ha-Ti (Mathis Dental Implants®) e suas coroas pré-fabricadas. Trinta coroas foram separadas de acordo com a espessura em três grupos, 3-5 mm, 60-72 mm e 114-136 mm. Cada uma das amostras foi incubada em tubo de ensaio com 3 ml de cultura de *S. aureus* em meio TSB e retirados em períodos entre 24 e 120 horas. Através de pontas de papel absorventes estéreis, o conteúdo foi colhido do interior das coroas e dos componentes protéticos e incubadas em tubos contendo meio TSB. A presença e o crescimento do *S. aureus* foi observado após 24 horas. Ainda em uma outra etapa do estudo, a cultura foi

inoculada no hexágono interno de cada implante e o componente foi parafusado. Uma nova cultura foi injetada através do orifício do parafuso oclusal da coroa. Cada amostra foi incubada em 3ml de meio nutritivo sob duas condições: totalmente imersa e parcialmente imersa (até a junção implante/componente protético). A infiltração bacteriana foi vista em todos os grupos quando elas eram completamente imersas nos períodos de 24 e 48 horas. Nas amostras parcialmente submersas, o crescimento bacteriano foi registrado em todos os tempos avaliados. A infiltração bacteriana ocorreu através do parafuso passante transversal e aparentemente através da microfenda marginal das coroas pré-fabricadas.

Com o objetivo de avaliar o grau de microinfiltração de fluídos na junção implante/componente protético; em vários sistemas de implantes e com vários torques, Gross et al. (1999) utilizaram os seguintes sistemas: Spline (Sulzer Calcitek®, Califórnia, EUA), CeraOne (Nobel Biocare®), ITI (Straumann®, Waldenburg, Suíça), Steri-Oss (Steri-Oss®, California, EUA) e 3i (Implant Innovations®, Flórida, EUA). Os implantes foram cortados de forma que houvesse uma comunicação, entre o seu ápice, formando um canal até a base da câmara que recebe o parafuso do componente protético. Os componentes foram torqueados com 10 N.cm, 20 N.cm e ainda o torque recomendado pelas empresas fabricantes de cada sistema. Na porção interna de cada implante foi inserida uma solução corante (violeta de genciana). O ápice, que outrora recebeu um corte agora passa a receber um sistema de pressão de 2 atm, conectados por meio de tubos de silicone, mas que ainda mantivesse a extremidade do componente mergulhada em água destilada. O vazamento, caso houvesse, era medido por espectrofotômetro. Acompanhamentos por 5, 20 e 80 minutos quando do início da pressão mostraram vazamentos em todos os sistemas, contudo diretamente proporcional ao aumento do torque, menor era o vazamento da violeta de genciana. Houve interação muito significativa entre o torque de aperto e o vazamento pelas microfissuras, concluindo assim que torques recomendados pelos fabricantes podem reduzir o extravasamento de líquidos pela interface implante/ componente protético.

Hermann et al., (2001) através de avaliações histométricas, pesquisou a ação da microfenda na remodelação óssea ao redor de implantes. Foram utilizados 60 implantes posicionados em regiões anodônticas em mandíbula de cães. Os implantes foram divididos em dois grupos de implantes contendo porção superior lisa

e maquinada ou jateada com duplo ataque ácido (SLA). Os implantes eram monocorpo ou com conexões protéticas instalados; na técnica de um e dois estágios cirúrgicos. Os cães foram sacrificados aos 6 meses e os autores observaram que o espaço biológico em implantes monocorpo de borda lisa e maquinada foi muito menor quando confrontados com os implantes com conexão de duas peças, tendo esta microfenda posicionada na crista óssea ou logo abaixo dela. Nos implantes monocorpo a margem gengival localizou-se mais coronalmente e as dimensões do espaço biológico eram mais parecidas aos dentes naturais do que os conjuntos de dois corpos unidos por parafusos.

A equipe de King et al. (2002) realizou estudo radiográfico longitudinal para determinar se o tamanho da interface ou o microgap entre o implante e o pilar influenciam a quantidade de perda óssea crestal em implantes não submersos não carregados. Como material, 60 implantes de titânio com superfície tratada com jatos de areia e ataque ácido (SLA) foram implantados em áreas mandibulares desdentadas de 5 cães. Os grupos A, B e C do implante tiveram um microgap entre a conexão do implante-componente protético de < 10, 50, e 100 micra, respectivamente, como fizeram os grupos D, E, e F, respectivamente. Os pilares foram soldados aos implantes mantendo-os em 1 peça como monoblocos nos grupos A, B e C e mantidos separados (2 peças aparafusadas) em D, E, e F. Todas as interfaces do pilar foram colocadas 1 mm acima da crista alveolar. A avaliação radiográfica foi feita para avaliar os níveis ósseos de crestais periimplantares no *baseline* (tempo 0) e em 1, 2 e 3 meses após a colocação do implante em que todos os animais foram sacrificados. O tamanho do microgap na relação do implante/componente protético não teve nenhum efeito significativo sobre a perda óssea da crista. Em 1 mês, a maioria dos implantes desenvolveu a perda óssea da crista óssea em comparação com os níveis de linha de base. No entanto, durante este período de cicatrização precoce, o grupo não-soldado (D, E, e F) mostrou maior perda óssea da crista do baseline para um mês ($p < 0,4$) e 2 meses ($p < 0,2$) em comparação com o grupo soldado (A, B e C). Não foram observadas diferenças significativas entre estes 2 grupos em 3 meses ($p > 0,70$). Os autores concluíram que a perda óssea foi uma manifestação precoce da cicatrização da ferida ocorrida após 1 mês de colocação do implante. No entanto, o tamanho do microgap na interface implante/componente protético não teve nenhum efeito significativo na

reabsorção óssea crestal neste período. Assim, os conjuntos de 2 peças não soldadas apresentaram uma perda óssea significativamente maior em comparação com implantes monocorpos de 1 peça após 1 e 2 meses, sugerindo que a estabilidade da interface de implante/componente protético pode ter um importante papel inicial a desempenhar na determinação dos níveis ósseos crestais. Aos 3 meses, essa influência seguiu uma tendência semelhante, mas não foi observada como significativa.

No ano de 2003, Amaral estudou *in vitro* a contaminação bacteriana na interface implante/componente protético. A amostra compreendia 50 composições de implantes e seus respectivos intermediários protéticos (CONIC® - Grupo 1, MASTER POROUS® - Grupo 2, SERSON® - Grupo 3, INP® - Grupo 4 e IMPLAC® - Grupo 5), todas as marcas divididas em 5 grupos de 10 amostras cada. A bactéria da espécie *Streptococcus sanguis* foi inoculada na parte interna do implante. Posteriormente os intermediários foram adaptados e parafusados com 32 N.cm. de torque. Os conjuntos eram então mergulhados em um meio de cultura BHI (*Brain Heart Infusion*) e armazenados em estufa bacteriológica durante 14 dias, com leituras diárias para observação de uma possível contaminação. Após 14 dias os implantes foram avaliados em MEV para checagem do tamanho dos microespaços existentes na interface implante/componente protético, com aumento óptico entre 30 e 2000 vezes. Todos os grupos mostraram um alto grau de infiltração bacteriana na junção implante/componente protético, com exceção do grupo INP®, que demonstrou resultado melhor, com menor infiltração, o qual fora significativo. Contudo não houve qualquer relacionamento entre contaminação e tamanho do espaço entre as partes.

Em pesquisa realizada em cães da raça Beagle, Assenza et al. (2003) estudaram a remodelação óssea da crista marginal ao redor de implantes com superfície tratada por jateamento e ataque ácido, os quais receberam carga *versus* implantes sem carga. Os pesquisadores confrontaram e compararam os dois grupos aos 6 e 12 meses, o que não mostrou diferenças a título de níveis de reabsorções ósseas entre os grupos. A reabsorção quando foi comparada em período de 6 meses; não foram encontradas diferenças significantes. Conclui-se neste trabalho que a carga sobre o implante não é um fator importante quanto a reabsorção da crista óssea peri-implantar através do primeiro ano em função. Os autores acreditam

que existe relação da perda óssea e sua remodelação com a localização do *microgap* na interface implante/componente protético.

Avaliando a precisão da interface implante/componente protético, assim como sua qualidade, Cravinhos (2003) utilizou 3 sistemas de implantes de 2 estágios cirúrgicos, por meio de avaliação microbiológica *in vitro*. Foram utilizados 30 implantes, divididos em 3 grupos de 10 amostras, onde as amostras do Grupo 1 pertenciam ao sistema Colosso®, Grupo 2 ao Conect® e Grupo 3 ao sistema coreano Globtek®. Após remoção dos implantes das embalagens estéreis, inoculou-se 0,1 ml de uma solução contendo *Streptococcus sanguis* na superfície interna de cada implante e em seguida o componente protético foi instalado e parafusado com 30 N.cm, com o uso de um torquímetro calibrado. O conjunto implante/componente protético foi depositado em um recipiente contendo meio de cultura BHI (Brain Heart Infusion) e levado à uma estufa bacteriológica, e estas amostras foram mantidas sob condições ideais por 14 dias, com a observação deste conteúdo a cada 24 horas, para checar a presença ou não de contaminação visível. Todos os sistemas avaliados no estudo apresentaram microinfiltração bacteriana, não sendo percebida qualquer diferença estatística entre os grupos observados.

Em 2003, Piatelli et al. avaliaram a resposta do osso ao posicionamento da interface implante/componente protético em relação à crista óssea de implantes imediatos em animais. O grupo 1 era formado por 15 implantes posicionados de 1 a 2 mm acima da crista alveolar. O grupo de número 2 composto por 12 implantes instalados ao nível da crista óssea alveolar, e por fim o grupo 3 formado por 13 implantes, os quais foram posicionados de 1 a 1,5 mm abaixo da crista alveolar. Após os sacrifícios dos animais, lâminas histológicas foram realizadas e nenhum infiltrado inflamatório ou reabsorção óssea foi encontrado nos implantes do grupo 1. No grupo 2 observou-se a presença do infiltrado inflamatório e uma perda óssea vertical de 2,1 mm ao redor da interface, e no grupo 3 essa perda era ainda maior, cerca de 3 mm. Os autores concluíram que quanto mais coronal for o *microgap* do conjunto implante/componente protético menor será a reabsorção óssea na região periimplantar independentemente se há ou não carga imediata ou ainda precoce nesses implantes.

Scarano et al. (2005) realizaram um estudo retrospectivo analisando o

microgap entre implante/componente protético em 272 implantes e seus pilares parafusados e ou cimentados; que foram removidos por apresentarem falhas em algum momento de sua vida útil, no decorrer de 16 anos. Em pilares parafusados a presença de conteúdo bacteriano era bastante frequente tanto no *microgap* entre as partes assim como, dentro dos implantes. Contudo nos cimentados, havia a presença de cimento nas fendas não sendo encontrada assim bactérias nas microfendas e no interior dos implantes.

Steinebrunner et al. (2005) analisaram em um estudo *in vitro* a capacidade de infiltração de *Escherichia coli* na interface implante/componente protético durante o carregamento das amostras em uma máquina que simulava movimentos mastigatórios cíclicos. Cinco sistemas de implantes foram avaliados: Branemark System® (Nobel Biocare), Frialit-2® (Dentsply Friadent), Camlog® (Altatec), Replace Select® (Nobel Biocare) e Screw-Vent® (Zimmer Dental). As espécimes foram inoculadas com uma solução contendo 5 µl de *Escherichia coli*, e após receberem seus componentes protéticos foram submersas em um meio de cultura e submetidas ao teste de carga de 120 Newtons de força e 1.200.000 ciclos, com 1 Hz de frequência. Os valores de números de ciclos e o grau de contaminação do meio de cultura do lado externo foram estatisticamente significantes e todas as amostras e conjuntos mostraram contaminação bacteriana. Os autores concluíram que adaptação entre implante e componente protético, micromovimentos entre componentes do conjunto e torque aplicado podem ser os fatores que mostram resultados bem diferentes entre os conjuntos, com respeito à contaminação bacteriana.

Cury e Araújo (2006) avaliaram, em um estudo *in vitro*, a infiltração bacteriana de *Escherichia coli*, na junção implante/componente protético. Foram utilizados implantes Frialit-2, e três tipos de intermediários protéticos de conexão interna não cônica tipo hexagonal interna (Frialit-2, SIN, Impladen). Os conjuntos foram divididos em três grupos e cada amostra foi submersa em cultura BHI a qual recebeu antecipadamente o inóculo com a cepa bacteriana. Os conjuntos foram incubados a 37°C por 02 dias. Os pesquisadores concluíram que o fenômeno da infiltração bacteriana aconteceu do meio externo para o meio interno do implante em todos os grupos.

Em 2006, Norton avaliou a perda óssea marginal do *microgap* existente entre implante e componente protético até a margem da crista óssea entre vários implantes unitários, funcionalmente carregados por até 7,5 anos instalados em região mandibular posterior. Os pacientes tratados para substituir/repor os dentes posteriores ausentes foram incluídos no estudo. A interface de implante/componente protético, que foi colocada no nível do osso crestal foi utilizada como ponto de referência, e foram obtidas radiografias de acompanhamento padronizadas para avaliar a perda óssea marginal. Além disso, foram registrados tecidos moles e complicações protéticas. Foram avaliados 173 implantes em 54 pacientes. Os implantes estavam em função por uma média de 37 meses (intervalo, 21 a 91 meses). Um implante falhou, para uma taxa de sobrevivência de 99,4%. A perda óssea marginal média em geral foi de 0,65 mm (de 0,0 a 4,8 mm). Para os implantes, 80 foram mandibulares e maxilares 93, a perda óssea marginal média foi de 0,56 mm e 0,70 mm, respectivamente. A frequência de perda óssea $\geq 1,0$ mm foi de 25,0% no arco maxilar e 36,0% na mandíbula; 23,1% dos implantes maxilares e 16,7% dos implantes mandibulares não demonstraram perda óssea. Não foram observadas diferenças significativas entre homens e mulheres ou entre fumantes e não fumantes. A diferença entre os níveis ósseos mesial e distal foi significativa ($p < .001$), com respectivas médias de 0,53 mm e 0,76 mm. Os autores concluem que múltiplos implantes repondo dentes únicos colocados nas áreas posteriores mandibulares e maxilares funcionam muito bem. Além disso, é possível manter o osso próximo ao *microgap* do pilar de implante com determinados desenhos de implante.

A avaliação *in vitro* da contaminação bacteriana pela junção implante/componente protético foi objeto de estudo de Oliveira (2006). Para isso foram utilizadas 4 marcas comerciais de implantes nacionais. O estudo relacionou as dimensões dos espaços e das adaptações nas interfaces entre componentes protéticos e o respectivo implante. Foram empregados 80 implantes e os intermediários protéticos de cada marca sendo que 40 implantes eram de conexão externa e 40 de conexão interna, os quais foram divididos em 08 grupos por marca e conexão, cada um com 10 amostras. Grupo 1 Hexágono Externo (10 implantes HE Master Screw®) e grupo 1 Hexágono Interno (10 implantes HI Master Conect AR®), grupo 2 Hexágono Externo (10 implantes HE INP Teres®) e grupo 2 Hexágono

Interno (10 implantes HI INP®), grupo 3 Hexágono Externo (10 implantes HE Titamax®) e grupo 3 Hexágono Interno (10 implantes HI Titamax II®), e grupo 4 Hexágono Externo (10 implantes HE Serson®) e grupo 4 Hexágono Interno (10 implantes HI Serson Implus®). Os implantes após serem retirados de suas embalagens estéreis, receberam na sua porção interna a incubação de *Streptococcus sanguis*. Após a inoculação, os implantes receberam o intermediário protético com torque variando de 20 N.cm a 30 N.cm seguindo as referidas recomendações dos fabricantes de cada fabricante. O conjunto foi mergulhado em meio de cultura BHI (Brain Heart Infusion), e guardado em estufa bacteriológica por 30 dias. Diariamente, foi realizada leitura dos conjuntos em busca de turvamento do BHI procurando contaminações. Após o período de incubação, todas as amostras foram avaliadas em microscópio eletrônico de varredura para checagem dos espaços existentes entre implante e componentes protéticos, em aumentos de 25 a 2500 vezes. Os resultados foram bem distintos para várias marcas desde de 0% para Titamax II® (Neodent - hexágono interno) e Serson® (Serson - hexágono externo), chegando a 90% para os implantes Teres® (INP - hexágono externo), com diferenças significativas. Contudo, se observado apenas os implantes de Hexágono Externo, pode-se concluir que não houve diferença significativa, com referência à contaminação bacteriana. Concluindo que sob a análise de microscopia eletrônica de varredura, os resultados não apresentaram correlação entre o tamanho do microgap e o grau de contaminação bacteriana.

Proff (2006) pesquisou *in vitro* a capacidade de penetração de *Porphyromonas gingivalis* para a porção interna dos implantes da marca Suíça Straumann®. Os componentes eram parafusados no interior de implantes recebendo o torque de 20 N.cm e os seis conjuntos de cada tipo de conexão era submersos em solução nutriente contendo *Porphyromonas gingivalis*. Após 24 horas, três amostras eram retiradas da solução, limpos e recebiam torques contrários para suas aberturas. Amostras da porção interna dos implantes eram coletadas, colocadas em caldo viável e posteriormente plaqueadas em placas de ágar. Os eventos foram repetidos também depois de 72 horas com o restante das amostras e o resultado demonstrou a contaminação por *Porphyromonas gingivalis* após 24 horas.

Kano, Binon e Curtis (2007) realizaram um estudo que comparava a interface implante/componente protético, por meio de quatro métodos de confecção de

componentes. Foram 48 implantes e 48 componentes protéticos de conexão externa tipo plataforma hexagonal (Conexão Master, São Paulo, Brasil), divididos em 4 grupos: 12 componentes protéticos de titânio que foram usinados, 12 componentes protéticos de prata-paládio pré-usinados, 12 componentes protéticos calcináveis que foram fundidos em liga níquel-cromo e 12 componentes protéticos confeccionados em liga de cobalto-cromo. A avaliação das microfendas verticais e horizontais foi realizada em 8 sítios de cada componente, e as medidas realizadas com auxílio de um microscópio óptico em aumento de 150 vezes. Os pesquisadores não encontraram diferenças significantes em relação ao desajuste vertical quando comparados os grupos. Através da classificação proposta, em 23% de todos os sítios onde fora medido, o *microgap*, entre as partes implante/ componente protético demonstraram uma relação ideal, 34% apresentaram discrepância horizontal, 4% só demonstraram discrepância vertical, e 39% mostraram ambas discrepâncias verticais e horizontais. O sistema de classificação para categorizar a interface implante/componente protético permite comparação mais sistemática entre os estudos.

Pappalardo et al. (2007) avaliaram *in vitro* o grau de infiltração bacteriana na junção implante/componente protético. Para isto utilizaram dois sistemas de implantes: Sweden-Martina® (Itália) (com medidas em diâmetros de 3,8mm; 4,7mm; 5,7mm e 6,7 mm; e Bicon® (com um único diâmetro de 3,5 mm). Os resultados mostraram que em todas as amostras de implantes com conexão cônica (Bicon®), e em implantes Sweden-Martina Itália® com diâmetro reduzido de 3,8 mm, não ocorreu qualquer microinfiltração bacteriana. Por outro lado em diâmetros maiores, a infiltração bacteriana aumentou diretamente proporcional ao diâmetro dos implantes.

Em 2007, Santana analisou a infiltração da junção do conjunto implante/componente protético de conexões externas e internas. Trinta e cinco implantes divididos em 7 grupos entre nacionais e importados foram avaliados, os quais se seguem: Straumann (Straumann AG®, Switzerland), Ankylos (Dentsply-Friadent®, Germany), AR Morse (Conexão/Sistema de Prótese® São Paulo-SP), Titamax CM (Neodent® /Curitiba-PR), Titamax II (Neodent®/Curitiba-PR), Stronger (Sin/Sistema Nacional de Implante® São Paulo - SP) e Titanium Fix CM (AS Technology, São José dos Campos-SP). Bactérias *Enterococcus faecalis* foram inoculadas no interior de cada implante e foi realizada rapidamente a instalação e

torque em 32 N.cm do componente protético, e estes conjuntos eram mergulhados em cultura BHI e mantidos por 14 dias. O controle da viabilidade bacteriana foi feito pela avaliação do turvamento do meio de cultura e avaliado por 7 e 14 dias. Todas as amostras dos grupos Ankylos e Neodent CM não demonstraram microinfiltração, mas 20% do grupo Conexão Anti Rotacional Morse mostrou algum grau de infiltração, porém sem apresentar diferenças significantes entre estes grupos. Amostras de Straumann, Titanium Fix CM, Neodent Plus e SIN *Strong* mostraram-se infiltradas após 14 dias do estudo ($p=0,05$), contudo não houve diferenças significantes entre os grupos.

A capacidade de vedação em três sistemas de implantes com diferentes tipos de conexão entre as partes: conexão interna não cônica triangular conhecida como trilóbulo interno, conexão interna cônica, e conexão interna não cônica tipo hexagonal, respectivamente (Replace Select®, Straumann® e Intra-lock®) foi avaliada por Coelho et al. (2008). O estudo foi feito através da avaliação da quantidade da passagem de líquido com um marcador colorido da porção interna para a externa do conjunto implante/componente protético. Em análise espectrofotométrica realizada após 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas, mostrou resultados bastante peculiares, já que os sistemas se comportaram diferentemente durante o tempo de avaliação, o selamento entre as partes não foi igualmente eficaz nos três sistemas testados.

Faria (2008) analisou a infiltração bacteriana na junção implante/componente protético, em um estudo *in vitro*, em três tipos de conexões implantares; conexão externa tipo hexagonal, conexão interna não cônica tipo hexagonal e conexão interna cônica. Em ambiente estéril, *Escherichia coli* foi inoculada na porção apical do parafuso do intermediário protético e parafusados aos implantes com torque de 20 N.cm. Amostras com contaminação externa imediata não foram utilizadas neste ensaio. Os grupos foram mergulhados em tubos de ensaios contendo 2 ml de caldo TSB também estéril. Por um período de 7 dias os conjuntos foram observados e os caldos que se apresentaram turvos foram plaqueados em placa de petri com TSA e armazenados em estufa bacteriológica a 37 °C por 24 horas. Procedimentos para coloração de Gram foram realizadas no caldo assim como nas colônias resultantes do plaqueamento para confirmação da presença de *E. coli* (Gram-negativo). Após o período de avaliação o conteúdo interno foi coletado com cone de papel estéril,

diluído em solução salina e plaqueado em placas de petri contendo TSA, mantidas em estufa bacteriológica a 37°C por 24 horas para verificar a viabilidade da *Escherichia coli*. Após descartes de amostras contaminadas externamente, os números de colônias foram 38 para conexões externas, 40 para conexões internas não cônicas e 41 para conexões internas cônicas. Não houve diferença significativa entre os grupos e o autor concluiu que a infiltração bacteriana aconteceu de modo muito parecido em todos os três tipos de conexões.

A infiltração de *Fusobacterium nucleatum* através da interface implante/componente protético de conexão externa hexagonal (Sistema SIN®, São Paulo, Brasil); com componentes pré-fabricados ou fundidos foi investigada por Do Nascimento et al. (2008). As amostras foram avaliadas por 14 dias sob o item passagem de bactérias do interior do implante para o meio externo. Os implantes receberam 3 µl de suspensão da bactéria e os componentes protéticos foram torqueados com 32 N.cm. A porção superior de cada unidade foi vedada com uma camada de guta-percha e um adesivo de cianocrilato. Algumas amostras foram descartadas por contaminação imediata. Uma amostra de cada grupo mostrou-se contaminada (11,1%). A conclusão por parte dos autores foi que os intermediários pré-fabricados ou fundidos podem apresentar baixos índices de infiltração bacteriana se seguidas as regras de utilização desses componentes.

Barbosa et al. (2009) fizeram uma comparação entre técnicas de avaliação de contaminação no *microgap*, utilizando o método de cultura com bactérias com análise realizada através de DNA. Utilizaram para tal 20 conjuntos de implantes com plataforma de conexão externa tipo hexágono e componentes plástico fundidos em liga de Niquel-Cromo, mas que possuíam base em liga de cobalto-cromo. A amostra foi separada em dois grupos para serem avaliados por cultura convencional e por avaliação por DNA. As amostras por avaliação de cultura receberam uma suspensão de 3 µL da bactéria *Fusobacterium nucleatum*, anaeróbia, que estava em um caldo (TSBy) à base de soja, na qual foi mantida por 48 horas em temperatura a 35°C. Após este período, esta solução foi diluída no padrão 0,5 de MacFarland (1×10^8 UFC/mL). Os conjuntos implantes/componentes protéticos receberam torque de 32 N.cm, segundo orientações do fabricante e tiveram a entrada dos parafusos dos componentes vedados com material de guta-percha e superior com adesivo com base de cianocrilato. Após o fechamento, as unidades foram mergulhadas em

suspensão bacteriana, onde se avaliou após 14 dias a contaminação do meio externo para o meio interno. Para a avaliação por DNA, foi utilizado *microbrushes* nas roscas dos parafusos dos intermediários e na porção interna do implante. Os componentes protéticos eram torqueados com 32 N.cm e também a parte superior do componente com a entrada do parafuso foi fechada do mesmo modo que na avaliação por cultura convencional e caso houvesse extravasamento do inóculo esse era avaliado através de imersão por 30 segundos em um caldo nutritivo, antes de serem incubados. Essas amostras eram mergulhadas por completo em solução nutritiva onde diariamente era feita a leitura da turbidez do meio para ver a possível contaminação. Duas amostras foram descartadas já no início pelo extravasar do inóculo. Os resultados mostraram a presença de bactérias em um número maior no início do experimento com a sua diminuição nos dias subsequentes. Os autores acreditam que a avaliação por DNA é uma avaliação quantitativa da presença de bactérias mais sensível do que a avaliação por cultura convencional.

O grupo de Freitas (2009) realizou uma revisão de literatura, com o intuito de comparar e avaliar as propriedades mecânicas, biológicas e também estéticas de sistemas de implante/componente protético de conexão do tipo interna cônica frente aos sistemas com junção externas com conexão hexagonal. Os implantes de conexão externa, foram os primeiros a serem usados por profissionais e assim o domínio técnico, custo menor por terem várias empresas fabricando e também com maiores opções protéticas foram notados. Os conjuntos com conexão cônica foram descritos com maior estabilidade mecânica e resistência a movimentos rotacionais. Também apresentaram distribuição mais uniforme das forças geradas sobre o componente protético mantendo assim melhor transmissão de forças para o tecido ósseo. A diminuição de problemas mecânicos como afrouxamento dos parafusos, diminuição da fenda reduzindo a invasão bacteriana na interface implante/componente protético foram observados mantendo baixo o potencial de perda óssea ao redor do implante.

Harder et al. (2010) avaliaram o comportamento de dois sistemas com conexão interna cônica (AstraTech® e Ankylos®) quanto à capacidade de vedação impedindo que as endotoxinas em condições estáticas pudessem sair do interior dos implantes. Para isso, inóculos de endotoxinas foram colocados no interior de oito implantes de cada sistema supracitado; os componentes protéticos aparafusados

sobre os implantes com torques recomendados e foram mantidos em água com supernadantes pirogênicos por 168 horas. Amostras do supernadante foram removidas nos determinados tempos: após 5 minutos, 24, 72 e 168 horas. Somente uma amostra do AstraTech® não apresentou contaminação após 168 horas. Contrariamente a isso, todos os conjuntos do sistema Ankylos® demonstraram contaminação após primeiros 5 minutos. Os autores concluíram que mesmo as conexões internas cônicas não foram capazes de prevenir infiltração por endotoxinas.

Nesse mesmo ano Maia pesquisou o grau de desadaptação na junção implante/componente protético em sistemas de implantes vendidos em mercado nacional (Intra Lock CM, Titanium Fix CM, SIN CM). Quatro amostras de cada sistema foram avaliadas sob efeitos dos torques recomendados pelos próprios fabricantes. Após o torque foram observadas as medidas do grau de desadaptação em três diferentes pontos utilizando a microscopia eletrônica de varredura em aumento de 5000x (Microscópio JEOL JSM- 5800, EUA). O grupo Titanium Fix CM demonstrou a pior adaptação com a maior média e o grupo do sistema SIN CM mostrou a menor média. Não foi observada diferença significativa entre os três grupos estudados, além disso todos os grupos apresentaram algum grau de desadaptação da interface implante/componente protético.

Em 2011 Weng et al. monitoraram radiograficamente os níveis ósseos peri-implantares em duas diferentes configurações *microgap* durante 3 meses de cicatrização em implantes não submersos. Seis cães vira-latas receberam dois implantes com conexão interna tipo cônica (grupo do interno) em um lado da mandíbula e dois implantes com conexão externa tipo hexagonal (grupo do externo) no outro lado. Um implante de cada lado foi posicionado no nível ósseo (equicrestal); o segundo implante foi inserido 1,5 mm abaixo da crista óssea (subcrestal). Os pilares de cicatrização foram conectados diretamente após a inserção do implante, e os implantes foram mantidos por 3 meses sem carga protética. Na colocação de implantes e nos controles de 1, 2 e 3 meses, foram tomadas radiografias padronizadas para monitorar os níveis ósseos peri-implantares. Como resultados, todos os implantes osteointegraram. Uma perda total óssea de $0,48 \pm 0,66$ mm foi medida no grupo equicrestal interno, $0,69 \pm 0,43$ mm no grupo externo equicrestal, $0,79 \pm 0,93$ mm no grupo de subcrestal interno, e $1,56 \pm 0,53$ mm no grupo de

subcrestal externo ($p > .05$, teste t pareado). Dentro dos quatro grupos, a perda óssea ao longo do tempo tornou-se significativamente maior nos grupos externos do que nos grupos internos. A maior perda óssea foi observada no grupo de subcrestal externo. Como conclusão e dentro dos limites desse estudo em animal, parece que mesmo sem o carregamento protético, diferentes configurações de *microgap* causam diferentes padrões de perda óssea durante o período de cicatrização de implantes não submersos. O posicionamento subcrestal de um *microgap* de conexão implante/componente protético tipo externa hexagonal pode levar a uma perda óssea mais rápida.

Nesse ano ainda, Weng et al. analisaram as reações radiográficas ósseas de dois diferentes sistemas de implantes que foram monitoradas por 6 meses. O estudo foi feito em oito cães vira-latas, com dois implantes de cada lado com conexão interna cônica (Grupo interno) e no lado contralateral recebeu também dois implantes, estes com conexão hexagonal externa (grupo externo). Em cada lado, um implante foi alinhado no nível ósseo (equicrestal) e o segundo implante foi colocado 1,5 milímetros subcrestal. Os pilares de cicatrização foram colocados 3 meses após cicatrização submersa, e os implantes foram mantidos por mais 3 meses sem carga protética. Na colocação do implante e após 1, 2, 3, 4, 5 e 6 meses, foram obtidas radiografias padronizadas e os níveis ósseos peri-implante foram medidos no que diz respeito à localização *microgap* e avaliados estatisticamente. Todos os implantes osteointegraram clinicamente e radiograficamente. A perda óssea média total foi de $0,68 \pm 0,59$ mm no grupo equicrestal interno, $1,32 \pm 0,49$ mm no grupo externo equicrestal, $0,76 \pm 0,49$ mm no grupo subcrestal interno, e $1,88 \pm 0,81$ mm no grupo subcrestal externo. As diferenças entre os grupos interno e externo foram significativas (testes t pareado) assim como no primeiro estudo. As primeiras diferenças significativas entre os grupos internos e externos foram observadas no mês 1 nos grupos subcrestais e em 3 meses nos grupos equicrestal. A perda óssea foi mais acentuada no grupo de subcrestal externo. Os autores concluíram que diferentes configurações de conexão e seus *microgaps* podem causar diferentes quantidades de perda óssea, mesmo antes do carregamento protético. A colocação subcrestal de um implante com conexão tipo externa hexagonal e abaixo da crista óssea pode levar a uma perda óssea radiográfica mais acentuada.

Dias et al. (2012) tiveram como objetivo verificar a presença de *microgaps* entre implantes e pilares protéticos em suas superfícies externas, em cinco sistemas de implantes com conexão externa tipo hexagonal diferentes e determinar se ocorria vazamento bacteriano através da interface implante/componente protético (I-A). Foram utilizadas dez implantes de cada sistema (Neodent®, Dentoflex®, Titanium Fix®, SIN® e Conexão®). Foram inoculadas em oito amostras de cada sistema de implante com 0,3 µL de suspensão de *Escherichia coli* para avaliação de vazamento bacteriano. Foram utilizadas outras duas amostras como controles. A análise da amostra foi realizada às 24 e 48 horas e nos dias 5, 7 e 14 após a inoculação. Após a análise microbiológica, todas as amostras foram preparadas para a avaliação da interface implante/componente protético sob microscopia eletrônica de varredura. A média da abertura do *microgap* foi obtida de seis pontos em aumentos de 1.000 vezes e 3.000 vezes. O sistema de implante Neodent mostrou a adaptação mais precisa ($0,51 \pm 0,39 \mu\text{m}$), seguida por Dentoflex ($1,44 \pm 0,73 \mu\text{m}$), Titanium Fix ($1,88 \pm 1,28 \mu\text{m}$), SIN ($2,46 \pm 3,38 \mu\text{m}$) e Conexão ($2,68 \pm 3,02 \mu\text{m}$). Vinte e cinco por cento das amostras Dentoflex mostraram vazamento bacteriano através da interface implante/componente protético; e nenhum outro sistema de implante apresentou vazamento bacteriano. A largura do *microgap* na interface Implante/componente protético foi inferior a 3 µm em todos os sistemas e os autores concluíram que não foi observada alguma correlação direta entre vazamento bacteriano e desajuste da interface Implante/componente protético.

Do Nascimento et al. (2012) avaliaram, em *estudo in vitro*, o vazamento bacteriano da saliva humana para a parte interna dos implantes ao longo da interface do implante/componente protético em condições de testes com carga e sem carga usando o checador de microrganismos por DNA. Sessenta implantes odontológicos (SIN, Sistema de Implante Nacional) divididos com amostras em número de 20, para cada tipo de conexão; conexão externa tipo hexagonal, conexão interna tipo hexagonal e cônica. Para cada amostra, pilares cônicos foram utilizados neste estudo sendo apertados com 20 N.cm e torquímetro manual. Cada grupo foi subdividido em dois grupos de 10 implantes carregados e 10 não carregados. As montagens foram imersas em saliva humana, tubos com 200 µl e (1) carregadas com 500.000 ciclos a 120 N (grupo experimental) ou (2) incubadas em condições estáticas durante 7 dias a 35 °C (grupo de controle não carregado). Como resultados

os microorganismos foram encontrados nas superfícies internas de todos os tipos de conexões. A conexão interna cônica apresentou a menor contagem de microorganismos nos grupos não carregados e carregados. Os implantes carregados apresentaram maiores contagens de microorganismos do que implantes não carregados para conexões externas e internas hexagonais. Os autores concluíram que as espécies bacterianas da saliva humana podem penetrar ao longo da interface implante/componente protético sob condições descarregadas e carregadas para todas as conexões avaliadas.

O grupo de Saidin et al. (2012) realizou um estudo cujo objetivo foi analisar a micromovimentação e distribuição de estresse existentes nas interfaces das conexões de implantes e quatro tipos de pilares: conexão interna tipo hexágono interno, octógono interno, cônico interno e trilobular. Um modelo tridimensional (3D) de mandíbula da área posterior esquerda foi reconstruído a partir de conjuntos de dados oferecidos por tomografias computadorizadas. Quatro sistemas de implantes dentários foram projetados e analisados de forma independente em uma simulação virtual de uma substituição do primeiro molar inferior. As propriedades dos materiais, as propriedades de contato, o carregamento fisiológico e as condições de contorno foram atribuídos ao modelo 3D. Os pilares tipo hexagonal e octogonal internos produziram padrões semelhantes de micromovimento e distribuição de estresse devido ao seu desenho poligonal regular. O pilar cônico interno produziu a maior magnitude da micromovimentação, enquanto a conexão trilobular mostrou a menor magnitude do micromovimento devido ao seu perfil também poligonal. Os pilares não cilíndricos proporcionaram um mecanismo de bloqueio estável que reduziu a micromovimentação dos componentes e, portanto, segundo os autores, reduz a ocorrência de *microgaps* na interface implante/componente protético. No entanto, o estresse tende a se concentrar nos vértices dos pilares, o que poderia levar a microfraturas e a subsequente formação de *microgap*.

A equipe de pesquisa de Silva-Neto (2012) avaliou a infiltração na junção implante componente/protético de implantes de conexão externa tipo hexagonal e componentes protéticos com diferentes quantidades de bactérias e variados torques. A primeira parte deste ensaio utilizou nove implantes e componentes protéticos que foram divididos em três grupos com diferentes quantidades de suspensão bacteriana (n = 3): V0.5: 0,5 µl ; V1.0: 1.0 µl e V1.5: 1,5 µl, e apertados com o torque

recomendado pelo fabricante. A segunda etapa do estudo utilizou 27 amostras que eram semelhantes aos utilizados na primeira etapa. Estas amostras receberam inóculos de 0,5 µl de suspensão bacteriana e divididas em três grupos (n = 9). T10: 10 N.cm; T20: 20 N.cm e T32: 32 N.cm. Os conjuntos foram avaliados sob a turbidez do caldo diariamente no período de 14 dias. Os resultados mostraram que na primeira etapa as amostras dos grupos V1.0 e V1.5 demonstraram a contaminação bacteriana em todo os conjuntos após 24 hs. Na segunda etapa do estudo, dois conjuntos do grupo T10 e um da T20 mostraram resultados positivos para contaminação bacteriana. Os torques de aperto não mostraram nenhum efeito sobre a infiltração nas amostras. Contudo o grupo que foi torqueado com 32 N.cm não mostrou contaminação bacteriana. Também a viabilidade das bactérias no interior dos implantes foi demonstrada pelos autores após 14 dias de experimentação.

Tripodi et al. (2012) avaliaram com amostras de conjuntos implante/componente protético não cônica interna hexagonal (10 amostras) e interna cônica (também 10 amostras) em um estudo *in vitro*, o vedamento entre as interfaces. Cinco implantes, por grupo, receberam um conteúdo de suspensão de *Pseudomonas aeruginosa* (Pa) e os outros 5 implantes, por grupo, com *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (Aa). O grau de contaminação foi medido pela observação da turvação do caldo. A contaminação bacteriana foi encontrada em 2 das 5 amostras de implantes semeados com o Pa, e nas amostras semeadas com Aa, a contaminação esteve presente em três unidades, em implantes de conexão interna não cônica hexagonal resultando em contaminação de 5 das 10 amostras testadas. Nos conjuntos de conexão interna cônica a contaminação bacteriana foi visualizada em 2 de 5 conjuntos nos conjuntos semeados com o Ps, mas em conjuntos com Aa, nenhuma contaminação foi vista em um total então de 2 das 10 amostras testadas. Os autores concluíram que há um melhor desempenho das conexões internas cônicas quando comparadas com as de conexões internas não cônica tipo hexagonal.

Jorge et al. (2013) avaliaram a preservação do torque aplicado nos parafusos de retenção do conjunto implante/componente protético através de testes com ciclagem mecânica, em um período antes e depois do teste, assim como o desajuste vertical dos parafusos com as coroas implanto-suportadas em liga de cobalto-cromo confeccionadas para os conjuntos (n=10). Foram avaliados três grupos: implantes

com conexão interna cônica com componentes protéticos cônico (grupo CMC), implantes com conexão externa tipo hexagonal e seus componentes protéticos cônicos (grupo EHC) e implantes com conexão interna não cônica tipo hexagonal e também os seus respectivos componentes protéticos UCLA (grupo EHU). Torque inicial foi aplicado sobre os parafusos de retenção e, após o tempo de 3 minutos, o torque de remoção inicial foi medido. As coroas sobre os conjuntos implante/componentes protéticos sofreram reapertos e foram submetidos ao teste de ciclagem por meio de carga oblíqua (30 graus) de 130 ± 10 N a 2 Hz de frequência, em um total de 1×10^6 ciclos. Após a ciclagem, o contratorque final foi medido e registrado e o grau de desajuste vertical foi mensurado utilizando microscopia. Todos os valores de contratorque nos grupos foram menores do que o torque de aperto antes e depois do ciclo mecânico. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os grupos antes da ciclagem mecânica, mas uma perda significativamente menor do contratorque foi verificada no grupo CMC em relação ao grupo EHC. Contudo os valores de desajuste vertical foram significativamente menores, após a ciclagem mecânica. Mesmo assim, não houve diferença entre os grupos. Os autores concluíram que não houve correlação significativa entre os valores de contratorque e de desajuste verticais, mas foi observada diminuição significativa de torque antes e após o ciclo mecânico. A conexão interna cônica também conhecida no mercado como Cone Morse foi a que manteve os índices de maior torque. A ciclagem mecânica reduziu o grau de desajuste vertical em todos os grupos da pesquisa, embora nenhuma correlação significativa entre desajustes verticais e perda de torque fora outrora encontrado.

Gehrke e Pereira (2014) mediram e compararam a interface entre o Implante e o componente protético de um sistema de conexão tipo interna cônica antes e depois do carregamento cíclico usando microscopia eletrônica de varredura. Foram utilizados quatro implantes (Implacil de Bortoli®) de 4,00 mm por 11,00 mm com este tipo de conexão e quatro pilares sólidos de altura de 4,00 mm por 4,5 mm de diâmetro protético. Estes pilares foram usinados para reduzir o diâmetro da peça correspondente ao local de cimentação da prótese. Foram parafusados então nos implantes e torqueados a 25 N.cm. Por meio de um microscópio eletrônico de varredura, 32 imagens (16 antes e 16 após o ciclo) das interfaces foram obtidas em ampliação de $\times 1.000$ e $\times 5.000$. As amostras foram submetidas a 345.600 ciclos

com uma máquina de teste da fadiga, em que a carga aplicada era 80 Newton e a frequência era 4 Hz, para simular a mastigação. Com o software apropriado (Imagem Tool 3.0), as aberturas marginais das interfaces antes e depois do ciclo de carga foram mensuradas. Diferenças significativas foram encontradas entre interfaces antes e depois do ciclo de cargas. Antes da ciclagem mecânica, os conjuntos de implante/componente sólido exibiram tamanho médio de abertura de $3,34 \pm 2,17 \mu\text{m}$, enquanto que o tamanho médio da diferença após o ciclo mecânico foi de $1,35 \pm 0,64 \mu\text{m}$. Como conclusão, os autores relatam que após o ciclo mecânico, houve diminuição significativa do tamanho do *microgap*, que indicou melhor adaptação e capacidade de vedação ao nível do microgap.

Gil et al. (2014) avaliaram o tamanho do *microgap* e o comportamento de fadiga de implantes com conexões externas e internas. Cinquenta implantes para cada tipo de conexão foram estudados. Os implantes foram produzidos pela Klockner[®] (SK2, com conexão externa e o Essential Cone, com conexão interna) e em ambos os sistemas, o torque para apertar o parafuso dos componentes protéticos foi de 45 N.cm. Um subgrupo (n = 5) foi utilizado pela observação e avaliação do *microgap*, outro (n = 5) foi testado quanto à resistência à fratura e o outro (n = 40) foi submetido a carga mecânica dinâmica. O grupo de conexão interna apresentou um *microgap* menor do que o grupo de conexão externa. Dos resultados de fadiga, a interface hexagonal externa mostrou resultado superior em comparação com as interfaces hexagonais internas. As tolerâncias nas conexões internas são melhores e favorecem o comportamento de fadiga, mas esse fator por si só não é suficiente para melhorar a resposta à fadiga em relação às conexões externas quando o parafuso é submetido ao mesmo torque. O sistema de conexão externa apresentou maior valor da área de distribuição do que o grupo com conexão interna e produziu uma melhor distribuição de carga. O grupo de conexão interna teve um *microgap* menor do que o grupo de conexão externa com diferenças estatísticas significativas. Foi observada uma boa adaptação entre o implante e o componente protético retido pelo parafuso. Em muitos casos destas amostras, as distâncias foram menores que o diâmetro das bactérias e os autores concluíram que consequentemente não é possível uma infiltração de microorganismos neste tipo de conexão.

Ramos et al. (2014) tiveram como objetivo avaliar o efeito da troca de componentes protéticos pré-fabricados em liga de cobalto-cromo (Co-Cr) em um componente protético universal (UCLA) na capacidade de vedação e ajuste da interface implante/componente protético de uma marca de implante e seis marcas diferentes de componentes com as mesmas características. Cento e vinte implantes de conexão externa tipo hexágono (SIN®) foram divididos em dois grupos (n = 60 cada) os quais receberam componente UCLA de seis fabricantes (n = 10 cada) com ou sem margem em cobalto-cromo (n = 60 cada). Os grupos foram formados com M (Microplant®), I (Impladen®), S (SIN®), Sv (Signo Vincas®), T (TitaniumFix®) e B (Bionnovation®). O material para checagem de vazamento foi azul de toluidina a 0,1% e a quantia foi de 0,7 µL, o qual foi colocado nas cavidades do implante antes do torque recomendado pelos fabricantes dos componentes protéticos selecionados. As amostras de implante/componente protético foram colocadas em frascos de 2,0 mL contendo 0,7 mL de água destilada mantendo a interface implante/componente imersos. Frações de 100 µL de água foram retirados nos intervalos de tempo em 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas de incubação para aferição de manchamento do conteúdo avaliadas por um espectrofotômetro. Microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi utilizada para observação do conjunto. Os grupos M, Sv e T sem a margem de Co-Cr resultaram em liberação completa de azul de toluidina a 1 hora, enquanto I, S e B o fizeram em 3, 24 e 96 horas, respectivamente. Vazamento completo em componentes com margem pré-fabricada ocorreram às 6 horas para S; 24 horas para Sv, T e B; e 72 horas para M e I. Lacunas de implantes e pilares foram observadas em todos os grupos. Um pior ajuste foi descrito para os grupos M e T sem a margem em cobalto-cromo. Como conclusão, os autores concluíram que houve vazamento do material azul de toluidina em todos os componentes utilizados, independentemente da presença da margem em liga de cobalto-cromo. *Microgaps* entre implantes e componentes foram observadas em todos os grupos.

Em 2014, Smith e Turkyilmaz avaliaram a vedação em 2 diferentes interfaces implante/componente protético sob o ponto de vista de diferentes valores de torque do parafuso, em componentes protéticos de zircônia e titânio. Vinte pilares estéreis de zircônia e 20 pilares estéreis de titânio, foram colocados e torquados em 40 implantes estéreis (Nobel Replace; Nobel Biocare®); e após colocados em tubos de ensaio. Foi avaliada a capacidade de uma mistura bacteriana de *Prevotella*

intermedia, *Porphyromonas gingivalis* e *Fusobacterium nucleatum* vazar através da conexão implante-componente de titânio em 20 N.cm e 35 N.cm, e uma junção implante/componente de zircônia sob valores de torque de 20 N.cm e 35 N.cm. A avaliação foi diária até um vazamento ser observado. Uma vez que uma unidade demonstrasse vazamento, uma amostra do conteúdo interno era colhida e plaqueada. Após 4 dias, o número de colônias em cada placa foi contada com um contador de colônia eletrônico. O plaqueamento foi utilizado para verificar se ocorreram ou não vazamentos bacterianos e quando ocorreu estes vazamentos. As amostras de implante/componente protético foram removidas e enxaguadas com solução salina tamponada com fosfato e avaliadas com um estereomicroscópio. O *microgap* marginal entre o implante e o componente foi medido e correlacionado com a quantidade de vazamento bacteriano. Foi observado vazamento bacteriano em todos os espécimes, independentemente do valor do torque do material ou do parafuso. Com pilares de titânio, alterando o valor do torque do parafuso de 20 N.cm a 35 N.cm não afetou significativamente a quantidade de vazamento bacteriano observado. No entanto, com os pilares de zircônia, alterar o valor do torque do parafuso de 20 N.cm a 35 Ncm resultou em valores significativos melhores ($p < 0,017$). No geral, o intervalo marginal observado foi maior na interface do pilar de zircônia (5.25 ± 1.99 mm) do que a interface do pilar de titânio (12.38 ± 3.73 mm), independentemente do valor do torque do parafuso. A estereomicroscopia revelou diferença marginal não uniforme em todos os espécimes. Os autores concluíram que ao longo do tempo, as bactérias irão percorrer o *microgap* do implante/componente protético localizado na interface do implante e do componente. Implantes com um pilar de titânio demonstram um *microgap* menor do que implantes com um pilar de zircônia. Apertar o parafuso do componente de zircônia de 20 N.cm a 35 N.cm diminui o tamanho do *microgap*, o que sugere ajuste mais íntimo entre o implante e o pilar.

Blum et al. (2015) avaliaram a formação de *microgap* e o padrão de desgaste de diferentes conjuntos implantes/componentes protéticos após cargas cíclicas. Foram utilizados vários sistemas de implantes com diferentes interfaces cônicas entre implante/componente protético. Oito amostras de cada sistema (Nobel Active (NA), Nobel Biocare, Gothenburg, Suécia; Ankylos CX (AN), AstraDentsply, Mannheim, Alemanha; Bone Level (BL), Straumann, Waldenburg, Suíça; Astra

OsseoSpeed™ TX (AS), AstraDentsply), foram utilizados e cada amostra recebeu o seu componente protético, que foi esterilizado e torqueado com o valor segundo o fabricante, dentro de um fluxo laminar. Os implantes foram avaliados pela primeira vez usando radiofrequência de alta resolução de raio-X (SRX) e microscopia eletrônica de varredura (SEM). Os conjuntos de implante/componente protético foram então submetidos a carga cíclica, por meio de um simulador de mastigação eletrônico a 98 N e seu *microgap* foi avaliado após 100.000, 200.000 e 1 milhão de ciclos usando SRX e tomografia computadorizada (CT). Os mecanismos de desgaste da conexão do implante/componente protético após 200.000 ciclos e 1 milhão de ciclos foram ainda observados usando SEM. Todos os implantes demonstraram *microgap* entre o implante e o componente protético antes do carregamento. O tamanho do espaço entre as partes aumentou com o carregamento cíclico, sendo as mudanças significativamente maiores nos primeiros 200.000 ciclos. O desgaste foi visto em todos os implantes, independentemente do seu desenho de interface. O padrão de desgaste consistiu em desgaste e desgaste adesivo, onde as partes se desgastaram juntando-se entre si.

Canullo et al. (2015) avaliaram a microflora bacteriana presente no interior da conexão implante/componente protético e no fluido do sulco peri-implantar em implantes saudáveis, e analisaram as relações entre estes locais de abrigo bacteriano para quatro sistemas de implantes diferentes, após pelo menos 5 anos de carga funcional. Para isso, um estudo transversal foi realizado envolvendo 40 pacientes tratados com próteses parciais fixas cimentadas, metalocerâmicas, suportadas por pelo menos dois implantes saudáveis carregados funcionalmente por 5 anos. Foram estudados quatro diferentes conexões de implante/componente protético: hexágono externo (grupo de controle), hexágono interno duplo (grupo de teste 1), hexágono interno com colarinho externo (grupo de teste 2) e conexão cônica (grupo de teste 3). Foram obtidas amostras para análise microbiológica de três tipos de sítios: sulco peri-implantar, porção interna das conexões e amostras da superfície externa do componente protético e, como controle, amostras bacteriana dos sulcos gengival de dentes vizinhos. O PCR em tempo real quantitativo foi realizado para contagem bacteriana total e para 10 microrganismos: *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivais*, *Tannerella forsythensis*, *Treponema denticola*, *Prevotella intermedia*, *Peptostreptococcus micros*,

Fusobacterium nucleatum, *Campylobacter reto*, *Eikenella corrodens*, e *Candida albicans*. As variáveis de resposta foram porcentagem de locais positivos e carga bacteriana absoluta. As relações das variáveis de resposta com o tipo de conexão e de local de amostragem foram avaliadas usando equações de estimativa generalizada. No que se diz respeito à análise da positividade das bactérias no sulco peri-implantar não foram observadas diferenças significativas. Analisando o interior da conexão, nenhum dos desenhos de conexão tinha a capacidade de evitar vazamentos microbiológicos através da junção implante/componente protético que acontecia por via de *microgaps*. O grupo de teste 3 apresentou os valores médios mais baixos para as bactérias complexas vermelhas e o grupo de controle o mais elevado, embora as diferenças fossem não-significativas. Significância estatística só foi alcançada para *Treponema denticola* na análise de carga bacteriana dentro da conexão. Os grupos 1 e 2 do teste resultaram em valores mais baixos para bactérias complexas alaranjadas mas somente para *Peptostreptococos*, as diferenças foram significativas. Os grupos de teste 2 e 3 tinham contagens bacterianas totais significativamente mais baixas no sulco peri-implantar e dentro da conexão. Os resultados sugerem que todas as conexões analisadas resultaram em contaminadas após 5 anos de carga funcional. No entanto, o desenho de conexão pode influenciar os níveis de atividade bacteriana qualitativamente e quantitativamente, especialmente dentro da conexão do implante.

Khongkhunthian et al. (2015) tiveram como objetivo comparar a resistência ao torque e os *microgaps* entre um novo tipo de conexão com cone e índice de posicionamento (Octatorx) e uma conexão interna de implante tipo hexágono interno. A conexão combinada Octatorx-cone foi desenvolvida para superar as fraquezas da conexão final. Esta conexão é uma combinação da conexão de cone e do índice de posicionamento chamado de torx especial. Normalmente, o torx é definido como uma unidade "hexalobular" em forma de estrela com 6 pontos arredondados. Foi projetado para permitir o aumento do torque transferido à parte interna do implante. Vinte Octatorx e 20 conexões hexagonais internas foram parafusadas com parafusos de retenção a 30 N.cm. Em um teste de resistência à torção, 10 de cada tipo de conexão foram conectados a uma máquina de teste universal. A resistência de torque com velocidade de rotação de 90 graus por minuto foi registrada. Para a medição de *microgap*, cada uma das 10 conexões foi

incorporada em resina acrílica transparente. Os blocos foram cortados longitudinalmente. Vinte espécimes de cada conexão foram avaliados. Doze medidas de *microgaps* (6 em cada lado da amostra) foram registradas sob microscopia eletrônica de varredura. A resistência média à torção de Octatorx ($203,6 \pm 17,4$ N.cm) foi significativamente maior que a do hexágono interno ($146,4 \pm 16,1$ N.cm, $p < 0,05$). Para o *microgap*, houve diferença significativa ($p=0,001$) entre os valores médios de Octatorx (1,19 mm) e o hexágono interno (3,80 mm). Os autores concluíram que neste estudo, a nova conexão, a Octatorx, teve *microgap* menor e maior resistência ao torque do que a conexão hexagonal interna.

Em 2015, Martin-Gili et al. demonstraram o risco potencial da microfiltração entre dois tipos diferentes de conexões entre implante e componente protético que receberam torque entre as partes de 45 N.cm: um sistema utilizando conexão externa e outro conexão interna. Os implantes utilizados foram 20 unidades do SK2 Klockner® Implant system (Klockner®, Barcelona) e 20 unidades do ESSENTIAL CONE Klockner®. Pela primeira vez, o uso de uma boca artificial mecânica é utilizado com os valores (compressão e carga de torção com frequência de 2 Hz) imitando a mastigação humana. Os testes mecânicos foram realizados com saliva artificial a 37 °C. O *microgap* na conexão foi medido por um software de análise de imagem incorporado a um microscópio eletrônico de varredura de alta resolução. As conexões de implantes foram preenchidas com azul de metileno usando pipetas de precisão auto-ajustáveis e a quantidade de vazamento foi determinada por espectrometria de alta sensibilidade. Como resultado tiveram que a conexão interna possui *microgaps* menores em comparação com as de conexão externa e estes *microgaps* ficaram maiores após o número de ciclos mecânicos. O vazamento de azul de metileno foi maior quando o teste foi aplicado em amostras de conexão externa. A conexão interna teve *microgap* menor do que os externos com diferenças estatísticas significativas. Foi observada uma boa adaptação entre o implante e o componente protético. Usando um novo modelo que se assemelha à mastigação humana, os autores concluem que em um novo modelo *in vitro*, os implantes de conexão interna apresentavam *microgaps* menores e microfiltração inferior em comparação com aqueles com conexão externa.

Em 2016, Garrana realizaram um estudo para determinar se a endotoxina podia atravessar diferentes interfaces da conexão do implante/componente protético

(IAC); e ainda quantificar a quantidade de endotoxinas que atravessam essa junção, o IAC; e comparar os comportamentos *in vitro* dos diferentes tipos de junções. Vinte e sete interfaces implante/componente protético foram inoculadas com endotoxina de *E. coli*. Seis dos vinte e sete exemplares foram conexões externas de um sistema (Southern® Implants) e os restantes vinte e um exemplares foram constituídos por sete tipos internos de IAC de quatro empresas de implantes diferentes (Straumann®, Ankylo®, Neodent® e Southern Implants). Dos 27 conjuntos testados, todos os 6 conjuntos externos vazaram quantidades mensuráveis de endotoxina. Dos restantes 21 internos, 9 das amostras não mostraram vazamento mensurável, enquanto os 12 restantes vazaram quantidades variáveis. O nível médio de endotoxina de registro foi significativamente maior para o externo em comparação com os tipos internos ($p=0.015$). Dentro dos parâmetros deste estudo, os autores puderam concluir que o vazamento de endotoxinas depende do desenho da conexão. Straumann Synocta, Straumann Cross-fit e Ankylos exibiu as melhores performances de todos os conjuntos testados com vazamento indetectável após 7 dias. Cada uma destas conexões incorporou conexão do tipo interna cônica no seu desenho geométrico.

Jorn et al. (2016) tinham como objetivo comparar dois métodos para investigar a formação de *microgap* em implantes dentários carregados, através de tomografia computadorizada (micro-CT) e análise de elementos finitos não-lineares tridimensionais (3D) (FEA); e ainda, os estresses a serem esperados durante o carregamento por FEA. Um conjunto implante/componente protético foi avaliado para a busca de *microgaps* entre o implante (Osseo Speed, Astra Tech®), e o seu componente que recebeu carga oblíqua de 200 Newtons. Foi construído um modelo numérico da situação e as condições de contorno e a carga externa foram definidas de acordo com o experimento. O modelo foi refinado passo a passo até o seu comportamento de deslocamento de carga corresponder suficientemente aos dados de experiências de carga anteriores. O FEA do modelo final, validado, foi utilizado para determinar as larguras dos *microgaps*. Estes foram comparados com as larguras, conforme medido na inspeção de micro-CT. Finalmente, as distribuições de estresse foram avaliadas em regiões selecionadas. Como resultados não foram detectados *microgaps* maiores que 13 µm por tomografia computadorizada para o implante carregado. A análise de elemento finito, FEA revelou larguras de espaço de até 10 µm entre o implante e o pilar no lado da aplicação de carga. Além disso, a

FEA demonstrou a deformação plástica em uma área limitada no colar do implante. A FEA provou ser um método adequado para estudar a formação de *microgap* em conjuntos implantes/componentes protéticos. Segundo os autores a extensão da área do espaço, no entanto, foi definida como muito pequena quanto a permitir que os agentes patogênicos orais entrem no espaço morto entre o pilar e o implante, de modo que o risco de desenvolvimento de peri-implantite, devido à existência intermediária deste espaço, durante o carregamento pode ser considerado menor, e a FEA mostrou-se superior ao método radiológico aplicado para estudos detalhados sobre a formação de lacunas nos implantes dentários.

Koutouzis et al. (2016) tiveram como objetivo neste estudo avaliar o risco potencial de invasão bacteriana nos *microgaps* encontrados na interface da união entre implante e componente protético utilizado (IAI) de implantes dentários com um desenho da margem inclinado utilizando um modelo de carregamento dinâmico *in vitro*. Quarenta implantes foram divididos em dois grupos (n = 20 por grupo) com base no desenho marginal do implante. O Grupo 1 foi composto de implantes com conexão cônica e desenho marginal convencional e o Grupo 2 foi composto de implantes com conexão também cônica e de desenho marginal inclinado na região onde se conectam os pilares de titânio. Os espécimes foram imersos em solução bacteriana de *E. coli* e carregados com 500.000 ciclos de 160 Newtons usando um simulador de mastigação. Após a desconexão da junção implante/componente protético, amostras microbianas foram retiradas da porção dos passos de rosca do componente protético, plaqueadas e cultivadas em condições apropriadas. Dez de vinte implantes do Grupo 1 e oito de vinte implantes do Grupo 2 tiveram *microgaps* na junção implante/componente protético colonizados por *E. Coli*. Não houve diferença significativa no número médio da unidades formadoras de colônia de *E. Coli* detectado entre implantes do Grupo 1 (média 19,2, SD 23,6) e Grupo 2 (média 12,5, SD18,9) ($p > 0,05$). Os autores demonstraram neste estudo que os implantes com um desenho marginal inclinado apresentavam risco similar para a invasão bacteriana nos *microgaps*, sob condições de carga dinâmica *in vitro* em comparação com implantes com desenho marginal convencional.

O torque de remoção e a penetração, *in vitro*, do biofilme nas conexões de implantes/componente protético em conexões externas tipo hexagonal e internas cônicas após testes de fadiga foi objeto do estudo de Pereira et al. (2016). Sessenta

implantes dentários (Titamax-Neodent®) foram divididos em dois grupos: (1) Conexão interna cônica e (2) implantes com conexão externa tipo hexagonal. Os testes de fadiga nos conjuntos implantes/componentes protéticos foram realizados a uma força comumente aplicada em trabalhos de pesquisa (50 N a 1,2 Hz para 500.000 ciclos em meio de cultura contendo saliva humana por 72 horas). Os valores médios de torque de remoção ($n=10$) foram medidos após testes de fadiga. Os conjuntos foram então imersos em solução de protease a 1%, a fim de separar os biofilmes para análises de densidade óptica e unidade de formação de colônias (CFU/cm²). Os grupos de conjuntos de implante/componente protético ($n = 8$) foram seccionados transversalmente em 90 graus em relação ao plano da conexão implante/componente protético para a medição de *microgap* por microscopia eletrônica de varredura. Os valores médios do torque de remoção dos pilares foram significativamente menores para os pilares cônicos ($22,1 \pm 0,5$ pm) e os hexagonais externos ($21,1 \pm 0,7$ pm) após testes de fadiga do que os registrados sem testes de fadiga (respectivamente $24 \pm 0,5$ pm e $24,8 \pm 0,6$ pm) em meio de biofilme durante 72 horas ($p=0,04$). Os valores médios do tamanho do *microgap* para as junções cônicas foram estatisticamente significante inferiores sem testes de fadiga ($1,7 \pm 0,4$ pm) do que os registrados após testes de fadiga ($3,2 \pm 0,8$ pm). Além disso, os valores médios do tamanho do *microgap* para as conexões externas tipo hexagonal sem fadiga foram estatisticamente inferiores ($1,5 \pm 0,4$ pm) do que os registrados após testes de fadiga ($8,1 \pm 1,7$ horas) ($p<0,05$). A densidade óptica dos biofilmes e os valores médios de CFU foram menores nas conexões cônicas (Em> s630nm a 0,06 e $2,9 \times 10^4$ CFU / cm²) do que nos pilares hexagonais externos (Abs630nm a 0,08 e $4,5 \times 10^4$ CFU/cm²) ($p= .01$). Os autores descrevem que os valores médios do torque de remoção, do tamanho do *microgap* e da densidade do biofilme registrados em junções internas cônicas foram menores em comparação com os registrados em conexões externas tipo hexagonal após o teste de fadiga em ambiente oral simulado durante 72 horas.

Da Silva-Neto (2017) avaliou o microvazamento em diferentes conexões de implante-pilar (I-A) em condições não carregadas e carregadas. Foram utilizados 40 implantes, especialmente concebidos com uma abertura no ápice, e foram agrupados de acordo com a conexão e o tipo do parafuso. Implantes com conexão externa sextavados (eh) e parafusos de fixação com cobertura de carbono (DLC);

implantes com conexão interna não cônica tipo hexagonal (IH) e parafusos de titânio; e implantes com conexão interna cônica com pilares sólidos (MT) ou componentes com parafusos passantes (MTps). Os implantes foram fixados em um dispositivo de 2 compartimentos, e a solução azul toluidina (1,0 mg/ml) foi colocada na interface implante/componente protético (compartimento superior). O compartimento inferior estava cheio de água purificada. Quatro implantes de cada grupo foram carregados (50 N, 1,2 Hz) e após 50.000, 100.000, 200.000 e 300.000 ciclos, foram coletadas alíquotas do compartimento inferior para leitura de absorvância. Embora o microvazamento tenha aumentado ao longo do tempo na maioria dos grupos, o grupo MTps mostrou valores inferiores quando carregados ($p < 0,5$). O DLC no parafuso no grupo externo tipo hexágono não impediu microinfiltração ($p < 0,5$). Assim os autores concluem que conexão interna cônica é mais eficaz para evitar microvazamentos.

Liu e Wang (2017) revisaram as influências e as implicações clínicas do *microgap* e do micro-movimento da interface implante-componente protético na perda óssea marginal em torno do pescoço de implantes. A literatura foi pesquisada com base nas seguintes palavras-chave: *implant-abutment interface/implant-abutment connection / implant-abutment conjunction, microgap, micromotion / micromovement, microleakage, and current control methods available*, traduzindo interface implante/componente protético / conexão implante-pilar / conjunção implante-pilar, microgap, micromovimento, microinfiltração e métodos de controle atuais disponíveis. Os documentos foram então selecionados através de títulos, resumos e textos completos. Um total de 83 estudos foram incluídos na revisão de literatura. Os sistemas de implantes de duas peças são amplamente utilizados nas clínicas odontológicas. No entanto, o erro de produção e a carga mastigatória resultam na presença de *microgap* e micromovimento entre o implante e o pilar, o que direta ou indiretamente causa microinfiltração e danos mecânicos. Consequentemente, os graus de *microgap* e micromovimento aumentam ainda mais, e a reabsorção óssea marginal ocorre finalmente. Os autores resumiram que o *microgap* e micromovimento na interface implante-pilar influenciam na perda óssea marginal em torno do pescoço do implante. Também recomendam alguns métodos viáveis para reduzir seus efeitos. Os autores ressaltam algumas conclusões, como que os clínicos e pacientes devem prestar mais atenção aos mecanismos, bem

como aos métodos de controle de *microgap* e micromovimento. Para reduzir o prejuízo correspondente ao osso marginal do implante, devem ser selecionados implantes de conexão interna cônica e ou híbridos adequados, e conjuntos de plataforma *switching*, bem como outros métodos potenciais.

2.2 Uso de materiais na tentativa de fechamento de microgaps

As reações inflamatórias em tecidos ao redor dos implantes são fruto de um contingente bacteriano que se aloja na microfenda, e que são inevitáveis, observada em sistemas de implantes de dois estágios e com conexões externas, relatam os autores do grupo de Jansen e colaboradores (1997). Com o intuito de checar a presença bacteriana na interface implante/componente protético, os autores utilizaram treze combinações implante/componente protético diferentes, em um estudo *in vitro*, no qual todos os sistemas demonstraram infiltração pela bactéria (*Escherichia coli*). Os testes concluíram ter a presença bacteriana nos sistemas testados, com resultado melhor no sistema Frialit-2, que recebeu um anel de silicone. A utilização de um anel de silicones na tentativa de vedação proporcionou este melhor resultado. Em componentes pré-fabricados, sob microscopia eletrônica de varredura, o *microgap* foi menor que 10 µm em todos os sistemas, os quais mostraram melhores resultados.

Utilizando 30 conjuntos de implantes Ha-Ti (Mathis Dental Implants), componentes protéticos e coroas pré-fabricadas com 4,5 mm, Besimo et al. (1999) avaliaram a capacidade do uso de um material para a tentativa de selamento da junção implante/componente. O material utilizado foi verniz de clorexidina 1%, o qual foi aplicado em todas as partes do contato componente/implante. A coroa por sua vez foi parafusada sobre o conjunto e mergulhada em cultura para *S. aureus* em tubos de ensaios plásticos. Os conjuntos foram mergulhados completamente por 8 semanas e parcialmente por mais 11. Em seguida, através de pontas de papel absorventes estéreis foram colhidos material da região interna da coroa e do hexágono interno do implante. O material foi plaqueado e incubados por 24 horas. A presença e o crescimento bacteriano foram registrados. Apenas uma amostra mostrou infiltração da bactéria após quatro semanas do período totalmente

submerso, e não foi detectada nas amostras inoculadas nos períodos de 3, 5, 6, 7 ou 8 semanas. Já nas amostras parcialmente submersas e incubadas por 3 a 11 semanas, nenhuma infiltração foi observada. O verniz de clorexidina apresentou efetiva diminuição da infiltração entre os componentes do implante, mas não evitou que o conteúdo bacteriano migrasse para a porção interna do conjunto.

Rimondini et al. (2001) investigaram a contaminação microbiana interna da interface implante/componente protético, seladas com anel de silicone. O estudo *in vivo* compreendia amostras que estavam em função na boca, com restaurações provisórias e submetidos às cargas mastigatórias oclusais regulares. O grupo controle era composto por 8 implantes que receberam na junção o anel de silicone e outros setes conjuntos implantes/componentes protéticos não receberam nada. Todas estas peças protéticas estavam em sete pacientes com perfeitas condições de higiene oral. Após 2 meses em função, os conjuntos foram desaparafusados e a contaminação orgânica e inorgânica dos parafusos foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e também por espectroscopia por energia dispersiva de radiação (EDS). O grupo que não recebeu anel de silicone continha mais presença de bactérias e com uma má formação amorfa, aparentemente composta por cálcio e fosfato. Contudo não houve diferença nas espécies de bactérias do grupo que recebeu o anel de silicone e o grupo que não recebeu. Cocos foi a presença mais marcante do que bacilos, que foi a menor. Os autores concluíram que a infiltração ocorre nas junções entre os implantes/componentes protéticos e essa contaminação pode ser reduzida através da utilização do anel de silicone.

Groenendijk et al. (2004) em estudo duplo cego avaliou em 20 pacientes e 46 implantes instalados os possíveis efeitos clínicos e microbiológicos da utilização de uma solução de 0,2% de clorexidina no interior dos implantes. Na fase cirúrgica de reabertura, e com a utilização de pontas de papel absorvente estéreis, uma amostra microbiológica era retirada do interior dos implantes. No mesmo ato uma solução de 0,2% de clorexidina, era injetada no interior dos implantes do grupo chamado Teste, e no outro grupo Controle solução salina fisiológica. Os implantes recebiam os componentes protéticos e o índice gengival, fluxo de fluido crevicular e de placa bacteriana eram supervisionados em todas as seis semanas subsequentes do ensaio. Após esse tempo, novas colheitas do interior dos implantes eram

executadas, plaqueadas e analisadas. Os pesquisadores encontraram bactérias ainda viáveis em 46% dos implantes e após os períodos teste de seis semanas, em 87% deles. O grupo Controle apresentou número de bactérias maior do que o grupo Teste sugerindo que a aplicação da solução de 0,2% de clorexidina possa ter coibido o crescimento bacteriano. Os demais itens do ensaio não mostraram qualquer diferença significativa.

Os pesquisadores do grupo de Duarte et al. (2006) realizaram uma série de testes para checar a eficiência de dois possíveis materiais como selantes da microfenda existente na conexão implantes/componente protético. Um dos materiais foi o verniz de clorexidina e o outro um selante a base de silicona, os quais não se mostraram eficientes por mais de 35 dias. Os resultados encontrados pelos pesquisadores foram muito similares pois a partir do décimo quarto dia ficou evidente a contaminação bacteriana na junção. O trabalho se estendeu até 35 dias e os materiais não apresentaram nenhuma capacidade de obstrução do *microgap* existente na interface implante/componente protético.

Muitos materiais já foram testados para vedação da junção implante/componente protético. Dentre eles, podemos salientar a guta-percha. Proff (2006) utilizou 12 implantes e 12 componentes protéticos (Straumann®), os quais foram divididos em dois grupos, um como Controle e outro Teste com a utilização da gutta-percha. Todos os conjuntos foram mergulhados em uma solução com *Porphyromonas gingivalis*, e após um dia (24 horas) três conjuntos de cada grupo eram removidos do conteúdo, limpos e reabertos. Amostras da porção interna dos implantes eram colhidas e plaqueadas em solução nutriente ágar-sangue. Após os períodos de quarenta e oito e setenta e duas horas as amostras restantes eram também removidas do conteúdo e todo o procedimento de colheita e plaqueamento executados novamente. As amostras demonstraram infiltração bacteriana tanto no grupo Controle quanto no grupo Teste com Guta-percha em solução nutriente e no ágar, mostrando assim que o material testado não foi capaz de vedar a interface implante/componente protético.

Em 1999, Sartori através de um estudo *in vivo*, avaliou a performance e a tentativa de vedação da junção implante/componente protético através de um miniplaca de silicone em implantes de conexão externa tipo hexagonal. Quatorze

pacientes com boa condição de higiene e boa condição clínica de tecidos ao redor dos implantes (22 implantes), também usuários de coroas protéticas, participaram do estudo e foram avaliados em intervalos de tempo de 2 a 36 meses. As amostras foram coletadas dessas microjunções nos dias 30 e 90 após a instalação da placa de silicone. Os DNA das espécies de bactérias foram extraídos e testados à reação em cadeia da polimerase (PCR) através de marcadores específicos para algumas espécies patogênicas. Como resultado, a placa de silicone somente reduziu o grau de infiltração bacteriana mas não impediu a entrada de nenhuma das espécies para o interior dos implantes com este tipo de conexão implantar.

Em um estudo, Moraguez e Belser (2010) fizeram uso da fita de politetrafluoretileno (PTFE), a qual é extremamente utilizada para vedar a entrada de parafusos nas resoluções protéticas sobre implantes, não utilizando então diretamente na junção implante/componente protético e sim na entrada dos parafusos passantes. Os autores relataram as seguintes vantagens do uso de material: fácil manipulação por parte do operador, assim como também facilidades em manipular e remover do local quando se acredita ser pertinente. Também é de fácil condensação no interior do tubo que contem o parafuso dando a este boa proteção e selamento do tubo que dá acesso ao parafuso.

Nascimento (2012) realizou um estudo que teve como objetivo analisar um método para evitar e ou pelo menos diminuir a microinfiltração na interface implante/componente protético utilizando um material de vedação chamado Loctite® 222 (Henkel Ltda). Foram testados três tipos de conexões diferentes, externas tipo hexagonal (10 amostras), internas tipo hexagonal (10 amostras) e cônicas (10 amostras), fabricados pela mesma empresa (SIN - Sistema de Implantes). Estas amostras foram divididas em grupos Controle, os quais não receberam nenhuma aplicação do material, e cada implante recebeu 2µl de BHI; e mini componentes foram parafusados com o torque recomendado pelo fabricante. Cada conjunto foi submerso em um microtubo de 2ml contendo 1,5 ml de BHI estéril. Cepas de *Enterococcus faecalis* (ATCC - 29212) foram depositados no interior dos microtubos. Os implantes do grupo Teste, foram limpos, esterilizados e uma fina camada do selante foi aplicada com microbrush na área de conexão e os mesmos minipilares foram torqueados sobre conforme as recomendações do fabricante. Os períodos de avaliação, de 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias foram realizados avaliando a infiltração no

interior das amostras. Os resultados apontaram eficácia de 100% das amostras do grupo Teste em todos os sistemas de implantes estudados, o hexágono externo, hexágono interno e cone morse.

Park et al. (2012) avaliaram em um estudo *in vitro*, quatro diferentes materiais de vedação e também fizeram uso de ciclagem mecânica. Os seguintes materiais foram utilizados como vedantes: esferas de algodão, um material a base de silicone, guta-percha e vinilpolisiloxano. Não houve resultados significante entre os grupos, mas os dois melhores foram respectivamente a guta-percha e o vinilpolisiloxano, seguido do grupo de silicone e bolinhas de algodão como o pior dentre estes. Os autores concluíram que nenhum desses quatro materiais testados tiveram a capacidade de selar a microfenda existente entre implante/componente protético contra a penetração dos microrganismos.

Tunes (2012) estudou em componentes protéticos sólidos do sistema Straumann®, o valor de contratorque sob alterações estruturais dos componentes protéticos. O autor encontrou valores de destorque dos componentes de seus implantes ao redor de 80,29% do torque de aperto. Na tentativa de melhorar tais valores e a partir de pesquisas mecânicas, na quais a rugosidade poderia aumentar o embricamento e travamento mecânico entre as partes contactantes, um jateamento da superfície cônica de componentes protéticos com óxido de alumínio foi realizado. Foi utilizado também a aplicação de um adesivo anaeróbico com a função de ação lubrificante e também adesiva. Grupos somente com o jateamento não mostraram aumentar o valor de contratorque. Contudo, a associação do adesivo com o jateamento alterou drasticamente os valores de desaperto em pelo menos 50% maiores do que o grupo Controle, mas ainda assim mantendo as amostras com reversibilidade mecânica.

Baggi et al. (2013) realizaram um estudo de contaminação e utilizaram não somente as seguintes bactérias, *Streptococcus sanguinis*, *Fusobacterium nucleatum* e *Actinomyces odontolyticus*, mas também fizeram a utilização de cepas de fungos de duas espécies, *Candida albicans* e *Candida glabrata*. Foram utilizados 7 marcas comerciais de implantes com conexões implante/componente protético de várias geometrias e desenhos, os quais foram separados em dois grupos com torques diferentes. O primeiro grupo foi composto por conexões internas cônicas e continha

as 7 marcas, os quais sob condições estéreis receberam o torque, recomendado pela empresa fabricante, e mais 2 unidades receberam o torque de 5 N.cm. Todos os espécimes foram submersos em solução nutritiva a qual continha os microorganismos por 7 dias. O segundo grupo, composto por implantes com conexão externa hexagonal em 3 marcas, duas amostras de cada uma receberam o torque recomendado e duas amostras das mesmas três marcas comerciais receberam o torque com somente 5 N.cm. Após os 7 dias todos os conjuntos foram reabertos e amostras do interior de cada conjunto foram colhidas e cultivadas. Em uma segunda etapa do ensaio, cada implante recebeu na sua porção interna 0,1 ml de solução contaminada com as bactérias e conectados aos seus componentes protéticos, com a mesma divisão de grupos por torque acima descritas. Todos os conjuntos foram submersos em solução nutritiva; e ficaram incubados em 37°C por também sete dias. Os resultados apresentados pelo grupo foram que as conexões externas hexagonais foram muito mais suscetíveis à contaminação do que os conjuntos com conexão interna cônica. Também houve contaminação por fungos nas amostras. Como conclusão os autores relataram que a geometria da conexão assim como o torque recebido influenciam na colonização do interior dos implantes testados.

Em 2014, Nayak et al. utilizaram 15 implantes idênticos divididos em três grupos. O primeiro grupo não continha vedação alguma, o segundo grupo com um anel de O-ring e o terceiro grupo contendo a interposição de um gel na interface denominado GapSeal®. O ensaio foi realizado em condições estéreis, e as amostras foram submersas em solução nutritiva, a qual continha Enterococos, isso em um período de 5 dias. Após mergulhados durante este período, as amostras sofreram desinfecção química em hipoclorito de sódio a 2% durante 30 minutos, e lavados em solução salina por 5 minutos antes da sua abertura. O conteúdo das amostras foi coletada do interior dos implantes e cultivadas em placas de Petri por 24 horas. As unidades formadoras de colônia foram contadas e os resultados mostraram que as colônias cresceram nos três grupos, mostrando contaminação em todas as amostras dos grupos. O grupo do Gapseal foi o que teve o melhor resultado com menor proliferação bacteriana. O segundo melhor foi o grupo do O-ring seguido pelo grupo sem qualquer vedação.

Pimentel et al. (2014) publicaram um trabalho que avaliou o uso de uma placa de silicone, muito utilizada na área médica, que serviu como barreira mecânica na junção implante/componente protético. Foram avaliados 22 implantes com conexão externa tipo hexagonal, os quais encontravam-se reabilitados com próteses parafusadas durante um período de 2 a 36 meses de observação em 14 pacientes. Conteúdo foi colhido da porção interna dos implantes antes da colocação da membrana teste. Após trinta dias do uso da placa de silicone e também aos 90 dias, o conteúdo foi novamente colhido. Os conteúdos foram avaliados sob a técnica do PCR convencional, o qual contém avaliadores específicos para as seguintes bactérias patogênicas; *P. gingivalis*, *Tannerella forsythia*, *Prevotella intermedia* e *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. Na primeira colheita, ou seja no dia 0, quase metade das amostras (48%) apresentou positividade para pelo menos um dos patógenos. Ao trigésimo dia, um terço das amostras apresentou pelo menos uma das bactérias e ao nonagésimo dia, somente 26% apresentou patógeno em pelo menos uma das espécies testadas. Os autores concluíram que houve redução da infiltração de bactérias na junção implante/componente protético, mas não houve vedação completa da conexão. As análises foram evidenciadas através de testes de positividade e de negatividade das amostras testadas.

Koutouzis et al. (2015) tiveram como objetivo avaliar o risco de penetração de endotoxina na interface implante/componente protético (IAI) de implantes com conexão cônica e efeito da clorexidina na prevenção de tal penetração. Para tal experimento foram utilizados trinta implantes com conexão cônica (ANKYLOS CX, B14, DENTSPLY®, Alemanha) divididos em três grupos (n = 10 / grupo) com base sobre o tipo de inoculação do aspecto interno do implante. Implantes no Grupo 1 foram inoculados com 1 µl de *Escherichia coli* por 24 horas; com diluição de 1×10^8 CFU/ml e o sobrenadante foi removido e foram adicionados 0,5 µl de solução salina estéril. Implantes no Grupo 2 foram inoculados com 1 µl *E. coli* por 24 horas; o sobrenadante foi removido e adicionou-se 0,5 µl de solução de clorhexidina a 0,2%. Implantes no Grupo 3 foram inoculados com 0,5 µl de solução salina estéril e este grupo foi utilizado como grupo Controle. Todas as inoculações foram realizadas com pipetas estéreis e o inóculo foi colocado na porção mais profunda do implante. Após os procedimentos de inoculação, os implantes foram conectados com os componentes protéticos retos padrão do sistema com 25 N.Cm, e os conjuntos

foram imersos em meios de cultura estéril e carregados com 200.000 ciclos de 160 Newtons a 1 Hz em um simulador de mastigação, com ponta de ação em 30 Graus. As amostras foram coletadas da solução sobrenadante de cada implante para identificação de endotoxinas no início do ciclo de carregamento (Tempo0) e as seguintes 9 horas (Tempo9), 18 horas (Tempo18), 27 horas (Tempo27), 36 horas (Tempo36), 45 horas (Tempo45) e 54 horas (Tempo54). As amostras coletadas dos sobrenadantes e pipetadas dentro de um tubo e armazenadas congeladas para posterior análise. A quantificação da endotoxina era lida através de um espectrofotômetro em 405 nm após breve cultura. Os resultados mostram que para o grupo 1 e grupo 2, houve diferenças significativas entre a concentração de endotoxina em T0 e a concentração de endotoxina nos pontos de amostragem subsequentes ($p < .05$ Kruskal-Wallis com correções de Bonferroni para comparações intragrupo). Não houve diferenças significativas entre o grupo 1 e o grupo 2 nos outros pontos de amostragem. Como conclusão deste estudo, a endotoxina bacteriana pode penetrar o *microgap* existente em conjuntos formado com implantes e componentes protéticos do sistema de conexão cônico e a solução de clorhexidina a 0,2% não teve efeito significativo na tentativa de impedir a penetração.

O objetivo do estudo de Matsubara (2015) foi avaliar a capacidade de nanopartículas de prata em evitar a contaminação por *Candida albicans* no interior de implantes com conexão externa tipo hexagonal (Neodent® – Curitiba), originada da infiltração do fungo através da interface implante/componente protético. Trinta e seis implantes foram divididos em 3 grupos. Grupo 1 chamado de grupo experimental, o qual recebeu 10 µl de nanopartículas de prata na sua porção interna antes da colocação e torque do pilar, os quais receberam 10 N.cm de torque e mergulhados em cultura colocados em microtubos contendo 1 mL de suspensão de *C. albicans* (1×10^7 CFU/mL). Grupo 2, chamado de grupo controle positivo, no qual os implantes receberam 10 µl de tampão PBS (*Phosphate Buffer Saline*) e mergulhados também em cultura com *C. albicans*, após também torque de 10 N.cm nos componentes. No grupo 3 chamado de grupo controle negativo, nos quais os implantes também receberam 10 µl de nanopartículas de prata e torque de 10 N.cm, mas os conjuntos foram mergulhados em meio de cultura estéril. Após 72 h imersos na suspensão de *C. albicans* ou em meio estéril, os pilares foram removidos e foram colhidas amostras da superfície interna dos implantes por meio do uso de cone de

papel absorvente. Estes cones de papel foram colocados em microtubos contendo 1,0 mL de PBS estéril e homogeneizados em um misturador vortex. Dez diluições em série foram plaqueadas (25 µL) em triplicado na superfície de placas de ágar e incubadas a 32 °C. Estas placas foram examinadas diariamente durante dois dias. O número de unidades formadoras de colônia foi calculada por mL⁻¹. Os resultados mostraram que no grupo controle negativo não foi observada contaminação por *C. albicans*. O grupo controle positivo mostrou valores de unidades formadoras de colônia de *Candida* significativamente maiores estatisticamente quando comparado com o grupo experimental. Os autores concluíram que a presença das nanopartículas de prata reduz a colonização de *C. Albicans*, mas não impedem o desenvolvimento dentro dos implantes, mesmo quando o pilar é parafusado com torque relativamente baixo.

Nascimento (2015) estudou a ação de um agente cimentante e antisséptico na redução do índice de compostos sulfurados voláteis produzidos por bactérias nas interconexões dos implantes/componentes protéticos. Foram utilizados 40 implantes com conexão interna não cônica divididos em 2 grupos. O grupo controle recebeu 50 microlitros de caldo contaminado produzido a partir de biofilmes que eram obtidos em meios de cultura que continha cálculo dental, de pacientes da clínica da Universidade e tampa de cicatrização. O grupo teste foi conduzido sob a mesma condição, contudo com a aplicação de um material desenvolvido na mesma Universidade e produzido pela BiomacMED®, (Proheal) e que é um agente de preenchimento antisséptico para o controle microbiano dos espaços existentes, e também com torques não descritos pelos autores. As amostras foram acondicionadas em tubos de ensaio com tampas rosqueáveis e após um período de 48 horas, a mensuração dos gases produzidos pelas bactérias foi mensurada através de um medidor de gases específico para CSV, utilizado na prática odontológica (Halimeter™ - Interscan, Chatsworth, CA, EUA). O resultado foi medido em partes por bilhão e todas as amostras do grupo controle apresentaram resultados variados para emissão de gases, e somente uma amostra do grupo Teste não apresentou valores para emissão de gases. Não houve diferença significativa para emissão de gases, contudo o grupo teste apresentou redução em torno de 75,92% na redução na emissão de compostos sulfurados voláteis, conclui o autor.

Asanuma Hirayama et al (2017) estudaram o efeito do uso do adesivo com

jateamento no torque de desaperto de conexões cônicas agora indexadas. Componentes protéticos synOCta® também da marca Straumann® (28 unidades) foram avaliados após o torque de 35 N.cm, ciclagem mecânica e aos valores de torque de desaperto. Três grupos experimentais foram observados frente ao grupo controle. Grupo com modificação da superfície cônica por meio de jateamento com óxido de alumínio, grupo somente com a aplicação de adesivo entre as partes e o grupo com o jateamento mais a utilização do adesivo. O grupo que se avaliou o comportamento do jateamento e a utilização do adesivo foi o único que mostrou valores de desaperto maiores do que o grupo controle.

2.3 Passagem bi-direcional de fluidos e tipos de bactérias presentes

Traversy (1992) realizou um dos primeiros estudos para determinar se a infiltração de fluídos na junção implante/componente protético era nos dois sentidos e se bactérias (*Streptococcus sanguis*) habitavam entre os componentes do sistema de implantes com conexão externa hexagonal do tipo Branemark. Oito conjuntos implante/componente protético foram submersos em uma solução de paranitrophenol (PNP) e após um período de 24 horas os conjuntos foram reabertos para avaliação com o espectrofotômetro, da quantia de PNP que se encontrava no interior dos implantes. Um grupo controle com oito amostras submersas em solução sem paranitrophenol com a interface selada funcionaram como controles positivos. Nessa pesquisa, avaliando-se a infiltração de fora para dentro, houve diferença significativa ($p < 0,0001$) entre os grupos chamados de teste ($0,08 \pm 0,002$) e os controles ($0,01 \pm 0,002$). No experimento contrário, ou seja com infiltração de dentro para fora do implante as diferenças foram significantes ($0,390 \pm 0,04$ contra $0,01 \pm 0,01$). Sobre o item infiltração bacteriana, a contaminação em ambos os sentidos foi avaliada pela contagem de unidades formadoras de colônia (UFC), material este que foi colhido das respectivas amostras através de cones de papel estéreis. Quantias acima de 10 UFCs eram consideradas positivas para infiltração. Ocorreu infiltração bacteriana e essa infiltração era bidirecional de fluidos e bactérias através da junção dos componentes protéticos e os implantes.

Quirynen et al. (1994), através de pesquisas microbiológicas, demonstraram

quais eram as espécies bacterianas mais presentes nesta microflora e que também colonizavam o interior dos implantes. Com 32 conjuntos implante/componente protético do sistema Brånemark (Nobelpharma®), torquados com 10 N.cm avaliaram tal presença. As amostras eram esterilizadas e 16 conjuntos foram preenchidos com soro fisiológico estéril e outros dezesseis permaneceram internamente secos. Os 8 conjuntos de cada grupo eram submersos totalmente em um meio inoculado com microbiota oral e os outros 8 conjuntos de cada grupo restante eram parcialmente imersos até a junção implante/componente protético. Após sete dias, as amostras eram reabertas e o conteúdo era coletado da porção interna dos implantes, plaqueado e cultivado em ágar sangue. As placas eram então incubadas em câmara anaeróbica a 37°C. Os resultados mostraram a presença de bactérias em ambos os grupos (totalmente e parcialmente submersos) contendo células cocos em torno de 86,2%, bastonetes não móveis ao redor de 12,3%, microorganismos móveis por volta de 1,3%), e raramente espiroquetas com valores em 1,3%. Os pesquisadores acreditam que há a presença de dois caminhos para a contaminação bacteriana; uma através da junção implante/componente protético e a outra através do parafuso passante do componente protético.

Em 1996, Persson et al. avaliaram 28 implantes que continham próteses parciais fixas suportadas por 2 a 4 implantes; em 10 pacientes desdentados parciais e com estas peças em função por um período de 1 a 8 anos. O estudo foi realizado avaliando a superfície interna dos componentes protéticos dos implantes de conexão externa tipo Branemark (Nobelpharma®, Suécia). A possível mobilidade das próteses foi avaliada e depois removidas, e um escore para os parafusos passantes foi criado como: estáveis, de fácil remoção e soltos. Da porção interna dos implantes foram colhidas amostras de bactérias. A quantia e a identificação das espécies bacterianas predominantes foram realizadas através de placas de ágar sangue e por coloração de Gram, também por sensibilidade ao oxigênio e testes bioquímicos. As amostras continham *Streptococcus* facultativos e anaeróbios, bacilos Gram-positivos e anaeróbios, como *Propionibacterium*, *Eubacterium* e *Actinomyces*. Bacilos Gram-negativos anaeróbios também foram encontrados os quais eram *Fusobacterium*, *Prevotella* e *Porphyromonas*. Os pesquisadores inferem que a contaminação dos componentes ocorreu nos 1º e 2º estágios cirúrgicos da instalação do implante e do componente protético ou ainda através da transmissão de microorganismos da

cavidade oral, após a instalação da prótese e sua função.

Piattelli et al. (2001) realizaram um estudo com microscopia eletrônica de varredura para avaliar a passagem de fluidos e infiltração bacteriana em dois tipos de sistemas de implantes, através de componentes protéticos parafusados e cimentados ambos divididos em 2 grupos de 12 amostras em um total de 24 conjuntos implantes/componentes protéticos. Pedacos de 4 mm de cone de papel absorvente foram introduzidos na porção interna de cada implante e sobre os componentes foram parafusados ou cimentados os componentes protéticos com microscopia eletrônica de varredura. Tais amostras ficaram completamente submersas em solução de toluidina por 30 horas. Após esse tempo, os conjuntos foram desaparafusados e ou ainda seccionados no caso das peças cimentadas e os cones de papel foram inspecionados se continham corante ou não em sua estrutura. Ainda em um segundo experimento foi pesquisada a infiltração bacteriana que ocorria do meio externo para o interno através da imersão das amostras em suspensão de *Pseudomonas aeruginosa*. Os resultados demonstram que as próteses parafusadas apresentaram maiores fendas. Nas próteses cimentadas nenhuma presença de fluidos ou de bactérias foi relatada. Os autores concluíram que implantes que receberam componentes protéticos cimentados demonstraram melhores resultados do que os implantes que receberam componentes parafusados em relação a passagem de fluidos e posterior infiltração bacteriana.

Em 2005, Callan et al. realizaram, em 32 pacientes, com idade média de 55 anos, e saudáveis periodontalmente, um estudo utilizando uma análise por sonda de DNA, para identificar as bactérias que poderiam estar presentes na parte interna de implantes e também em parafusos do intermediário protético. Foram avaliados 54 implantes de 2 estágios (24 no arco superior e 30 no arco inferior), de várias empresas. Através de cones de papel estéreis, o conteúdo foi colhido da porção interna de 43 implantes e das espiras dos parafusos dos intermediários protéticos de 11 implantes. O material colhido foi submetido ao laboratório do fabricante do kit de análise por sondas de DNA e em todas as amostras do conteúdo interno dos implantes foram positivas para presença de uma ou mais espécies de microorganismos, o que não aconteceu nas amostras dos componentes protéticos. As seguintes espécies de bactérias foram encontradas: *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Eikenella corrodens*, *Fusobacterium nucleatum*, *Tannerella*

forsythensis, *Campylobacter rectus*, *Porphyromonas gingivallis*, *Prevotella intermedia* e *Treponema denticola*. Os autores notaram níveis variando entre moderados e altos de 8 diferentes espécies de bactérias periodontopatogênicas que colonizam a porção interna de implantes.

No ano de 2007, Renvert et al. concluíram que em sítios ao redor dos implantes, as bactérias pouco se diferenciam das microbiotas de indivíduos dentados, desdentados e ou com implantes. Os testes foram realizados através de hibridização do DNA, com o intuito de saber se havia diferenças quanto à microbiota. O material foi colhido em 213 indivíduos, ambos os sexos, média de 65,7 anos, em um total de 976 implantes. Sulcos gengival e peri-implantar foram avaliados e notou-se a predominância de *Neisseria mucosa*, *Fusobacterium nucleatum sp nucleatum*, *Fusobacterium nucleatum sp polymorphum* e *Capnocytophaga sputigena*. Em mucosites, a *Eikenella corrodens* era encontrada em maior quantia quando da ausência de doença. Pacientes que sofreram periodontite e perderam seus dentes, apresentavam maior número de *Fusobacterium nucleatum sp vicentii* e *Neisseria mucosa*. Pacientes que continham dentes e implantes, independentemente do número destes, apresentavam níveis elevados de *Leptotricia buccalis*. Neste estudo a mucosite foi observada em 59% da amostra e perimplantite em 14,9%.

Lorenzoni et al. (2011) avaliaram a capacidade de vedação dos sistemas de implantes com conexão externa do tipo hexagonal (4,1 mm de diâmetro) e o grau de ajuste marginal entre implante e componente intermediário. Dois grupos foram criados, cada um com 10 amostras com implantes do sistema SIN® (Sistema de Implantes Nacional, Brasil) e Osseotite, (Biomet 3i®, EUA). Foi colocada na porção interna dos implantes 0,7 µL de 1% de solução ácido-vermelha (Detector de cáries) e o implante recebeu seu componente protético com um torque de 20 N.cm seguindo as instruções dos fabricantes. Os conjuntos eram colocados em tubos com 1,3 mL de água destilada com a junção implante/componente protético imersa na solução. Usando uma pipeta automatizada, amostras de 100 µL (n = 3 para cada implante) foram adquiridos em 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas de tempo de incubação à temperatura ambiente. O nível de absorvância foi medida através de um espectrofotômetro. Extravasamento do corante foi observado para ambos os grupos em todos os momentos e foi significativamente maior às 144 horas. A análise em microscópio eletrônico de varredura mostrou lacunas na interface

implante/componente protético para ambos os grupos. Os autores observaram *microgaps* na interface implante/componente protético juntamente com o aumento de vazamento no período de avaliação de 144 horas.

Teixeira et al. (2011) avaliaram, *in vitro*, a migração de *Staphylococcus aureus* através da interface do conjunto implante/componente protético em dois tipos de conexões. Vinte conjuntos com conexão interna cônica e vinte implantes com conexão interna não cônica tipo hexagonal foram utilizadas neste estudo divididos em dois grupos. Os grupos chamados de A e C foram avaliados sob o ponto de vista de contaminação externa para interna enquanto os grupos B e D foram no sentido inverso. Para a avaliação da migração bacteriana de dentro para fora (Grupos B e D) os conjuntos foram inoculados com *S. aureus*, e cada amostra foi incubada em um caldo de infusão estéril durante 1 semana. Já para avaliação dessa migração de externo para interno, cada conjunto foi mergulhado em tubos de cultura com 4 ml de *S. aureus* e incubados por 2 semanas. Ambas as infiltrações foram comparadas e em todos os grupos houve infiltração bacteriana e não houve diferença significativa entre os grupos A e C, ou entre os grupos B e D. Os autores concluíram que o *S. aureus* migra através da interface implante/componente protético em qualquer direção e em qualquer tipo de conexão testada neste estudo.

Com implantes com conexão parafusada (10 amostras – grupo 1), conexão cimentada (10 amostras, chamada de grupo 2) e com conexão cônica interna (10 amostras, grupo 3), Assenza et al. (2012) fizeram um estudo *in vitro*, sobre a migração de duas espécies bacterianas da porção interna do implante para porção externa do conjunto. Cinco implantes de cada conjunto receberam inoculação com *Pseudomonas aeruginosa* e os outros cinco implantes restantes, com *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. Através da observação da turvação do caldo externo ao conjunto detectava-se ou não a presença de bactérias. No grupo 1, a contaminação bacteriana ocorreu em 6 de 10 implantes; já no grupo 2, não houve amostras contaminadas. Contudo no grupo 3, a contaminação bacteriana foi encontrada somente em 1 implante das 10 amostras. Diferenças significativas foram observadas entre o grupo 1 e o grupo 3 ($p < 0,05$) assim como também entre o grupo 1 e grupo 2 ($p < 0,01$); contudo entre o grupo 2 e 3 isso não aconteceu ($p > 0,05$). Os autores concluíram que há vedamento muito superior com o conjunto implante/componente protético cimentado, assim como também a reduzida

permeabilidade às bactérias das conexões cônica, inversamente ao alto grau de infiltração bacteriana em conjuntos parafusados.

Abdelhamed et al. (2015) objetivaram em um estudo *in vitro* avaliar o vazamento na interface da junção implante/componente protético de dois sistemas diferentes de conexão retidos por parafuso em diferentes valores de torque em uma condição de não carga. O projeto de estudo *in vitro* incluiu quatro grupos (Ti e Zi torquados em 25 e 15 N.cm [N = 8 / grupo]). A Tomografia microcomputadorizada (micro-CT) foi o exame escolhido para detectar os *microgaps*. A microfiltração da câmara do implante para o meio externo foi avaliada usando o teste de proteína de amebócitos de limulus (LAL), enquanto a microinfiltração do meio externo para a câmara do implante foi avaliada usando corante azul de toluidina (TBD) e colorímetro. Como resultados as imagens Micro-CT não revelaram nenhum *microgap*. O teste LAL mostrou que há aumento do vazamento dependente do tempo, do pilar e do torque na microinfiltração ($p = 0,001$) com componentes de Zi torquados a 15 N.cm com maior vazamento com o tempo em comparação com os componentes de Ti torquados a 15 N.cm ($p = 0,002$), bem como componentes de Zi torquados a 15 N.cm com maior vazamento com o tempo em comparação com componentes de Zi torquados a 25 N.cm ($p = 0,01$). O teste TBD mostrou aumento não significativo na microinfiltração com maiores vazamentos relacionados a grupos de titânio ($p > 0,05$). Torque repetido/antitorque manipulando a microinfiltração diferencialmente afetada ($p = 0,01$). Os autores concluíram que dentro dos limites do estudo, há diferença significativa na microinfiltração bidirecional com o tempo, com o tipo de pilar e com os valores de torque sendo os principais motivos para o vazamento da câmara interna do implante para o meio externo, enquanto o tipo e o tempo do pilar torquado, mas não o torque valor sendo fatores importantes para o vazamento do meio externo para a câmara do implante em condições de não carga.

2.4 Implantes com conexão Cônica

Com o sistema Ankylos®, Nentwig, 2004 avaliou 5439 implantes entre outubro de 1991 a outubro de 2002, e considerou sucesso aqueles implantes que apresentavam: estabilidade funcional, não continham ao redor dos implantes tecidos

inflamados e conseqüentemente não ocorria perda de osso peri-implantar ou mucosa queratinizada. A satisfação do paciente também foi levada em consideração. O pesquisador descreveu alto índice de sucesso, ao redor de 98,7%. A conexão cônica oferece excelente estabilidade mecânica e biológica, quando comparada aos outros sistemas de conexão, conclui os autor.

Em 2005, Dibart et al. estudaram a capacidade de vedamento dos conjuntos implantes/componente protético cônico sob o título da infiltração bacteriana, através de um estudo *in vitro*. Através de dois experimentos e utilizando vinte e cinco implantes (5 mm x 11 mm) e vinte e cinco intermediários protéticos foram utilizados como amostras. Os conjuntos eram submersos em cultura de bactérias *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Streptococcus oralis* e *Fusobacterium nucleatum* por um período de 24 horas. Após este tempo os conjuntos eram separados e os implantes foram preparados para avaliação em Microscopia Eletrônica de Varredura. No outro estudo, uma quantidade de bactérias foi inoculada em intermediários protéticos, que foram acoplados no implante. Controle negativo, sem bactérias, e controle positivo, sem o parafusamento do componente no implante foram utilizados. Os conjuntos implante/componente protético foram inseridos em tubos de ensaio contendo meio de cultura e mantidos por 72 horas. Após esse período, 20 µl foram removidos da porção interna dos implantes e cultivados por cinco dias. Somente na parte chanfrada do intermediário protético, os pesquisadores observaram a presença de bactérias, não sendo mais encontrada a partir de 200 µm ao redor da interface implante/componente protético. No outro estudo, o grupo controle apresentou caldo com crescimento bacteriano, resultando em crescimento bacteriano, o que não foi observada nos outros grupos de estudo. A não penetração bacteriana demonstra a forte capacidade de selamento dos implantes com conexão interna cônica.

Dias (2007) utilizou os sistemas Neodent®, (Curitiba, Paraná, Brasil), Titanium Fix® (São José dos Campos, São Paulo, Brasil), Conexão®(São Paulo, São Paulo, Brasil), SIN® (São Paulo, São Paulo, Brasil) e Dentoflex® (São Paulo, São Paulo, Brasil) e avaliou, *in vitro*, o grau de desadaptação e infiltração bacteriana na junção entre implantes e componentes protéticos. Com um total de 60 implantes, 50 conjuntos de conexão externa tipo hexagonal externo (10 de cada sistema), e 10 amostras com conexão interna cônica (Neodent, Curitiba, Brasil), fizeram parte do

estudo. Cinco amostras de cada grupo foram testadas, e receberam os torques recomendados pelas empresas fabricantes. As medidas dos desajustes foram analisadas em 12 pontos equidistantes com auxílio MEV com aumentos de até 20.000 vezes. No teste microbiológico, foi inoculado 0,5 µl de *Escherichia coli* no interior de cada implante e cada intermediário protético foi parafusado e posteriormente submersos em tubos de ensaio com caldo MacConkey. A leitura das amostras após a inoculação foi realizada com 24h, 48h, 120h, 168h, e 336 horas para observação do turvamento do meio de cultura. Todos os grupos apresentaram infiltração positiva em pelo menos uma das amostras. O sistema Neodent com conexão interna cônica mostrou infiltração bacteriana em todas as oito amostras, (100%), enquanto nos sistemas de conexões externas Dentoflex apresentou infiltração bacteriana em sete amostras (87,5%), Titanium Fix e Conexão em cinco amostras (62,5%), SIN e Neodent Titamax somente em uma amostra (12,5%). O autor não correlacionou o tamanho da desadaptação e a contaminação bacteriana.

Avaliando a geometria de conexões em implantes com sistemas “Cone Morse”, e se a micromovimentação dinâmica na interface implante/componente protético interferiria na resistência ao contra-torque, Meng et al. (2007) estudaram três tipos de pilares para o sistema de implantes Straumann®. Implantes Standart, syn-Octa e syn-Octa TE, foram submetidos a um milhão de repetições com forças variando entre 10 N a 250 N, com 15 Hz, em situações semelhantes com as orais (presença de saliva artificial e temperatura oral). As diferenças no desenho do pescoço do implante resultaram em diferenças na micromovimentação da interface implante/componente protético; os implantes syn-Octa TE usados em conjunto com pilares sólidos mostraram melhor resultado quanto à resistência ao afrouxamento em relação aos outros dois tipos, porque apresenta na sua parte interna maior dimensão de parede na sua porção cervical, além de possuir internamente configuração octagonal com diminuição da área de superfície contactante, com subsequente melhor quantia de pré-carga para o torque recomendado. Mesmo após os ciclos não houve perda da integração mecânica do parafuso e da interface. As micromovimentações durante os ciclos foram variadas nos sistemas, sugerindo que a macro e microrrugosidade das paredes exerceram bom efeito mecânico na resistência da conexão quando associadas com componentes sólidos.

Em 2009, Anjos avaliou em um estudo *in vitro* existência de infiltração

bacteriana de implantes com conexão tipo interna cônica. Vinte implantes e 10 componentes protéticos Ankylos® (Dentsply, Mannheim, Alemanha) e 10 implantes e 20 componentes protéticos Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil) foram utilizados e dividiram-se em 3 grupos de dez implantes cada: G1) Implante Neodent com componente protético Neodent, G2) Implante Ankylos com componente protético Ankylos e G3) Implante Ankylos com componente protético Neodent perfazendo-se assim uma troca de conjunto. Os implantes receberam 0,1 µl de suspensão de *Escherichia coli* inoculadas em seu interior e o componente protético foi torquado com torque recomendado pelos fabricantes. Um swab estéril foi utilizado para checagem do não extravasamento do conteúdo. As amostras e os swabs foram submersos em tubos contendo caldo MacConkey (Merck, Alemanha). Após a observação de 14 dias o pesquisador concluiu que não houve qualquer turvamento das amostras dos três grupos pesquisados, relatando que as conexões mesmo de forma trocada mantiveram o selamento entre as conexões.

Também em 2009, Mangano et al. realizaram um estudo com a tarefa de avaliar a taxa de longevidade e o sucesso clínico, radiográfico e protético de 1920 implantes com conexão interna cônica (Leone Implante System®). Entre janeiro de 2003 a dezembro de 2006, 689 pacientes foram operados e avaliados clínica e radiograficamente aos 12, 24, 36 e 48 meses após inserção dos implantes. Os critérios de sucesso para a pesquisa incluíram a ausência de qualquer supuração e mobilidade do implante. A ausência de complicações protéticas na interface implante componente protético também foi considerada. Próteses parciais fixas, coroas unitárias, próteses totais fixas e sobredentaduras foram as próteses avaliadas. A taxa cumulativa de sobrevivência para estes implantes foi de 97,56% (96,12% na maxila e 98,91% na mandíbula). As complicações protéticas foram muito poucas, mas relatadas como 0,65% de afrouxamento de parafusos para coroas unitárias. Os autores concluíram que o uso de implantes com conexão interna cônica garante melhor resultado no sucesso da reabilitação. Os autores também descrevem que a ausência de microfenda está associada à mínima perda na crista óssea alveolar e que a estabilidade mecânica reduz substancialmente as complicações protéticas.

Tesmer et al. (2009) avaliaram, *in vitro*, sistemas de conexão interna cônica (Ankylos®) e não cônica (Replace Select®) visando a comparação do comportamento mecânicos destas conexões. Conjuntamente a esses dois grupos,

mais um grupo com conexão interna cônica foi adicionado, este último agora com uma modificação de uma canaleta vertical de 0,5 milímetros que foi feita através do uso de uma broca na região do pescoço do componente protético. Todos os conjuntos ficaram submersos em solução contendo *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* e *Porphyromonas gingivalis* por um período de cinco dias. Três das dez amostras do grupo cônico apresentaram após o período uma unidade formadora de colônia (UFC) para *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* e nenhuma das dez amostras para *Porphyromonas gingivalis*. Por outro lado, todos os dez conjuntos do grupo cônico com a fenda vertical no componente protético e nove dos dez conjuntos para a conexão interna não cônica apresentaram várias UFCs para *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* e para *Porphyromonas gingivalis*. Os pesquisadores concluíram que diferenças no desenho do implante podem permitir a infiltração bacteriana pela interface implante/componente protético.

Aloise et al. (2010) realizaram um ensaio *in vitro*, com o objetivo de avaliar e comparar o grau de infiltração bacteriana em dois sistemas de implante com conexão interna cônica (Bicon® e Ankylos® - 20 unidades). Foi inoculada internamente aos implantes 0,1µL de suspensão de bactérias *Streptococcus sanguinis* biotipo II os quais receberam seus componentes protéticos. Os conjuntos foram mergulhados em solução nutriente onde permaneceram por 14 dias em condições anaeróbicas. Os conjuntos eram supervisionados a cada 24 horas e quando do turvamento da solução, uma amostra deste conjunto era pipetada e plaqueada em placas de agar. Após incubação as colônias eram analisadas para identificar a presença de *S. sanguinis*. Dois conjuntos de cada grupo de implantes demonstraram infiltração bacteriana após 48 horas de avaliação, o que concluem os autores, significa baixa taxa de infiltração bacteriana para ambos os sistemas de implantes testados, mostrando a superioridade em vedação do sistema de conexão interno cônico.

Deconto, Salvoni e Wassall (2010) tiveram como objetivo deste estudo a avaliação comparativa entre 2 modelos de pilares com conexão cônica, em relação ao seu desempenho na capacidade de vedar a junção entre as partes do conjunto implante/componente protético em um estudo *in vitro*. Como material foram utilizados vinte e dois implantes com conexão cônica Titamax (Neodent®, Curitiba,

Brasil) CM 3,75 x 13,00 mm, e dois grupos de componentes protéticos, 11 CM Universal Post, sólido com 4.5 mm x 2 mm x 2.5 mm e 11 CM Universal Post com parafuso passante 4.5 mm x 4 mm x 2.5 mm foram utilizados. Os implantes receberam inóculos de 0,3 µL da suspensão concentrada de *Escherichia coli* na sua porção interna. Os componentes sólidos receberam 20 N.cm de torque e os componentes com parafusos passantes receberam 10 N.cm seguindo as instruções do fabricante. As amostras dos conjuntos montados foram incubadas de forma aeróbica a 37°C por 7 dias em caldo nutritivo, com controle diário do grau de turvamento do caldo. Para amostras com contaminação, o caldo foi diluído em 10 vezes e plaqueado. Após a incubação, as colônias foram contadas. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os grupos com componentes sólidos e com parafusos passantes em relação ao número de colônias. Quando o número total de unidades positivas montadas em cada grupo foi comparado, nenhuma diferença significativa foi encontrada em ambos os grupos. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os 2 modelos de pilar em uma análise de contaminação bacteriana neste estudo.

Jaworski et al. (2012) compararam, *in vitro*, os sistemas de conexão externa tipo hexagonal e interna cônica perante ao selamento bacteriano no conjunto implante/componente protético. Vinte e quatro amostras foram divididas em dois grupos, sendo o grupo I formado por implantes com conexão externa tipo hexagonal (Neodent®, Curitiba, Brasil) e o grupo II por implantes com conexão interna cônica (Neodent®, Curitiba, Brasil). Os implantes foram perfurados por uma broca de 1 mm de diâmetro na sua porção mais apical e um tunel foi formado entre a parte externa e interna do implante. Componentes protéticos de titânio de cada grupo; com torque recomendado pelo fabricante 32 N.cm e 10 N.cm, respectivamente, foram parafusados sobre os implantes. As amostras fixadas a tampas de tubo de ensaio, com a parte do componente direcionada para o interior do tubo. Dentro dos tubos de ensaio continha cultura líquida (BHI). Todas as amostras receberam esterilização por radiação Gama (Embrarad, Campinas, Brasil). Após, os orifícios apicais foram desobstruídos e cepas de *E. coli* foram inoculadas no interior dos implantes. A observação de possível turvação foi feita diariamente os resultados mostraram que 60% das amostras do grupo I sofreram contaminação em um período de até 14 dias, e 30% para os implantes do grupo II no mesmo período de tempo. Após 14 dias não

houve mais contaminação em nenhuma amostra dos dois grupos. Os autores concluíram que o conjunto de conexão interna cônica mostrou melhor selamento entre as partes em relação ao conjunto de conexão externa referente à contaminação bacteriana.

Merlo (2012) estudou em implantes Ankylos®; Neodent®; Titanium Fix®; Intra-lock® e o Kopp®, todos estes com conexão interna cônica, sob o tema da infiltração bacteriana entre a interface do implante e componente protético, através de componentes sólidos e de parafusos passantes às conexões. As amostras receberam 0,1 µl de suspensão de *Escherichia coli*, com auxílio de micropipeta na sua porção interna e subsequente a este ato os componentes protéticos torquados pelo torque recomendado pelas empresas fabricantes dos conjuntos. A observação foi realizada por 1, 2, 5, 7 e 14 dias dos tubos de ensaio com o meio de cultura que continham as amostras, os *swabs* e os testes para controles positivo. Em nenhuma amostra, foi encontrada contaminação bacteriana nos períodos de tempo supracitados. O autor concluiu que a boa adaptação entre as partes contactantes dos conjuntos avaliados impediram a infiltração bacteriana entre componentes protéticos e seus implantes.

Rismanchian et al. (2012) avaliaram o tamanho do *microgap* e o vazamento microbiano na área de conexão de 4 pilares diferentes para implantes Straumann®. Neste estudo experimental, 36 pilares foram divididos em 4 grupos (incluindo os pilares com base Fundida e corpo a ser fundido com liga nobre, Pilares com base e corpo calcinável e que foram fundidos com liga nobre, Sólidos e Synocta) conectados aos implantes *Tissue Level Regular Neck*, com conexão interna cônica e plataforma protética de 4,8mm Straumann® (com a parte interna inoculada com suspensão bacteriana); e estes vazamentos microbianos foram avaliados em diferentes momentos. O tamanho do *microgap* em 4 locais randomizados foi então medido por microscópio eletrônico de varredura. O uso de diferentes tipos de pilares foi significativo no tamanho médio do *microgap* ($p > .001$) e no número médio de colônias que foram obtidas por ml (CFU/mL) e que vazaram através da área de conexão do implante e do pilar nas primeiras 5 horas do experimento ($p > .012$); contudo, não influenciou significativamente a microinfiltração às 24 horas, 48 horas e 14 dias ($p > .145$). Os autores concluíram que o uso de pilares Synocta em relação aos pilares Sólidos não proporcionará mais acomodação e vice-versa. O uso de

pilares Sólidos e Synocta pode diminuir significativamente o tamanho do *microgap*; no entanto, os pilares de transmissão não apresentam uma diferença significativa em termos de *microgap* em comparação com os pilares calcináveis completos outrora fundido em liga nobre. A microinfiltração na área de conexão é comparável para esses 4 pilares.

No ano de 2014, Verdugo analisou o grau de infiltração marginal da junção implante/componente protético em plataformas com conexão interna cônica e conexão do tipo externa. Foram utilizados 42 implantes, 21 com conexão externa e 21 com conexão cônica, os quais foram mergulhados em cilindros de resina acrílica. Cada componente foi unido ao seu implante por um parafuso de componente passante protético e foram apertados em diferentes torques, os quais se dividiram em seis grupos: (1) conexão externa, aperto manual, (2) conexão externa, aperto de 20 N.cm, (3) conexão externa, aperto de 30 N.cm, (4) conexão cônica, aperto manual, (5) conexão cônica, aperto de 20 N.cm e (6) conexão cônica, com 30 N.cm de aperto. As amostras foram submetidas a procedimentos de ciclagem e termociclagem. Após, todas as amostras foram submersas em uma solução de 0,2% de azul de metileno, durante o período de 24 horas. Por fim, o nível da infiltração foi mensurado através da microscopia óptica sob aumento de 20x. Foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,001$) entre os seguintes resultados: a média de infiltração apresentada pelos testes estatísticos nos implantes de conexão cônica foi de 1.48, enquanto as amostras de conexão externa, 2.8, em quaisquer dos três tipos de aperto. Concluíram assim que, os implantes com conexão cônica mostraram menores níveis de infiltração na interface do que os conjuntos de conexão externa e que possivelmente a infiltração diminui quando o torque de aperto é aumentado, mas não o vedamento por completo foi observado.

Koutouzis et al. (2014) estudaram se a colonização bacteriana no *microgap* da interface implante/componente protético poderia contribuir para a perda óssea marginal através de estudos com carregamento *in vitro*. No estudo utilizaram implantes dentários com conexão interna tipo cônica. Foram utilizadas 40 unidades, as quais foram divididas em dois grupos ($n = 20$ por grupo) com base na aplicação às condições de carga dinâmicas. Ambos os grupos 1 e 2 eram conectados aos seus componentes protéticos padrão e que permitiam a incubação em um inócuo contendo solução bacteriana de *Escherichia coli*. Os espécimes do grupo 2 foram

carregados com 500.000 ciclos de 50 N usando um simulador de mastigação. Após o desaparafusamento da conexão, foram colhidas amostras microbianas da porção das roscas do pilar, plaqueadas e cultivadas em condições apropriadas. Um dos 20 implantes do grupo 1 e 4 dos 20 implantes do grupo 2 tiveram microlacunas na junção implante/componente protético colonizadas por *E. coli*. Os autores concluíram que implantes com conexão tipo interna cônica mostraram penetração bacteriana mínima na junção implante/componente protético e que o carregamento dinâmico aumenta o potencial para tal penetração bacteriana.

Schmitt e colaboradores (2014) trabalharam em uma revisão sistemática, com o objetivo primeiro de confrontar os sistemas de conexão implante/componente protético estilo cônicas versus não cônicas, através de seus desempenhos, *in vitro* e *in vivo*. Este trabalho foi realizado através de busca eletrônica utilizando como base eletrônica PubMed, Embase, e bases de dados Medline, através dos seguintes termos operadores: "*dental implant*" AND "*dental abutment*" AND ("*conical*" OR "*taper*" OR "*cone*"). Nomes de conjuntos de conexão implante/componente protético cônicas mais utilizados foram utilizados como palavras chave adicionais para a procura de novos dados. A procura foi limitada a artigos publicados até novembro de 2012. Publicações mais recentes também foram checadas manualmente, a fim de encontrar estudos que poderiam ser relevantes e que porventura pudessem ter sido não encontradas usando os critérios de pesquisa outrora citados. Cinquenta e dois estudos satisfizeram os critérios de inclusão e foram incluídos na revisão sistemática. Os dados levantados e as metodologias utilizadas, assim como quais tipos de implantes utilizados, eram muito heterogêneos. Estudos *in vitro* demonstraram que o sistema de implantes/componentes protéticos cônicos e não cônicos mostraram resistência suficiente para forças de flexão máxima e de testes de fadiga. Contudo, os conjuntos cônicos mostraram um resultado superior em termos de desempenho no selamento da interface, em termos de presença da de microfenda, manutenção do torque aplicado, e com referência à estabilidade do componente protético. Estudos em humanos e animais mostraram que os sistemas de conexões cônicas e não cônicas são comparáveis, em termos de taxa de sucesso do implante e de sobrevivência, com perda óssea marginal menor ao redor de implantes cônicos na grande maioria dos casos. Esta revisão mostra que os sistemas de implantes com conexão cônica proporcionam melhores resultados em

termos da anatomia do componente protético, da sua estabilidade e do seu desempenho quanto ao selamento marginal. Esses resultados podem levar a melhorias em longo prazo em relação aos resultados dos sistemas de conexão não cônicas.

Scarano et al. (2015) tiveram como objetivo em um estudo *in vitro* avaliar o vazamento observado nas conexões de implante/componente protético dos tipos externa hexagonal (EH) e interna cônica (CM), usando azul de toluidina. Foi utilizado um total de 60 implantes, 30 com um pilar EH retido por parafuso e 30 com conexão interna cônica CM. O azul de toluidina foi colocado na porção mais profunda do compartimento interno dos 2 sistemas de implante diferentes, e foi aplicado carregamento cíclico para cada grupo da seguinte forma: 10 amostras foram submetidas a 1.000.000 ciclos de carga, 10 amostras foram submetidas a 3.000.000 ciclos de carregamento e ainda as outras 10 amostras foram submetidas a 6.000.000 de ciclos. Como resultado não foram detectadas diferenças significativas entre os grupos EH e CM quando foram aplicados os menores ciclos de carga ($p=0,2624$), enquanto as diferenças foram encontradas quando as amostras foram carregadas com 3×10^6 e 6×10^6 ciclos ($p=0,00124$), com fuga de toluidina significativamente menor no grupo CM. Os resultados do presente estudo *in vitro* demonstraram que o fluxo do azul de toluidina para a porção externa do conjunto implante/componente protético ocorreu em ambos os tipos de conexões, com porcentagens muito diferentes. De fato, a conexão interna cônica CM parece ser mais resistente ao vazamento de corantes quando comparada às conexões EH.

Lopes de Chaves e Mello Dias (2017) tiveram como objetivo avaliar o *microgap* entre o componente protético e o implante, bem como a regularidade da circularidade das plataformas de implantes e associando erros conformacionais à microinfiltração bacteriana em sistemas de implante de conexão cônica. Foram testadas quatro marcas de implantes com conexão interna cônica (Nobel Biocare®, Ankylos, Dentsply®, Neodent-Straumann® e Conexão®). O vazamento bacteriano foi avaliado utilizando 0,3 µL de suspensão de *Escherichia coli* inoculada na câmara interna dos implantes, nos quais foram então torquados os componentes e incubadas a 37 °C durante 14 dias. Todos os espécimes utilizados para o experimento microbiológico foram então cortados longitudinalmente e o *microgap* foi medido em três pontos em cada lado da amostra usando microscopia eletrônica de

varredura (até 5.000 vezes de ampliação). A microtomografia foi utilizada para avaliar a tolerância geométrica da circularidade da plataforma do implante para validar os achados microscópicos qualitativamente duas amostras do sistema Nobel Biocare, quatro do sistema Ankylos (Dentsply), quatro do sistema Neodent (Straumann) e cinco do sistema Conexão foram positivas para vazamento bacteriano, sem diferença significativa entre os grupos. O sistema Neodent apresentou valores de *microgap* médios mais altos ($5,84 \pm 9,83 \mu\text{m}$), seguido dos 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 significativa entre sistemas. Os autores concluíram que todos os sistemas apresentaram erros de conformação da circularidade em imagens de microtomografia e que os sistemas de conexão cônicos avaliados neste trabalho não conseguiram vedar o vazamento bacteriano, nem foram livres de erros de conformação geométrica.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Entendendo que a contaminação na interface implante/componente protético está sempre presente e é de extrema importância na manutenção óssea em médio e longo prazo; e ainda conhecedores de que há várias tentativas em obstruir esse *microgap* com barreiras e agentes antimicrobianos, propomos-nos a avaliar a vedação com o uso de um adesivo industrial anaeróbico das conexões implantares existentes (conexão externa tipo hexagonal, conexão interna não cônica tipo hexagonal e conexão interna cônica).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia aplicada para este estudo foi desenvolvida a partir dos ensaio de Duarte et al., (2006) e Nascimento (2012), com algumas alterações em função das amostras e produtos a serem utilizadas. Para o ensaio, os implantes foram divididos em 3 grupos, de acordo com suas marcas e plataformas protéticas. Trinta e um conjuntos implantes/componentes protéticos foram selecionados para cada grupo de conexão, como se segue:

4.1 Grupo Hexágono Externo

Trinta e uma amostras com conexão externa do tipo hexagonal (Conexão®, Arujá, Brasil) (Figura 1) foram utilizadas. A escolha foi, por este tipo de conexão ser, de acordo com a literatura, o que mais apresenta *microgaps* entre as partes constituintes desta junção e também por ser uma das marcas que mais vendem para o mercado nacional com este tipo de conexão. Estas amostras foram divididas como segue abaixo:

- Grupo Controle para reabertura em 7 dias (HE C 7 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo;
 - Grupo Teste para reabertura em 7 dias (HE T 7 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510);
 - Grupo Controle para reabertura em 14 dias (HE C 14 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo;
 - Grupo Teste para reabertura em 14 dias (HE T 14 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510);
 - Grupo Controle para reabertura em 28 dias (HE C 28 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo;
 - Grupo Teste para reabertura em 28 dias (HE T 28 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510).
-
-

Fonte: Catálogo digital Conexão®, www.conexao.com.br

Figura 1: Implante Grip da Conexão®

Uma amostra deste grupo foi utilizada para manter a viabilidade do caldo a ser utilizado e da esterilização pelo período de avaliação. Para testes da viabilidade do caldo contaminado usou-se microtubos (Axygen®, São Paulo, São Paulo) divididos em:

- Microtubo com caldo contaminado sem implante (n=4);
- Microtubo com caldo estéril e sem implante/componente (n=4);
- Microtubo com caldo estéril e com implante/componente estéril (n=4);
- Microtubo com caldo e *microbrush* (FGM®, Joinville, Santa Catarina, Brasil) embebido em adesivo Loctite® 510 (n=4).

4.2 Grupo Hexágono Interno

Assim como o grupo de conexão externa, neste também foram utilizadas 31 amostras de Implantes MIS® (modelo Seven, Telaviv, Israel) (Figura 2), com 4,20 mm de diâmetro por 10 mm de altura, com conexão interna tipo hexagonal. A utilização desta marca com este tipo de conexão foi pela facilidade da aquisição e por ser uma das marcas líderes do mercado europeu.

Estas amostras foram divididas como segue abaixo:

- Grupo Controle para reabertura em 7 dias (HI C 7 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo;
- Grupo Teste para reabertura em 7 dias (HI T 7 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510);
- Grupo Controle para reabertura em 14 dias (HI C 14 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo;
- Grupo Teste para reabertura em 14 dias (HI T 14 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510);
- Grupo Controle para reabertura em 28 dias (HI C 28 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo;
- Grupo Teste para reabertura em 28 dias (HI T 28 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510).

Fonte: Catálogo digital MIS®, www.mis-implants.com

Figura 2- Implantes Seven da empresa MIS®

Também uma amostra deste grupo foi utilizada para manter a viabilidade da esterilização pelo período de avaliação. Para testes da viabilidade do caldo contaminado usou-se microtubos também divididos em:

- Microtubo com caldo contaminado sem implante (n=4);
 - Microtubo com caldo estéril sem implante/componente (n=4);
-

- Microtubo com caldo estéril e com implante e componente estéril (n=4);
- Microtubo com caldo contaminado e *microbrush* mergulhado embebido em adesivo Loctite® 510 (n=4).

4.3 Grupo Conexão Cônica

Assim como os dois grupos anteriores, também 31 amostras do conjunto implante/componente MIS® (modelo C1, Telaviv, Israel) (Figura 3), com 4,20 mm de diâmetro por 10 mm de altura, foram utilizados e subdivididos como se segue:

- Grupo Controle para reabertura em 7 dias (C C 7 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo, ;
 - Grupo Teste para reabertura em 7 dias (C T 7 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510),
 - Grupo Controle para reabertura em 14 dias (C C 14 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo, ;
 - Grupo Teste para reabertura em 14 dias (C T 14 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510), ;
 - Grupo Controle para reabertura em 28 dias (C C 28 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades sem aplicação de qualquer adesivo, ;
 - Grupo Teste para reabertura em 28 dias (C T 28 - 1, 2, 3, 4 e 5): 5 unidades com adesivo anaeróbico (Loctite® 510),
-

Figura 4: Tipo de amostras utilizadas no ensaio; da esquerda para direita, conexão cônica, conexão hexagonal interna e conexão hexagonal externa.

4.4 Obtenção do Inóculo

Todo o processo de obtenção do inóculo seguiu padrões utilizado pelo departamento de Endodontia, o qual empregam muito o tipo de bactéria utilizado em nosso estudo. O caldo de cultura utilizado foi o BHI (*Brain Heart Infusion*, Difco, Detroit, Michigan, EUA), esterilizado. Para sua preparação do inóculo, foi pesado em balança de precisão 3,7 gramas de BHI diluídos em 100 ml de água destilada (FIT-Destilacqua®, Araraquara, São Paulo, Brasil), quantia suficiente para 33 tubos de ensaio de cada grupo de conexão, os quais receberam 3 mL de caldo cada, que foram empregados somente para a subcultura durante o ensaio, mantendo as bactérias em proliferação. Contudo somente metade destes tubos foram utilizados no momento de ensaio e o restante armazenado em geladeira (Inverse, 422 litros, Brastemp, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil) para a troca do conteúdo dos microtubos (tubos Eppendorfs) e manutenção da viabilidade bacteriana durante o período do ensaio.

Toda distribuição do BHI nos tubos foi realizada dentro do Fluxo Laminar (Esco®, Airstream Classe II, A2, Jacareí, São Paulo) com o auxílio de micropipetas digitais (Nichipet® EX II, Saitama, Japão), as quais tinham volume ajustável entre

100 a 1000 μL , e compostas por ponteiras descartáveis (Rack 96, Axygen®, São Paulo, São Paulo, Brasil)

Todo volume necessário de meio de cultura foi padronizado em teste Piloto prévio, no qual e devido à diferença estrutural entre os implantes e componentes protéticos, era determinada a manter o conjunto mergulhado até o nível que fosse mantida a junção implante/componente protético toda imersa. Contudo a porção mais coronal do componente protético necessariamente ficaria fora do conteúdo para prevenção de contaminação por outra via.

A espécie de bactéria utilizada foi de *Enterococcus faecalis*, ATCC 29212 (American Type culture collection, EUA), a qual foi descongelada em temperatura ambiente do laboratório. Após o descongelamento da cultura, esta foi revertida em tubos de ensaio, nos quais continham BHI esterilizado, procedimento realizado em fluxo laminar. A amostra foi deixada em estufa (Orion 502-42L - Fanem® Ltda, São Paulo, São Paulo, Brasil) à temperatura de 37°C por um período de 24 horas, e após este tempo era checado e avaliado se houve crescimento bacteriano (Figura 5). A checagem visual era realizada através do turvamento do tubo de ensaio com BHI.

Figura 5: Turvamento do BHI para checagem da viabilidade das bactérias.

Para checagem da pureza da amostra bacteriana foi realizado um esfregaço com o auxílio de uma alça de platina, a qual foi flambada em fogo em fluxo laminar.

Com a alça retirou-se uma quantia muito pequena de inóculo, a qual já continha BHI e ATCC29212, e esfregada em lâminas, no sentido do centro para bordas e fixada em chama por 3 vezes, com o esfregaço virado para cima. Por meio deste procedimento há desnaturação das proteínas que aderem à lâmina de vidro.

Essas lâminas foram coradas com coloração de Gram com o uso do kit Renylab®. Uma gota de cristal violeta (Renylab®, Barbacena, Minas Gerais, Brasil) foi colocada sobre a lâmina (Histotech®, São Paulo, São Paulo, Brasil) e o tempo de aguardo foi de 1 minuto. Escorreu-se o excesso de material e sobre a lâmina novamente foi gotejada uma gota de Lugol (Renylab®, Barbacena, Minas Gerais, Brasil), e aguardado também mais um minuto também escorrendo o material ao final do tempo. Com álcool acetona (Laborclin®, São Paulo, São Paulo, Brasil) foi feita a diferenciação por meio da homogeneização (8 vezes) e lavado em água corrente. Após removido o excesso de água foi gotejada uma gota de fucsina (Renylab®, Barbacena, Minas Gerais, Brasil) e também aguardou-se um minuto para remoção do excesso do material, novamente lavada e seca com muito cuidado com papel absorvente (Lips®, São Paulo, São Paulo, Brasil).

A lâmina foi levada ao microscópio óptico (Eclipse e200, Nikon®, Japão) e visualizada a morfologia celular das bactérias, onde se checkou a pureza da cultura que seria utilizada posteriormente.

Após a confirmação da pureza, foi realizado o primeiro repique desta cultura, mantendo então as características durante a execução do ensaio microbiológico. O repique consistiu na diluição de 100µL do inóculo, presente no tubo de ensaio em outro tubo de ensaio contendo BHI esterilizado. Este novo tubo, foi levado a estufa e mantido a 37°C por 12 a 18 horas.

No dia seguinte, era checkada a turvação do BHI, realizando um segundo repique da cultura, também mantida em estufa a 37°C por 12 a 18 horas.

Após esse período foram realizadas diluições baseadas no valor de absorbância utilizando um espectrofotômetro SF325NM (Bel Photonics do Brasil Ltda, Osasco, São Paulo, Brasil), (Figura 6), obtido pela turvação do meio de cultura, relacionando-o com valores da escala de MacFarland até atingir a concentração adequada de 3×10^8 UFC/mL.

Figura 6: Espectrofotômetro, para leitura da absorbância do inóculo e posterior diluição da suspensão bacteriana ao padrão 0,5 de McFarland.

4.5 Ensaio

Parte desta metodologia foi baseada em trabalhos que utilizaram a mesma espécie de bactéria para o ensaio (DIBART et al., 2005) (DUARTE et al., 2006). Todo o ensaio foi realizado em um fluxo laminar (Esco®, Airstream Classe II, A2 - Jacareí, São Paulo, Brasil), com fluxo de ar filtrado e temperatura de 22° C em ambiente interno (Figura 7).

Figura 7: Fluxo Laminar utilizado para o ensaio

Todo instrumental foi esterilizado em autoclave (Cristófoli, Campo Mourão, Brasil), com embalagem de esterilização autoclavável (Hospflex®, Sorocaba, São Paulo, Brasil) e com marcadores biológicos para comprovação da esterilização (Clean-test®, Campo Mourão, Paraná, Brasil).

Após a desinfecção química da base do fluxo laminar com álcool isopropílico 70%, (Lima & Pergher, São Paulo, São Paulo, Brasil), e irradiação por luz ultravioleta por 15 minutos, a bancada foi forrada com bandejas de aço inox (FAVA®, Pirituba, São Paulo, Brasil) esterilizadas e sobre elas abertos os conjuntos de chaves e catracas da respectivas empresas Conexão® para o grupo de conexão externa tipo hexagonal e MIS® para os grupos de conexão interna não cônica hexagonal e conexão interna cônica, assim como os instrumentais clínicos (Duflex®, São Cristóvão, Rio de Janeiro, Brasil) (Figura 8).

Figura 8: Parte interna do fluxo com equipamentos e bandejas esterilizadas.

Ainda sobre as bandejas desinfetadas do fluxo laminar, foram abertos os implantes após serem abertos do seu invólucro estéril original numa mesa confeccionada de aço inox (laboratório de Metalurgia de Bauru, Bauru, São Paulo), esterilizada com 10 alvéolos de uma profundidade de 10 mm por 4.0 mm de diâmetro (Figura 9).

Figura 9: Abertura do invólucro dos implantes esterilizados pela empresa.

Os implantes eram então fixados na mesa através de um parafuso de cabeça tipo Allen (hexagonal, laboratório de Metalurgia de Bauru, Bauru, São Paulo), posicionado transversalmente ao eixo do implante a ser inoculado (Figuras 10 e 11).

Figura 10: Mesa de Aço Inox utilizada para prender os implantes para torque de aperto.

Figura 11: Dispositivo em aço inox para presa dos implantes com parafusos tipo Allen.

Os operadores também trabalharam com aventais cirúrgicos estéreis, (Prot Desc®, Santa Bárbara do Oeste, São Paulo, Brasil), luvas estéreis (Mucambo, Ilhéus, Bahia, Brasil), óculos e máscara (Fava®, São Paulo, São Paulo, Brasil).

Cada amostra, após ser aberta de sua embalagem estéril, foi presa na mesa de aço inox, e recebeu 3 μ L de caldo estéril BHI (*Brain Heart Infusion*) (Difco®, Detroit, Michigan, EUA), através de pipetas de precisão (Nichipet® EX II, Saitama, Japão) com pontas estéreis (Axygen®, São Paulo, São Paulo) (Figuras 12, 13, 14 e 15), assim como nos outros tipos de implantes (Figura 15).

Este volume foi definido para os diferentes tipos de amostras, repetindo várias quantias de volume de caldo esterilizado até encontrar uma quantia que coubesse em todos os tipos de implantes e conexões assim como treinar o operador no sentido de evitar pipetar para fora do implante (20 repetições) para que o mesmo volume de 3 μ L fosse replicado em cada amostra sistematicamente.

Figuras 12 e 13: Caldo de BHI esteril e ponteira descartável

Figuras 14 e 15: Pipetagem de caldo esterilizado na porção interna dos implantes.

Em seguida cada amostra recebeu o seu respectivo componente esterilizado (Ucla metálica de titânio de 11,00 mm de altura e 4,00 mm de base de diâmetro (Conexão®, Arujá, São Paulo, Brasil), o qual recebeu torque sobre o implante através de um parafuso de cabeça com luz quadrada de titânio de 7,3 mm de altura e 1,5 mm de base de diâmetro e aperto manual com chave digital específica (Figura 16).

Figura 16: Torque manual com chaves próprias de cada empresa até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes Conexão®.

Da mesma maneira, os outros conjuntos de implantes/componentes também receberam os seus componentes protéticos; para os de Hexágono Interno, modelo Seven, componentes modelo MD-CPK 63, com altura de 6 mm por 2,50 mm de diâmetro de hexágono interno e transmucoso de 3 mm; e com parafuso passante modelo MD-S0220 com 1,8 mm de diâmetro, (Figuras: 17 e 18).

Figuras 17 e 18: Componente protético de conexão interna hexagonal e posicionamento para torque manual com chaves próprias até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes MIS®.

Para o conjunto de Conexão Cônica, implantes C1, com componentes modelo CS-MAC 10, componentes de altura 10 mm, e diâmetro de 4,8 mm e plataforma cônica de 2,50 mm de diâmetro com transmucoso de 1 mm; e com parafuso passante modelo MD-S0220 com 1,8 mm de diâmetro, (Figuras 19 e 20).

Figuras 19 e 20: Componente e torque manual com chaves próprias de cada empresa até a primeira resistência mecânica, implantes e componentes MIS®.

Para torque do conjunto implante/componente, um aperto manual até a primeira resistência foi aplicado pelo mesmo operador e posteriormente o torquímetro digital (Torquímetro digital portátil, Lutron®, TQ 8800, Taipei, Taiwan) e chave foram utilizados até o torque de 30 N.cm em conjuntos de conexão externa e 35 N.cm para os conjuntos de conexão internas. O torquímetro digital estava calibrado pela IMPAC® (IMPAC, Instrumentos de medição, São Paulo, São Paulo, Brasil) (Figura 21).

Figura 21: Torquímetro digital utilizado para torque controlado no ensaio.

As amostras do grupo Teste receberam adesivo Loctite 510 (Henkel®, Aachen, Alemanha) (Figura 22) através de um *microbrush* (FGM®, Joinville, Santa Catarina, Brasil) na porção externa do hexágono externo na porção mais coronal do implante e em seguida os mesmos passos do grupo controle (Figuras 23, 24, 25 e 26).

Figura 22: Adesivo Loctite 510®.

Para cada componente e cada implante do grupo teste, um microbrush esterilizado foi utilizado para aplicação do adesivo e descartado em seguida. Após a cura do adesivo, o excesso foi removido com uma sonda exploradora número 5 (Duflex®, S.S.White, Rio de Janeiro, Brasil), e o excesso descartado.

Figura 23: Adesivo sobre hexágono externo.

Figura 24: Componentes torqueados.

Figura 25: Adesivo e componentes MIS®.

Figura 26: Remoção do excesso de Adesivo.

Após 5 minutos do torque de aperto, com o torquímetro digital, uma confirmação de torque foi aplicada novamente nos conjuntos (Figura 27).

Figura 27: Utilização do Torquímetro digital para torque e confirmação de torque de componentes protéticos.

Sobre a porção mais coronal dos componentes foi colocada fita de politetrafluoretileno (Veda Rosca®, Puma, Guarulhos, São Paulo, Brasil), e o orifício superior fechado com material de restauração provisória Bioplic (Biodinâmica®, Ibiporã, Paraná, Brasil) para evitar entrada de caldo contaminado pela parte superior do componente protético (Figuras 28 e 29).

Figuras 28 e 29: Vedação do componente com fita veda rosca e material de restauração provisória.

As amostras foram desaparafusadas da mesa em aço inox e conduzidas com pinça clínica esterilizada (Duflex®, S.S.White, Rio de Janeiro, Brasil), até um microtubo com caldo contaminado com cultura biológica de *Enterococcus faecalis*, American Type Culture Collection (ATCC), 29212, calculados através da escala de

McFarland e da fórmula de concentração ($C1.V1=C2.V2$) em um espectrofotômetro com o comprimento de onda de 540 nanômetros (Modelo 1105, Bel Photonics® do Brasil, Ltda, Osasco, São Paulo, Brasil), reativados em 48 horas e cultivados em 24 horas para manutenção da sua viabilidade biológica (Figura 30).

Figura 30: Microtubo contendo BHI contaminado e o conjunto implante/componente.

Os microtubos de cada grupo foram deixados em estufa de cultura bacteriológica (Orion 502-42L - Fanem® Ltda, São Paulo, São Paulo, Brasil), dispostos em ordem de inoculação em uma estante plástica (Kasvi®, Netlab, São Paulo, São Paulo, Brasil) e o caldo contaminado foi trocado a cada 48 horas para manutenção da viabilidade do microrganismo (Figuras 31 e 32).

Figuras 31 e 32: Disposição dos conjuntos em bandejas plásticas para serem armazenados em estufa microbiológica.

4.6 Troca do Caldo

A cada 48 horas, um operador também com treinamento prévio, realizava a troca do caldo contaminado removendo 200 μL de cada microtubo e substituindo por BHI esterilizado, também 200 μL para manutenção do crescimento bacteriano durante todo o período do estudo, com o prazo máximo de 28 dias (Figuras 33 e 34).

Figuras 33 e 34: Condução e colocação do conjunto em Caldo Contaminado.

4.7 Reabertura

No momento da abertura dos implantes, nos tempos (dias) determinados de acordo com cada grupo, seguiu-se alguns passos para evitar contaminações externas e assim falsos resultados, como desinfecção da parte interna do fluxo laminar, utilização de lamparinas a álcool para manter o ambiente limpo, utilização de bandejas esterilizadas, assim como todos os instrumentais necessários e utilização de equipamentos de segurança esterilizados, como jalecos cirúrgicos, luvas cirúrgicas e máscaras.

Após a remoção dos implantes dos microtubos, com pinça esterilizada e a cada unidade esta pinça era flambada em lamparina para evitar contaminação, as unidades Controle e Teste receberam, antes da reabertura, uma desinfecção externa através do esfregaço com *swab* (Cotonetes®, Johnson&Johnson, São Paulo, São Paulo, Brasil), e gaze esterilizadas (Cremer®, Blumenau, Santa Catarina, Brasil) como se segue.

Primeiramente uma secagem com gaze esterilizada do caldo contaminado. Em outra etapa, um *swab* com peróxido de hidrogênio 10 volumes (Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil), foi esfregado por 30 segundos em toda a superfície externa. Nova secagem com gaze estéril e novo *swab*, agora com hipoclorito de sódio a 5% (Artemisia®, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) por 30 segundos e nova secagem com gaze esterilizada. Por último, um *swab* embebido com Tiosulfato de sódio a 5% (Artemisia®, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) foi também esfregado em toda superfície para neutralização dos produtos anteriores e mais uma vez seco com gaze esterilizada (Figuras 35, 36 e 37).

Figura 35: Aplicação de produtos químicos para desinfecção externa do conjunto implante/componente.

Figuras 36 e 37: Aplicação de agentes desinfetantes e neutralizadores sobre os implantes.

Os implantes foram presos novamente na mesa de aço inox por um parafuso Allen, assim como na inoculação e torque de fechamento, e com o conjunto implante/componente foram reabertos, primeiro removendo-se o Bioplic e sucessivamente a fita veda rosca. As chaves dos sistemas em questão foram utilizadas com a ajuda do torquímetro digital novamente, assim como no momento do torque de aperto, mas agora em sentido contrário, momento este, em que foram registrados os resultados de contratorque em planilha Excel.

Com os pilares desconectados, destacados e descartados em Becker (Induslab®, Londrina, Paraná), em ambiente protegido e esterilizada, a solução interna do implante de BHI foi coletada, através do uso de pontas de papel absorvente #90 esterilizadas (Tanari®, Tanariman Industrial Ltda., Manacapuru-Amazonas, Brasil) (Figura 38).

Figura 38: Cone de papel

Cada cone de papel foi deixado dentro de cada implante por 1 minuto, para absorção do conteúdo, retirado e colocado dentro de um microtubo com caldo esterilizado de BHI (Figura 39). A quantidade de umidade visual do cone de papel foi avaliada segundo os *scores*: 0 mm de umidade, recebeu *score* seco, entre 0,1 a 2 mm de umidade, *score* Pouco Úmido e acima de 2 mm de umidade de cone úmido, recebeu o *score* Úmido (Figura 40).

Figura 39: Cone de papel inserido no implante para coleta do conteúdo.

Figura 40: Cone de papel com umidade obtida de dentro dos implantes.

Esses cones de papel, dentro do fluxo laminar eram conduzidos até um microtubo esterilizado, contendo BHI esterilizado (Figura 41), através de pinças esterilizadas, e eram deixados descansar por cerca de 10 minutos e após este tempo levados para agitação em agitador tipo Vórtex (modelo XH-C, Pequim, China), por 1 minuto (Figura 42).

Figura 41: Cone de papel após coleta do caldo interno do implante e colocado sobre BHI esterilizado para diluição.

Figura 42: Vortex utilizado para agitação do microtubo com cone de papel.

Após agitação, o microtubo era reaberto, e do conteúdo eram pipetados 100 μ L de caldo e descarregados sobre uma placa de Petri (CRAL®, Cotia, São Paulo, Brasil) e semeados com haste de vidro (Prolab®, São Paulo, São Paulo) que se encontrava em Becker com álcool 90%, e flambado em lamparina (Golgran®, São Caetano do Sul, São Paulo) em todas as direções por 15 segundos de forma a homogeneizar o conteúdo sobre o substrato da placa (Agar, BHI Bacto TM Agar, Le Pont de Claix, França). Todo este procedimento também foi realizado dentro do fluxo laminar e protegido por lamparinas a álcool 92%, mantendo-se o ambiente o mais assepticamente protegido.

A solução foi aplicada sobre placa de Petri e semeada em várias direções sem diluição visando à facilidade em contagem de unidades formadoras de colônias em possíveis contaminações dos implantes (Figura 43).

Figura 43: Conteúdo de caldo dos microtubos semeados sobre placas de Petri.

Estas placas foram embaladas com papel filme Magipack (Inproco®, Campinas, São Paulo) incubadas em estufa bacteriológica a 37°C, sob condições controladas de umidade e por 48 horas. Depois deste período, as Placas de Petri eram removidas e colocadas sobre um anteparo azul para melhor contraste da visualização das unidades formadoras de colônia (UFC/mL). A contagem foi feita sempre pelo mesmo pesquisador recebendo o seguinte “score”. Tabela 2.

Tabela 2: Score atribuído para contagem de unidades formadoras de colônias.

Score	Descrição
0	quando não se via nenhuma unidade formadora de colônia
< 100	quando o número de unidades formadoras de colônias ficava abaixo do número 100
> 100	quando o número de unidades formadoras de colônias ficava acima do número 100
Confluência	quando o número de unidades formadoras de colônias ficava impossível de ser contada preenchendo a grande maioria da placa de Petri

Todas as placas após contagem das unidades de colônias visualmente eram colocadas sobre um anteparo de fundo azul e com o auxílio de estativa, de 01 metro de haste vertical, e posição fixa utilizando câmera fotográfica Canon 20D (Canon®,

Tóquio, Japão) e lente Macro 100 (Canon®, Tóquio, Japão) eram fotografadas de forma calibrada e sob a mesma intensidade de luminosidade.

Os resultados eram armazenados em tabelas e as fotos tratadas com recorte para homogeneizar os formatos como se segue no item Resultados.

Os dados foram levados para o teste estatístico, no qual foi empregado o Teste Exato de Fischer para avaliação da contaminação entre os grupos Controle e Teste de cada conexão isoladamente com um nível de significância com $p \leq 0,05$. Para avaliação da contaminação entre os grupos Controle e Teste de todas as conexões e amostras de todo o experimento foi adotado o Teste do Qui-quadrado com nível de significância com $p \leq 0,05$.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os resultados foram anotados e arquivados, de acordo com o período de reabertura das amostras, em planilha (Excel, Windows), para que pudéssemos padronizar as anotações e facilitar o cálculo estatístico posterior.

Na tabela 3 estão descritos os resultados e os *scores* de umidade do cone de papel e a relação dos números de colônias formadas após o plaqueamento em Placa de Petri e contagem visual.

Tabela 3: Score de umidade do cone de papel e a relação dos número de colônias formada após o plaqueamento em Placa de Petri.

Hexágono Externo			Hexágono Interno			Conexão Cônica		
Grupo Hexágono Externo	Umidade Score	Número de colônias	Grupo Hexágono Interno	Umidade	Número de colônias	Grupo Conexão Cônica	Umidade	Número de colônias
Controle			Controle			Controle		
1- 7 dias	Úmido	< 100	1- 7 dias	Úmido	0	1- 7 dias	Úmido	0
2- 7 dias	Úmido	0	2- 7 dias	P.Úmido	0	2- 7 dias	Úmido	0
3- 7 dias	Úmido	> 100	3- 7 dias	P.Úmido	0	3- 7 dias	Úmido	0
4- 7 dias	Úmido	0	4- 7 dias	Úmido	0	4- 7 dias	Úmido	0
5- 7 dias	Úmido	>100	5- 7 dias	P.Úmido	0	5- 7 dias	Úmido	0
Teste			Teste			Teste		
1- 7 dias	P. úmido	0	1- 7 dias	Seco	0	1- 7 dias	Seco	0
2- 7 dias	Úmido	0	2- 7 dias	Seco	0	2- 7 dias	Seco	0
3- 7 dias	P. úmido	0	3- 7 dias	Seco	0	3- 7 dias	Seco	0
4- 7 dias	P. úmido	0	4- 7 dias	Seco	0	4- 7 dias	P.Úmido	0
5- 7 dias	P. úmido	0	5- 7 dias	P.Úmido	0	5- 7 dias	Seco	0
Grupo Hexágono Externo	Umidade	Número de colônias	Grupo Hexágono Interno	Umidade	Número de colônias	Grupo Conexão Cônica	Umidade	Número de colônias
Controle			Controle			Controle		
1-14 dias	P. úmido	< 100	1-14 dias	Úmido	0	1-14 dias	Úmido	0
2-14 dias	P. úmido	< 100	2-14 dias	Úmido	< 100	2-14 dias	P.Úmido	0
3-14 dias	Úmido	>100	3-14 dias	Úmido	0	3-14 dias	P.Úmido	<100
4-14 dias	P. úmido	< 100	4-14 dias	Úmido	0	4-14 dias	P.Úmido	0
5-14 dias	P. úmido	>100	5-14 dias	P.Úmido	0	5-14 dias	Úmido	0
Teste			Teste			Teste		
1-14 dias	P. úmido	0	1-14 dias	P.Úmido	0	1-14 dias	Seco	0
2-14 dias	P. úmido	0	2-14 dias	P.Úmido	0	2-14 dias	Seco	0
3-14 dias	Úmido	0	3-14 dias	P.Úmido	0	3-14 dias	Seco	0
4-14 dias	P. úmido	1	4-14 dias	Seco	0	4-14 dias	Seco	0
5-14 dias	Seco	0	5-14 dias	P.Úmido	0	5-14 dias	Seco	0
Grupo Hexágono Externo	Umidade	Número de colônias	Grupo Hexágono Interno	Umidade	Número de colônias	Grupo Conexão Cônica	Umidade	Número de colônias
Controle			Controle			Controle		
1-28 dias	Úmido	>100	1-28 dias	P.Úmido	0	1-28 dias	Úmido	0
2-28 dias	Úmido	>100	2-28 dias	P.Úmido	0	2-28 dias	Úmido	0
3-28 dias	Úmido	>100	3-28 dias	P.Úmido	0	3-28 dias	Úmido	0
4-28 dias	Úmido	>100	4-28 dias	P.Úmido	0	4-28 dias	Úmido	0
7-28 dias	Úmido	>100	7-28 dias	Úmido	0	5-28 dias	P.Úmido	0
Teste			Teste			Teste		
1-28 dias	P. úmido	0	1-28 dias	P.Úmido	0	1-28 dias	Seco	0
2-28 dias	Seco	0	2-28 dias	P.Úmido	0	2-28 dias	Seco	0
3-28 dias	P. úmido	0	3-28 dias	P.Úmido	0	3-28 dias	Seco	0
4-28 dias	P. úmido	0	4-28 dias	P.Úmido	0	4-28 dias	Seco	0
5-28 dias	P. úmido	0	5-28 dias	P.Úmido	0	5-28 dias	Seco	0

Sob o ponto de vista de umidade, 50% das amostras do grupo de Hexágono externo mostrou-se com “pouca umidade”, e 43,33% com “umidade”; e apenas 6,66% das amostras apresentaram cone “seco” no momento da reabertura das amostras, o que pode significar contaminação externa do meio líquido contendo *Enterococcus faecalis* para o interior dos conjuntos através da junção (Gráfico 1a).

No grupo de Hexágono interno, 60% das amostras apresentou cone “pouco úmido”, e os 40% divididos em “úmido” (23,33%) e “seco” (16,66%) respectivamente nesta proporção, significando que o conteúdo externo não conseguiu adentrar ao conjunto e que a umidade interna é proveniente do inóculo estéril que foi colocado no momento da inoculação e torque de aperto do componente (Gráfico 1 b).

Já o grupo de Conexão Cônica 46,66% das amostras mostraram cone “seco” no ato da reabertura, e 36,66% das amostras “úmido”, com o restante das unidades com cone “pouco úmido”, 16,66%, o que pode significar que o adesivo preencheu boa parte do compartimento do interior dos implantes e seus componentes (Gráfico 1c).

Gráficos 1a) Distribuição das amostras quanto à umidade dos grupos Controle e Teste da conexão Hexágono Externo; b) conexão Hexágono Interno; c) conexão Cônica.

Em relação ao conjunto de todas as conexões, 38 amostras 42,22 % mostraram-se pouco úmidas e 31 amostras (34,44%) com umidade. Poucas amostras mostraram-se secas, em torno de 23,33% (Gráfico 2).

Gráfico 2: Distribuição da quantidade de umidade dos cones de papel em todas as conexões, a) Em números; b) Em porcentagem.

Gráfico 2a

Gráfico 2b

As placas de Petri após contagem visual das unidades formadoras de colônias eram posicionadas e fotografadas, demonstrando o resultado visual da contagem. As Figuras de 44 a 52 demonstram os resultados.

Figura 44: Placas de Petri Hexágono Externo 7 dias.

Figura 45: Placas de Petri Hexágono Externo 14 dias.

Figura 46: Placas de Petri Hexágono Externo 28 dias.

Figura 47: Placas de Petri Hexágono Interno 07 dias.

Figura 48: Placas de Petri Hexágono Interno 14 dias.

Figura 49: Placas de Petri Hexágono Interno 28 dias.

Figura 50: Placas de Petri Conexão Cônica 07 dias.

Figura 51: Placas de Petri Conexão Cônica 14 dias.

Figura 52: Placas de Petri Conexão Cônica 28 dias.

5.1 Análise Estatística

5.1.1 Teste Exato de Fischer – Avaliação dentro dos grupos

O Teste Exato de Fischer, o qual avalia estatisticamente as diferenças entre o mesmo grupo (de uma só conexão), divididos em Controle e Teste apresentam uma diferença não significativa no grupo de Hexágono Externo com reabertura para 7 dias, pois o número de amostras que se contaminaram não foi o total, onde apenas 60% delas mostrou algum grau de contaminação no grupo Controle. Já no grupo Teste nenhuma amostra mostrou contaminação. Apesar então de três amostras contaminarem, estatisticamente não há diferença entre o grupo Controle e Teste para reabertura em 7 dias do grupo Hexágono Externo.

A partir da reabertura de 14 dias até 28 dias, todas as amostras do Grupo Controle do grupo de Hexágono Externo mostraram-se contaminadas diferenciando das amostras do Grupo Teste, que tiveram seu microespaço entre componente e implante vedados pelo adesivo, assim confirmados pelo Teste de Fischer, obtendo um resultado significativo entre os grupos Controle e Teste, da conexão externa hexagonal a partir do décimo quarto dia.

Para os grupos de Hexágono Interno e Conexão Cônica, os resultados foram muito similares, mesmo com algumas amostras do grupo Controle de Hexágono Interno e Conexão Cônica sendo contaminadas com a presença da bactéria *Enterococcus faecalis*, no grupo Controle; estas foram em um número bem reduzido, assim entre os grupos Controle e Teste de cada conexão, não houve uma diferença estatisticamente significativa. A tabela 4 demonstra, resumidamente as diferenças estatísticas entre os grupos Controle e Teste de cada conexão realizados através do Teste Exato de Fischer com significância em $p \leq 0,05$.

Tabela 4: Teste Exato de Fischer (Avaliação dentro de um mesmo grupo separados por Controle e Teste com significância de $p \leq 0,05$).

Conexão	07 dias	14 Dias	28 Dias
Hexágono Externo Controle	Não Significante $p= 0,167$	Significante $p= 0,008$	Significante $p= 0,008$
Hexágono Externo Teste			
Hexágono Interno Controle	Não Significante	Não Significante $p=1,0$	Não Significante
Hexágono Interno Teste			
Conexão Cônica Controle	Não Significante	Não Significante $p=1,0$	Não Significante
Conexão Cônica Teste			

5.1.2 Teste do Qui-quadrado - Comparação entre os 03 tipos de conexões

Sob a análise do Teste do Qui-Quadrado, realizando a avaliação entre os grupos Controle e Teste de todos os grupos e todos os tempos testados, é possível notar uma diferença significativa entre os Grupos Controle e Teste, em todas as conexões protéticas, e em todos os tempos de pesquisa, onde não tivemos nenhuma contaminação das amostras do grupo Teste, não apresentando nenhuma contaminação entre os microespaços existentes na interface implante/componente protético.

No grupo Controle de Hexágono externo, 86,66% das amostras mostraram algum grau de contaminação. No grupo de Hexágono interno, número bem menor de contaminação ocorreu nas amostras (1 por grupo) resultando em 6,66% das

amostras, assim como no grupo de Conexão Cônica, comportamento do adesivo e das conexões (Gráfico 3).

Gráfico 3: Porcentagem das amostras do Grupo Controle que se contaminaram durante a pesquisa.

De acordo com o gráfico acima, podemos perceber nitidamente que há diferença estrutural grande, entre os estilos de conexão que foram testadas nesta pesquisa, na qual o grupo Hexágono externo se mostrou muito mais suscetível à contaminação que os outros dois tipos de conexão.

Por outro lado, 100% das amostras, dos Grupos Testes em todas os estilos de Conexões mostraram nenhum grau de contaminação por *Enterococcus faecalis*, mostrando a eficácia do adesivo vedando o microespaço existente associado à geometria das conexões, não permitindo a contaminação do interior dos implantes nos tempos testados.

Sendo assim, podemos notar que há diferença significativa entre os grupos Controles e Testes em todos os tipos de conexão testados e todos os tempos (Tabela 5).

Tabela 5- Avaliação de valores entre os grupos de conexão e tempo, divididos em Controle e Teste (Teste do Qui-Quadrado). $P \leq 0,05$.

Entre Grupos	07 Dias	14 Dias	28 Dias
Conexões Grupo Controle	p= 0,024 Significante	p= 0,014 Significante	p= 0,001 Significante
Conexões Grupo Teste	Não Significante	Não Significante	Não Significante

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Após a consagração da osseointegração, muitos outros tópicos da Implantodontia receberam um pouco mais de atenção, tais como a biomecânica da junção implante/componente protético, o grau de adaptação entre essas partes e o comportamento biológico do complexo, em função ou estaticamente (HERMANN et al., 2001).

Um grande número de empresas de sistemas de implantes admitem, dentro da sua produção, um grau de tolerância em determinar a precisão de adaptação entre as partes da junção implante/componente protético (DIAS, 2007). Esses graus de desadaptações entre as partes estão presentes em diferentes lotes, mesmo com a possível homogeneidade na produção das partes constituintes.

Esta precisão mecânica da adaptação entre essas partes é bastante discutida e limitada, pois além de formar um *microgap* entre as partes, mesmo sem a prótese, pode por si só proporcionar perda óssea (HERMANN et al., 2001); ou após a criação deste *microgap* quando da instalação da prótese provisória ou definitiva (HERMANN et al., 1997; SASADA; COCHRAN, 2017), este ainda pode permitir a passagem bi-direcional bacteriana (RANIERI et al., 2015; SASADA; COCHRAN, 2017); e também influenciar aspectos mecânicos, como micromovimentos (RANIERI et al., 2015) e biológicos ao redor destas conexões (JANSEN et al., 1997; PIATTELLI et al., 2001; KANO et al., 2007; HARDER et al., 2010).

O *microgap* entre as partes, sua contaminação e as suas consequências têm sido alvo de inúmeras pesquisas. Evitar *microgaps* utilizando boas conexões como estratégia parece ser um bom caminho para preservação tecidual evitando inflamações (ROMANOS, 2015). Em médio e longo prazo as bactérias e seus subprodutos causam reações inflamatórias de vários níveis nos tecidos moles e duros periimplantares (QUIRYNEN; VAN STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN et al., 1994; ASSUMA et al., 1998; RIMONDINI et al., 2001; HERMANN et al., 2001; TODESCAN et al., 2002; BROGGINI et al., 2003).

Alguns trabalhos demonstraram que a média do tamanho do *microgap* existente varia de 1 a 100µm (BINON, 1996; JANSEN et al., 1997; HERMANN et al.,

2001; KING et al., 2002; KANO et al., 2007). Em conexões cônicas o *microgap* pode ser menor que 0,5µm (DIBART et al., 2005; MAIA et al., 2009); mas esse valor pode aumentar após o carregamento mecânico do sistema permitindo um fluxo bacteriano em dupla via maior. O grupo de Joly (2003), descreveram fendas com características bastantes irregulares com médias de $3,98 \pm 1,29$ µm para conexões cônicas, e segundo eles, não houve diferença significativa quando comparada aos *microgaps* de conexão externa tipo hexagonal. Também avaliando *microgaps* em 2 sistemas de implantes D'Ercole et al. (2015) demonstraram *microgaps* em valores muito pequenos, que vão desde 0,008 µm até 2,009 µm; enquanto Jorn et al., (2016) aferiu tamanhos de até 13 µm para implantes carregados usando tomografias computadorizadas e com elementos finitos de até 10 µm entre o implante e o pilar.

Mesmo com fendas relativamente pequenas, as quais alguns autores não concluem que esse tamanho influencie na quantidade de perda óssea (HERMANN et al., 2001; KING et al., 2002); muitos outros autores concluem que conexões internas do tipo cônicas, com alto índice de travamento entre as partes, apesar de não ser o objetivo primário da conexão, dificultam a passagem de bactérias de um lado para o outro (JOLY JC, 2003; DIBART et al., 2005; MAEDA; SATOH; SOGO, 2006; PEREIRA et al., 2016).

Sob o ponto de vista do desenho geométrico da conexão, tem-se a possibilidade de fazer uma reflexão sobre a contaminação, avaliando-se os tipos de conexões testadas neste estudo; no qual percebemos que a conexão externa tipo hexagonal, ainda que com o torque recomendado pelo fabricante, mostrou-se mais susceptível à contaminação. A conexão tipo hexagonal é mais suscetível à contaminação do que as conexões tipo interna cônica, o que corrobora com o estudo de Hermann et al. (2001). A conexão interna cônica demonstrou melhores resultados, alguns autores também demonstraram estes resultados mesmo alternando intermediários (KING et al., 2002; DECONTO et al., 2010; RANIERI et al., 2015).

Vários autores concluíram que o desenho geométrico de uma conexão cônica não é capaz de vedar a interface entre as partes, mas pode diminuir ou ainda evitar a micromovimentação dos componentes protéticos, pelo travamento por fricção que acontece entre as partes já no interior dos implantes (CEHRELI et al., 2004; MERZ

et al., 2000; SQUIER; PSOTER; TAYLOR, 2002), evitando complicações biomecânicas (ROMANOS; NENTWIG, 2000). Ainda neste mesmo sentido, Caram et al. (2014) testaram vários desenhos de conexão e todas as conexões mostraram algum grau de remodelação óssea, com o melhor resultado para implante monobloco, ou seja, sem junção entre componente e implante.

Alguns autores acreditam que sistemas com conexão tipo interna cônica ou não, que dependem do atrito entre as paredes para se manterem estáveis, podem reduzir os *microgaps* e fornecer um selamento hermético à penetração bacteriana, (DIBART et al., 2005; PAPPALARDO et al., 2007; GARRANA et al., 2016; (TESMER et al., 2009; STEINEBRUNNER et al., 2005; SUTTER, 1993; CHAPMAN; GRIPPO, 1996; D'ERCOLE et al., 2015) e que este íntimo contato e atrito entre as partes são provenientes de diferenças entre os ângulos das estruturas, fornecendo um contato íntimo melhor e com mais atrito (DIBART et al., 2005; RANIERI et al., 2015). Muitos outros autores, concluem que mesmo com tal adaptação entre as partes ainda assim haverá contaminação das conexões cônicas (SANTANA, 2007; FARIA, 2008; FREITAS, 2009; HARDER et al., 2010; DO NASCIMENTO et al., 2012; TRIPODI et al., 2012; MARTIN-GILI et al., 2015; DA SILVA-NETO, 2017), uma vez que existem diferenças entre as extensões de profundidade das contaminações em vários sistemas (RANIERI et al., 2015), ou seja não são tão profundas quanto se espera, e por isso não podem ser vistas.

Em nosso experimento notamos também que na avaliação até 28 dias, em conexões internas cônicas ou não, houve apenas algumas amostras que se contaminaram com *Enterococcus faecalis* (uma na conexão interna cônica e outra na conexão interna não cônica) em todas as amostras do grupo Controle, durante o período do estudo o que corrobora com os resultados encontrados com outros autores que acreditam que a geometria possa ajudar, como barreira, impedindo a contaminação bacteriana (PAPPALARDO et al., 2007; GARRANA et al., 2016).

Um fator bastante importante com referência a esta contaminação é o torque de aperto. Em momento algum passou pelo planejamento deste trabalho dar um torque maior ou menor na tentativa de reduzir os possíveis *microgaps* existentes, assim como sugere (SASADA; COCHRAN, 2017), e sim em manter o torque recomendado pelos fabricantes, assim como também descrevem (NEVES et al.,

2010a; NEVES et al., 2010b; SILVA-NETO, 2012). Gross et al., (1999) encontrou em seus resultados contaminação com torques recomendados pelos fabricantes ou com alterações deles, mas conforme o torque aumentou até o recomendado, a microinfiltração diminuiu significativamente para todos os sistemas testados, mas não a eliminou, ou seja a extensão da contaminação está inversamente proporcional ao torque de aperto, (DO NASCIMENTO, et al., 2009; BAGGI et al., 2013; RANIERI et al., 2015). Contudo Ricomini Filho et al., (2010), concluíram que não existe relação direta com valores de contratorque e contaminação entre as partes constituintes do conjunto implante/componente protético.

Neste estudo, os achados para os grupos com conexão interna, cônicas ou não, foram bastante parecidos, pois apesar de diminuir o volume da penetração bacteriana, tendendo a zero, não acreditou-se que ela fosse hermeticamente impenetrável, pois há *microgaps* muito pequenos, como determinado por Ranieri et al. (2015) que usou *S. sanguinis* com tamanhos médios ao redor de 0,8µm, mas que eram menores dos que os *microgaps* por eles medidos. Contudo se estas junções tiverem *microgaps* menores do que 0,5µm de diâmetro, talvez a nossa escolha bacteriana não tenha sido apropriada, com médias de 0,5µm do *Enterococcus faecalis*, mas que na cavidade oral podemos encontrar espiroquetas, cujo tamanho médio que pode ser em torno de 0,1 a 0,5 µm (JANSEN et al., 1997).

Existem duas formas de avaliar a infiltração bacteriana através da junção implante/componente protético; uma delas é a avaliação da passagem de bactérias do exterior para o interior do implante (QUIRYNEN et al., 1994; GUINDY et al., 1998; JANSEN et al., 1997; BESIMO et al., 1999; PIATTELLI et al., 2001; DIBART et al., 2005; TEIXEIRA et al., 2011) ou no sentido contrário, ou seja do meio interno para o meio externo (AMARAL, 2003; CRAVINHOS, 2003; STEINEBRUNNER et al., 2005; DIBART et al., 2005; DIAS, 2007; SANTANA, 2007; DO NASCIMENTO et al., 2008; TEIXEIRA et al., 2011; SILVA-NETO JP, 2012).

Além da contaminação via junção implante/componente protético, há ainda outra possibilidade de contaminação neste sistema, que é a porção mais superior do componente protético, para próteses parafusadas, via parafuso passante, que apresenta sempre uma microfolga, programada mecanicamente (OLIVEIRA, 1980), e que permite a penetração de bactérias, principalmente as do tamanho da

Enterococcus faecalis que giram em torno de 0,5 μ m de diâmetro, e podem adentrar ao sistema por esta via (QUIRYNEN et al., 1996; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; COELHO et al., 2008).

Portanto, existem diferenças entre os tipos de submersão de amostras para pesquisas com contaminação bacterianas. Alguns autores preferem manter suas amostras imersas no meio de cultura estéril somente até cobrir a interface implante-pilar, contudo utilizaram contaminação interna do implante para tal pesquisa (FARIA, 2011; SILVA-NETO, 2012). Ainda assim alguns outros mergulharam suas amostras completamente em caldo (GUINDY et al., 1998; HERMANN et al., 2001; HARDER et al., 2010; TEIXEIRA et al., 2011) impedindo a confirmação da infiltração bacteriana apenas pela junção implante/componente protético.

Na tentativa de eliminar estes vieses do experimento, o conjunto implante/componente protético foi mergulhado em caldo contaminado até ultrapassar a interface da conexão, volume este que também foi calculado para cada conjunto como alguns trabalhos que usaram este cálculo para seus volumes estéreis (JANSEN et al., 1997; BESIMO et al., 1999; STEINEBRUNNER et al., 2005; HARDER et al., 2010), com vedação dos componentes protéticos na sua parte mais superior para evitar umidade por capilaridade, e conseqüentemente a contaminação por esta via. Nosso trabalho também utilizou a avaliação por contaminação do meio externo para o meio interno, e em posição e situação estática.

Alguns autores acreditam que a passagem de bactérias do interior do implante para o meio externo, parece ser mais confiável, mas contudo é uma técnica muito mais complicada de ser executada e replicada porque pode haver a contaminação externa por extravasamento de microorganismos, após a inoculação e instalação do pilar, com um parafuso passante adentrando ao implante, podendo então extravasar o conteúdo, o que é muito comum e difícil de ser evitada. (JANSEN et al., 1997; AMARAL, 2003; CRAVINHOS, 2003; STEINEBRUNNER et al., 2005; FARIA, 2008). No nosso estudo a escolha foi em manter, sob condições limpas os conjuntos, recebendo em sua porção interna caldo estéril, contudo viável ao crescimento bacteriano, mantendo o conteúdo externo contaminado com *Enterococcus faecalis*, o que diminui em muito o risco de contaminação indevida e

de fácil manutenção da viabilidade do caldo contaminado, com trocas de 2 µL a cada 48 horas.

A nossa escolha ainda assim, mesmo correndo riscos de contaminação, foi utilizar o método tradicional de cultura que tem como vantagem a possibilidade de detecção de espécies bacterianas inesperadas, diferenciando aquilo que é *Enterococcus faecalis*, e o que não é (COLOMBO et al., 2002; TEIXEIRA et al., 2011), e ainda alguns autores que utilizaram as técnicas em culturas permitiam ver se eram periodontopatogênicas ou não (PIATTELLI et al., 2001).

Os experimentos que envolvem sempre a microbiologia são muito árduos e complexos, pois trabalhar com agentes microbiológicos susceptíveis a mudanças do meio em que são manuseados e ainda armazenados, evitando contaminações externas é muito difícil. Assim evitar o máximo de transtornos durante o ensaio, realizados dentro de fluxo laminar, com paramentos esterilizados, ainda como, materiais e equipamentos também esterilizados foi de fundamental importância no executar da metodologia para produzir dados reproduzíveis (DIBART et al., 2005; DUARTE et al., 2006).

O tipo de bactéria utilizada em nosso experimento, a *Enterococcus faecalis* tem em média, como outrora citado, 0,5µm de diâmetro e são geometricamente cocos Gram-positivos, anaeróbios facultativos, encontrados isolados, aos pares ou em cadeias curtas (ROCAS; SIQUEIRA; SANTOS, 2004). É muito utilizado na endodontia pois constitui 38 a 70% da microbiota de retratamento endodôntico, (PECIULIENE et al., 2001; PINHEIRO et al., 2003; SÓ MVR, 2011), mas também encontrada em infecções primárias e, é a bactéria, desse gênero, mais isolada. Essa bactéria é associada a cerca de 80 a 90% das infecções humanas por enterococos (ROCAS et al., 2004).

As características da *Enterococcus faecalis*, classificada como espécie que apresenta muitos fatores de virulência, a torna resistente, sobrevivendo em ambientes adversos com pouco nutriente além de ter intensa capacidade de aderir ao colágeno e interagir nas defesas do hospedeiro e resistir a ação de substâncias antimicrobianas (SÓ MVR, 2011), o que motivou a escolha desta espécie, já que estas ficariam mergulhadas em caldo propício para crescimento rápido e de fácil manutenção da sua bioatividade dentro de caldo nutritivo.

Outras bactérias também são utilizadas em estudos de contaminação de junção como o grupo de (JANSEN et al., 1997), que avaliaram 13 combinações diferentes entre os implantes e os componentes protéticos, por um período, considerado curto, utilizando *Escherichia coli* até 14 dias. Os resultados mostraram alto grau de contaminação já nos dois primeiros dias, apesar do tamanho desta espécie ser de 1 a 2 vezes maior do que a *Enterococcus faecalis*.

Além de bactérias, muitos autores usaram para avaliar contaminações, a suas toxinas, que possuem tamanhos moleculares menores ainda que suas bactérias originárias (QUIRYNEN et al., 1994; JANSEN et al., 1997; STEINEBRUNNER et al., 2005; DIBART et al., 2005; HARDER et al., 2010; DO NASCIMENTO; PEDRAZZI; et al., 2009; DO NASCIMENTO; BARBOSA; et al., 2009).

Outros autores utilizaram, ainda pensando em tamanhos moleculares ainda menores, corantes para avaliar a microinfiltração da junção implante/componente protético em várias conexões (GROSS et al., 1999; PIATTELLI et al., 2001; DUARTE et al., 2006; COELHO et al., 2008), este último utilizando corante azul de toluidina no interior do implante. Fazendo o uso de espectrofotometria, os autores perceberam que o vazamento acontecia, já na primeira hora do experimento aumentando com o passar do tempo. Também (LORENZONI et al., 2011), com uso de 0,7µl de 1% de solução de ácido-vermelho no interior dos implantes repetiu a mesma pesquisa e chegou em resultados muito parecidos, contudo a metodologia aplicada possuía grande número de variáveis.

Outros estudos também relatam que esta contaminação bacteriana é muito rápida e que ela acontece em até os dois primeiros dias de atividade bacteriana no sistema (GUINDY et al., 1998; DUARTE et al., 2006; DIAS, 2007; DO NASCIMENTO et al., 2008; BARBOSA et al., 2009; DO NASCIMENTO; PEDRAZZI; et al., 2009; DO NASCIMENTO; BARBOSA; et al., 2009; FARIA, 2011; TEIXEIRA et al., 2011; JAWORSKI et al., 2012; SILVA-NETO, 2012; PASSOS et al., 2013).

No nosso estudo, não foi possível dizer se a contaminação acontecia rapidamente por causa da metodologia executada (de externa para interna), mas em todos os grupos de conexão, houve contaminação total ou parcial das amostras nos grupos Controle visualizadas já na primeira reabertura com 7 dias, com destaque maior para o grupo de conexão externa hexagonal. De modo semelhante, a

infiltração foi mais intensa no trabalho de Piattelli et al. (2001) que, no entanto, submetem os conjuntos à agitação constante de sessenta ciclos/minuto.

Forças oclusais podem interferir na estabilidade dos componentes (BINON, 1996; CARR; GERARD; LARSEN, 1996; TAVAREZ, 2003; BAIXE et al., 2016), possivelmente alargando os *microgaps* e permitindo aumento nesta quantia de contaminação. Steinebrunner et al. (2005), também corroboram com estes resultados onde aplicaram carga com frequência de ciclos sobre as amostras e verificaram que a passagem de microrganismos pela interface foi maior (PAUTKE et al., 2009), também encontraram mais bacté(rias nas amostras que foram submetidas a cargas do que naquelas que permaneceram estáticas.

Wahl e Lang (2004), também concluíram que este espaço aumenta após a carga assim também como Blum et al. (2015); e quando estas cargas são oblíquas produz micromovimentações que fazem com que os microrganismos sejam bombeados de um lado para o outro através da interface (RIMONDINI et al., 2001).

Gehrke e Pereira (2014) e Schmitt et al. (2014) também relataram que este microespaço após o carregamento cíclico resulta em *microgaps* menores e que possivelmente diminuem a contaminação bacteriana na interface.

Independentemente do tamanho desta fenda, estáticas ou dinâmicas (JANSEN et. al. 1997), e que a prevenção em impedir ou vedar este *microgap* é um desafio para a implantodontia (SASADA; COCHRAN, 2017), muitos materiais têm sido utilizados como barreiras com ações químicas ou não. (BESIMO et al., 1999) tentaram impedir a contaminação por *S. Aureus* nos *microgaps* existentes, utilizando um verniz que continha em sua composição clorexidina (Cervitec), o qual somente diminuiu a contaminação, mas não vedou completamente a junção. Duarte et al., também em 2006 utilizaram um verniz, só que este continha na sua composição silicone, na tentativa de impedir a entrada de *Enterococcus faecalis* em até 09 semanas, mas os materiais não foram eficientes além do 63º dia, independentemente do estilo de conexão testada.

Nesta mesma linha de pesquisa, Jansen et al. (1997), utilizaram contra a penetração de *Escherichia coli*, anéis de silicone na junção de implantes/componentes protéticos e também só obtiveram diminuição do conteúdo

bacteriano. Rimondini et al. (2001), também utilizaram anéis de silicone em um estudo *in vivo* sob a ação de cargas oclusais e todas as amostras demonstraram contaminação, com menor quantia para os espécimes que continham o anel de silicone.

Groenendijk et al., (2004), utilizaram como barreira e agente antimicrobiano, uma solução de 0,2% de clorexidina no interior dos implantes, mas ainda assim houve somente diminuição do contingente (KOUTOUZIS et al., 2015), também testou esta solução e mostraram mais uma vez que a solução não impediu a penetração, somente diminuiu o número de bactérias presentes.

A utilização desses agentes não funcionou como barreira e sim como agente antimicrobiano momentâneo, e que tem ação limitada enquanto o seu princípio químico continuar ativo (BAIXE et al., 2016), e esse crescimento bacteriano diminuto no interior dos implantes foi por conta da ação química. A proposta da utilização do adesivo foi a de funcionar como barreira mecânica já que se trata de um material inerte e sem efeitos bacteriostáticos e ou bactericidas, como vimos no nosso estudo piloto onde as bactérias na presença do adesivo desenvolveram-se normalmente.

Muitos materiais já foram testados e dentre eles o uso de gutta-percha utilizado por Proff (2006), como barreira para a invasão de um conteúdo de *Porphyromonas gingivalis*, em 24 horas. As amostras demonstraram infiltração bacteriana em todos os grupos do estudo e o material testado não foi capaz de vedar a interface implante/componente protético.

Miniplacas de silicone foram testadas por Sartori (1999) as quais somente reduziram o grau de infiltração bacteriana, não eliminando por completo. Teste repetido por Pimentel et al. (2014), também só reduziu o número de bactérias existentes.

Alguns materiais realmente não nos parecem ser efetivos como barreiras, como por exemplo, esferas de algodão testados por Park et al. (2012), juntos com um material à base de silicone, gutta-percha e vinilpolisiloxano e também nenhum desses quatro materiais testados tiveram a capacidade de selar os *microgaps* existentes.

Testando outros materiais, Nayak et al. (2014) utilizaram um grupo controle e anel de O-ring e ainda um terceiro grupo contendo a interposição de um gel na interface denominado GapSeal, mas todas as amostras dos grupos se contaminaram. O grupo do Gapseal apenas reduziu a contaminação bacteriana não funcionando como barreira física.

Utilizando nanopartículas de prata, material antimicrobiano potente, Matsubara, (2015), também não obtiveram sucesso na tentativa de prevenir a contaminação dos microgaps, contudo este material também reduziu o contingente bacteriano.

Nascimento (2015), utilizaram um agente cimentante e antisséptico na redução do índice de compostos sulfurados voláteis e também obtiveram somente redução na emissão de compostos sulfurados voláteis produzidos por bactérias.

Apesar de todos estes autores utilizarem vários materiais nesta tentativa de vedar esta junção, poucos utilizaram adesivos. Nascimento (2012), utilizou adesivo Loctite® 222 (Henkel Ltda), um trava rosca de resistência baixa, sem a característica de vedação, composto por ester dimetacrilato, na tentativa de vedar a entrada de *Enterococcus faecalis* e demonstrou resultados de 100% na sua eficácia de evitar a microinfiltração do meio externo para interno, *in vitro*.

A nossa tentativa foi de avaliar um adesivo monocomponente, com indicação de vedação de flanges e selagem de microfolgas em pequenos parafusos, com tempo de trabalho superior a 10 minutos, anaeróbico, e que permite a utilização deste material em clínica. O tempo de cura depende do substrato utilizado e em nosso estudo o titânio permitiu tempo de trabalho bastante interessante.

O adesivo utilizado tem toxicidade similar à resina acrílica, com uma dose letal de mais de 5000 mg/kilo enquanto a dose letal da resina acrílica é de 5628 mg/kilo, avalizada pela MSDS (*Material Safety Data Sheet*) e também segundo a classificação de toxicidade proposta por Klassen (1996). Assim, trata-se de material pouquíssimo tóxico e que teve a função de agir como barreira impedindo a contaminação por *Enterococcus faecalis*, o que impediu em todas as amostras de todos os grupos vedação por completo em 7, 14 e 28 dias do experimento. O comportamento mecânico possui média resistência a tensões de compressão e não

se craquela depois da cura, o que permite vedação sem romper as suas estruturas em um ciclo mastigatório ou em trabalhos com carregamento cíclicos, o que deve ser fruto de futuras pesquisas.

Outro dado importante é que o adesivo não impediu a reversibilidade da conexão, tal como adesivos trava roscas o fazem, o que ainda mantém o conjunto removível em casos de necessidades. A presença do adesivo na porção interna da junção também teve como fator positivo a diminuição dos espaços para a penetração bacteriana, o que percebemos em amostras dos grupos Teste, onde tivemos em 28 dias muitas amostras secas, ou seja, sem a passagem do meio interno para o externo e o inverso também. A presença ou não de umidade obtidas pelos cones de papel durante o ato de reabertura não implica necessariamente em contaminação, o que envolve alguns itens de evaporação, condensação e ainda a falta de espaço deixado pelo uso do adesivo na interface implante/componente protético.

Podemos salientar ainda que, mesmo com conteúdo hábil de caldo para reprodução, pode ter sido que o volume inoculado não tenha sido capaz de oferecer nutrientes para o crescimento bacteriano (DUARTE et al., 2006), em médio e longo prazo. Outro item importante é que também o adesivo tenha tomado para si tais espaços internos e *microgaps* da junção funcionando então como barreira ou preenchedor de espaços não permitindo ali o desenvolvimento bacteriano, o que pode ser confirmado com as amostras do grupo Controle, principalmente do grupo de conexão externa, que não continham qualquer tipo de barreira e que se contaminaram já logo aos 7 dias e que também tinham o mesmo volume de conteúdo de BHI.

Algumas amostras mostraram realmente algum aumento na resistência ao torque, demonstrando algum efeito adesivo, formado pela fina película entre as partes diminuindo o atrito no momento do torque, mas após a cura, no contratorque, podemos ter tido o efeito do adesivo atuando entre as paredes auxiliando na manutenção da resistência da conexão, mas que ainda, de forma alguma impede o momento de destorque e a checagem interna da conexão em casos de necessidade. Esse comportamento microscópico do adesivo, assim como o biológico e submeter

os conjuntos alterados a outras condições mecânicas, deve ser objeto do futuras pesquisas.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Após interpretar os resultados, e com as características do trabalho podemos concluir que:

1. O adesivo testado em todos os grupos teste em todas as conexões se mostra eficaz em vedar o *microgap* que existe em conexões implantares de todos os tipos, em até 28 dias;
 2. As conexões implantares internas, cônicas ou não, do grupo Controle se mostram mais eficazes na vedação entre componente protético e implante, quando comparadas com as conexões externas tipo hexagonal;
 3. O adesivo testado se mostrou mais eficiente estatisticamente em conexões externas hexagonais do que nas conexões internas durante o período do estudo de até 28 dias.
-
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ABDELHAMED, M. I. et al. A Comparison of Zirconia and Titanium Abutments for Microleakage. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 17 Suppl 2, p. e643-51, Oct 2015.

ALBREKTSSON, T. I., F. Consensus report of session IV. In: Lang, N. P. & Karring, T. (eds). Proceedings of the First European Workshop on Periodontology. In: (Ed.). **Consensus report of session IV. In: Lang, N. P. & Karring, T. (eds).** : London: Quintessence., 1994. p.365-369.

ALKAN, I.; SERTGOZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 4, p. 319-25, Apr 2004.

ALOISE, J. P. et al. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. **Clin Oral Implants Res**, v. 21, n. 3, p. 328-35, Mar 2010.

AMARAL, J. **Análise in vitro da infiltração bacteriana e das desadaptações na interface implante/conector protético em cinco sistemas de implantes endósseos.** 2003. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba.

ANDRÉ, L. **Atlas de prótese sobre implantes cone Morse.** São Paulo: Editora Santos, 2010.

ANJOS, C. **Análise in vitro da infiltração bacteriana na interface de pilares protéticos e implantes com plataforma cone morse.** 2009. (Dissertação Mestrado). Escola de Ciências da Saúde, Universidade Grande Rio, Duque de Caxias.

ASANUMA HIRAYAMA PM, O. L. B. L., MAROTTI J, STEAGALL W JR, LAGANÁ DC, TORTAMANO P. Influence of Abutment Surface Treatments on Screw Loosening of Morse Taper Implants. **Implant Dent.**, v. Oct;26, n. 5, p. 718-722, 2017.

ASSENZA, B. et al. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. **Implant Dent**, v. 12, n. 3, p. 235-41, 2003.

ASSENZA, B. et al. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. **J Periodontol**, v. 83, n. 4, p. 491-7, Apr 2012.

ASSUMA, R. et al. IL-1 and TNF antagonists inhibit the inflammatory response and bone loss in experimental periodontitis. **J Immunol**, v. 160, n. 1, p. 403-9, Jan 1998.

BAGGI, L. et al. Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. **Implant Dent**, v. 22, n. 4, p. 344-50, Aug 2013.

BAIXE, S.; TENENBAUM, H.; ETIENNE, O. Microbial contamination of the implant-abutment connections: Review of the literature. **Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale**, v. 117, n. 1, p. 20-5, Feb 2016.

BALSHI, T. J. et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 11, n. 3, p. 372-8, May-Jun 1996.

BARBOSA, R. E. et al. Bacterial culture and DNA Checkerboard for the detection of internal contamination in dental implants. **J Prosthodont**, v. 18, n. 5, p. 376-81, Jul 2009.

BESIMO, C. E. et al. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 14, n. 5, p. 654-60, Sep-Oct 1999.

BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 2, p. 162-78, Mar-Apr 1995.

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

BLUM, K. et al. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. **Dent Mater**, v. 31, n. 11, p. 1415-26, Nov 2015.

BROGGINI, N. et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. **J Dent Res**, v. 85, n. 5, p. 473-8, May 2006.

BROGGINI, N. et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **J Dent Res**, v. 82, n. 3, p. 232-7, Mar 2003.

CALLAN, D. P.; COBB, C. M.; WILLIAMS, K. B. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. **J Periodontol**, v. 76, n. 1, p. 115-20, Jan 2005.

CANULLO, L. et al. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. **Clin Oral Implants Res**, v. 26, n. 4, p. 426-34, Apr 2015.

CARAM, S. J. et al. Biologic width around different implant-abutment interface configurations. A radiographic evaluation of the effect of horizontal offset and concave abutment profile in the canine mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 5, p. 1114-22, Sep-Oct 2014.

CARR, A. B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 5, p. 500-9, Nov 1996.

CEHRELI, M. C. et al. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, n. 4, p. 459-65, Aug 2004.

CHAPMAN, R. J.; GRIPPO, W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. **Implant Dent**, v. 5, n. 4, p. 257-61, Winter 1996.

COELHO, P. G. et al. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. **J Oral Rehabil**, v. 35, n. 12, p. 917-24, Dec 2008.

COLOMBO, A. P. et al. Subgingival microbiota of Brazilian subjects with untreated chronic periodontitis. **J Periodontol**, v. 73, n. 4, p. 360-9, Apr 2002.

COSYN, J. et al. The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 13, n. 4, p. 286-95, Dec 2011.

CRAVINHOS, J. **Análise in vitro da contaminação bacteriana na interface implante/conector protético em três sistemas de implantes endósseos**. 2003. (Mestrado). Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

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

D'ERCOLE, S. et al. Microleakage of bacteria in different implant-abutment assemblies: an in vitro study. **J Appl Biomater Funct Mater**, v. 13, n. 2, p. e174-80, Jul 4 2015.

DA SILVA-NETO, J. P. et al. Influence of methodologic aspects on the results of implant-abutment interface microleakage tests: a critical review of in vitro studies. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 4, p. 793-800, Jul-Aug 2012.

DA SILVA-NETO JP, P. M., DANTAS TS, SENNA PM, RIBEIRO RF, DAS NEVES FD. Microleakage at Different Implant-Abutment Connections Under Unloaded and Loaded Conditions. **Implant Dent**, v. Jun;26, n. 3, p. 388-392, 2017.

DECONTO, M. A.; SALVONI, A. D.; WASSALL, T. In vitro microbiological bacterial seal analysis of the implant/abutment connection in morse taper implants: a comparative study between 2 abutments. **Implant Dent**, v. 19, n. 2, p. 158-66, Apr 2010.

DIAS, E. **Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro.** 2007. (Dissertação Mestrado). Escola de Ciências da Saúde, Universidade Grande Rio Duque de Caxias.

DIAS, E. C. et al. Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 2, p. 346-51, Mar-Apr 2012.

DIBART, S. et al. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 20, n. 5, p. 732-7, Sep-Oct 2005.

DO NASCIMENTO, C. et al. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 37, n. 2, p. 177-80, Feb 2008.

DO NASCIMENTO, C. et al. Use of checkerboard DNA-DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 6, p. 571-7, Jun 2009.

DO NASCIMENTO, C. 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 Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 3, p. 551-60, May-Jun 2012.

DO NASCIMENTO, C. et al. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 12, p. 1394-7, Dec 2009.

DUARTE, A. R. et al. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. **J Periodontol**, v. 77, n. 11, p. 1828-32, Nov 2006.

ECKERT, S. E.; WOLLAN, P. C. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 4, p. 415-21, Apr 1998.

ESPOSITO, M. et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. **Eur J Oral Sci**, v. 106, n. 3, p. 721-64, Jun 1998.

FARIA, R. **Avaliação da microinfiltração bacteriana nas interfaces entre pilares e implantes**. 2008. (Tese). Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.

FARIA R, M. L., VASCONCELLOS DK, VOLPATO CAM, BOTTINO, M. . Evaluation of the bacterial leakage along the implant-abutment interface. **J Dent Implants**, v. 1, n. 2, p. 51-7, 2011.

FREITAS CVS, M. E., MELLO GPC, ARAÚJO CS, MENDES JA. . Estudo comparativo das propriedades de conexão implant-abutment do tipo hexágono externo e Cone-Morse. **ImplantNews**, v. 6, p. 663-71, 2009.

GARRANA, R. et al. Leakage of Microbial Endotoxin through the Implant-Abutment Interface in Oral Implants: An In Vitro Study. **Biomed Res Int**, v. 2016, p. 9219071, 2016.

GEHRKE, S. A.; PEREIRA FDE, A. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 4, p. 791-7, Jul-Aug 2014.

GIL, F. J. et al. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. **J Mater Sci Mater Med**, v. 25, n. 7, p. 1825-30, Jul 2014.

GROENENDIJK, E. et al. Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed implants. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, n. 2, p. 174-9, Apr 2004.

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

GUINDY, J. S. et al. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. **J Oral Rehabil**, v. 25, n. 6, p. 403-8, Jun 1998.

HARDER, S. et al. Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. **Clin Oral Investig**, v. 14, n. 4, p. 427-32, Aug 2010.

HERMANN, J. S. et al. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol**, v. 68, n. 11, p. 1117-30, Nov 1997.

HERMANN, J. S. et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol**, v. 72, n. 10, p. 1372-83, Oct 2001.

JANSEN, V. K.; CONRAD, G.; RICHTER, E. J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 12, n. 4, p. 527-40, Jul-Aug 1997.

JAWORSKI, M. E. et al. Analysis of the bacterial seal at the implant-abutment interface in external-hexagon and Morse taper-connection implants: an in vitro study using a new methodology. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 5, p. 1091-5, Sep-Oct 2012.

JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 6, n. 1, p. 29-36, Spring 1991.

JEMT, T.; LINDEN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, n. 1, p. 40-4, Spring 1992.

JOLY JC, L. A. Características da superfície e da fenda implante-intermediário em sistemas de dois e um estágios. **J Appl Oral Sci.**, v. 11, n. 2, p. 107-13, 2003.

JORGE, J. R. et al. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 28, n. 2, p. 415-22, Mar-Apr 2013.

JORN, D. et al. Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Analysis and Microcomputed Tomography Evaluation of Microgap Formation in a Dental Implant Under Oblique Loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 31, n. 3, p. e32-42, May-Jun 2016.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 2, p. 169-78, Mar-Apr 1994.

KANO, S. C.; BINON, P. P.; CURTIS, D. A. A classification system to measure the implant-abutment microgap. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 22, n. 6, p. 879-85, Nov-Dec 2007.

KHONGKHUNTHIAN, P. et al. Comparative study of torque resistance and microgaps between a combined Octatorx-cone connection and an internal hexagon implant-abutment connection. **J Prosthet Dent**, v. 113, n. 5, p. 420-4, May 2015.

KHRAISAT, A. et al. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 8, n. 2, p. 96-9, 2006.

KING, G. N. et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. **J Periodontol**, v. 73, n. 10, p. 1111-7, Oct 2002.

KITAGAWA, T. et al. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 75, n. 2, p. 457-63, Nov 2005.

KLASSEN, C. D. D., J. AMDUR, M.O. . **Casarett and Doull's Toxicology: The Basic Science of Poisons**. . New York: McGraw-Hill, 1996. 1111

KOUTOUZIS, T. et al. The Role of Chlorhexidine on Endotoxin Penetration to the Implant-Abutment Interface (IAI). **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 17, n. 3, p. 476-82, Jun 2015.

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**, v. 18, n. 1, p. 161-7, Feb 2016.

KOUTOUZIS, T. et al. The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. **J Oral Implantol**, v. 40, n. 4, p. 432-7, Aug 2014.

LEONHARDT, A.; DAHLEN, G.; RENVERT, S. Five-year clinical, microbiological, and radiological outcome following treatment of peri-implantitis in man. **J Periodontol**, v. 74, n. 10, p. 1415-22, Oct 2003.

LIU, Y.; WANG, J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. **Arch Oral Biol**, v. 83, p. 153-160, Nov 2017.

LOPES DE CHAVES E MELLO DIAS EC, S. M., NAPIMOGA MH. Association Between Implant-Abutment Microgap and Implant Circularity to Bacterial Leakage: An In Vitro Study Using Tapered Connection Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. Sep 22, n. doi:10.11607/jomi.5836, p. Epub ahead of print, 2017.

LORENZONI, F. C. et al. Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface. **Int J Dent**, v. 2011, p. 864183, 2011.

MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J Oral Rehabil**, v. 33, n. 1, p. 75-8, Jan 2006.

MAIA BGF, N. T., BLATT M, MAIA S, BORDINI PJ. . Avaliação da interface implante/pilar intermediário em conexões do tipo Cone-Morse através do método de microscopia eletrônica de varredura. **ImplantNews**, v. 6, p. 625-9, 2009.

MANGANO, C. et al. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 3, p. 254-61, Mar 2009.

MARTIN-GILI, D. et al. Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth. **J Mater Sci Mater Med**, v. 26, n. 7, p. 211, Jul 2015.

MATSUBARA VH, I. F., TAMAKI R, TORTAMANO NETO P, NAKAMAE AE, MORI M. Use of Silver Nanoparticles Reduces Internal Contamination of External Hexagon Implants by *Candida albicans*. **Braz Dent J**, v. Oct;26, n. 5, p. 458-62, 2015.

MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am**, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan 1998.

MENG, J. C. et al. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. **Int J Prosthodont**, v. 20, n. 6, p. 623-5, Nov-Dec 2007.

MERLO, M. **Avaliação, in vitro, da contaminação bacteriana e análise microscópica da interface de pilares protéticos de corpo sólido e de parafuso passante em cinco sistemas de implantes cone Morse** 2012. (Dissertação Mestrado). Escola de Ciências da Saúde, Universidade Grande Rio, Duque de Caxias.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 4, p. 519-26, Jul-Aug 2000.

MORAGUEZ, O. D.; BELSER, U. C. The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 103, n. 3, p. 189-91, Mar 2010.

NASCIMENTO, F. C. **Avaliação de um agente cimentante e antisséptico na redução do índice de compostos sulfurados voláteis nas interconexões dos implantes**. 2015. 36 (Trabalho de conclusão de curso). Centro Universitário Estácio Juiz de Fora, Juiz de Fora.

NASCIMENTO, M. L. **Estudo in vitro de um material para selamento da interface implante-intermediário do tipo minipilar cônico em implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse**. 2012. 69 (Dissertação de Mestrado). Departamento de Prótese Dental, Universidade de São Paulo, Bauru.

NAYAK, A. G. et al. Efficacy of antibacterial sealing gel and O-ring to prevent microleakage at the implant abutment interface: an in vitro study. **J Oral Implantol**, v. 40, n. 1, p. 11-4, Feb 2014.

NENTWIG, G. H. Ankylos implant system: concept and clinical application. **J Oral Implantol**, v. 30, n. 3, p. 171-7, 2004.

NEVES FD, C. T., PRUDENTE MS, SILVA NETO JP, PENATTI MPA, PRADO RA. . Avaliação comparativa da microinfiltração bacteriológica na interface pilar/implante em implantes hexágono externo com 10 e 20Ncm de Torque. . **Rev Odontol Bras Central.**; v. 19, n. 49, p. 162-167, 2010b.

NEVES FD, P. M., CARNEIRO TAPN, SILVA NETO JP, PENATTI MPA. . Avaliação da microinfiltração bacteriológica em implantes hexágono externo com diferentes superfícies de parafuso. . **Rev Odontol Bras Central.**; v. 19, n. 49, p. 119-23, 2010a.

NIZNICK, G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. **Compendium**, v. 12, n. 12, p. 932, 934-8, Dec 1991.

NORTON, M. R. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 21, n. 5, p. 777-84, Sep-Oct 2006.

OH, T. J. et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol**, v. 73, n. 3, p. 322-33, Mar 2002.

OLIVEIRA, G. **Análise in vitro da infiltração bacteriana e das adaptações na interface implante/conector protético de sistemas de implantes endósseos**. 2006. (Dissertação). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba.

OLIVEIRA, N. C. G. **Roscas e Parafusos**. Editora Grêmio Politécnico, 1980. 160

PAPPALARDO, S. et al. Dental implants with locking taper connection versus screwed connection: microbiologic and scanning electron microscope study. **Int J Immunopathol Pharmacol**, v. 20, n. 1 Suppl 1, p. 13-7, Jan-Mar 2007.

PARK, S. D. et al. Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. **J Prosthet Dent**, v. 108, n. 3, p. 173-80, Sep 2012.

PASSOS, S. P. et al. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 101, n. 7, p. 1321-8, Oct 2013.

PAUTKE, C. et al. Development of novel implant abutments using the shape memory alloy nitinol: preliminary results. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n. 3, p. 477-83, May-Jun 2009.

PECIULIENE, V. et al. Isolation of yeasts and enteric bacteria in root-filled teeth with chronic apical periodontitis. **Int Endod J**, v. 34, n. 6, p. 429-34, Sep 2001.

PEREIRA, J. et al. Removal Torque and Biofilm Accumulation at Two Dental Implant-Abutment Joints After Fatigue. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 31, n. 4, p. 813-9, Jul-Aug 2016.

PERSSON, L. G. et al. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. **Clin Oral Implants Res**, v. 7, n. 2, p. 90-5, Jun 1996.

PIATTELLI, A. et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. **J Periodontol**, v. 72, n. 9, p. 1146-50, Sep 2001.

PIATTELLI, A. et al. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. **J Periodontol**, v. 74, n. 3, p. 346-52, Mar 2003.

PIMENTEL, A. C. et al. In vivo effectiveness of silicone gel sheets as barriers at the inner microgap between a prosthetic abutment and an external-hexagon implant platform. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 1, p. 121-6, Jan-Feb 2014.

PINHEIRO, E. T. et al. Evaluation of root canal microorganisms isolated from teeth with endodontic failure and their antimicrobial susceptibility. **Oral Microbiol Immunol**, v. 18, n. 2, p. 100-3, Apr 2003.

PROFF P, S. I., BAYERLEIN T, DIETZE S, FANGHÄNEL J, GEDRANGE T. Bacterial colonization of interior implant threads with and without sealing. . **Folia Morphol (Warsz)**, v. 65, n. 1, p. 75-7, 2006 Feb 2006.

QUIRYNEN, M. et al. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. **Clin Oral Implants Res**, v. 5, n. 4, p. 239-44, Dec 1994.

QUIRYNEN, M. et al. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 11, n. 2, p. 169-78, Mar-Apr 1996.

QUIRYNEN, M.; DE SOETE, M.; VAN STEENBERGHE, D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. **Clin Oral Implants Res**, v. 13, n. 1, p. 1-19, Feb 2002.

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

RAMOS, M. B. et al. Evaluation of UCLA implant-abutment sealing. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, n. 1, p. 113-20, Jan-Feb 2014.

RANIERI, R. et al. The bacterial sealing capacity of morse taper implant-abutment systems in vitro. **J Periodontol**, v. 86, n. 5, p. 696-702, May 2015.

RENVERT, S. et al. Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. **Clin Oral Implants Res**, v. 18, n. 4, p. 509-16, Aug 2007.

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

RISMANCHIAN, M. et al. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 6, p. 677-85, Dec 2012.

ROCAS, I. N.; SIQUEIRA, J. F., JR.; SANTOS, K. R. Association of *Enterococcus faecalis* with different forms of periradicular diseases. **J Endod**, v. 30, n. 5, p. 315-20, May 2004.

ROMANOS, G. E. Tissue preservation strategies for fostering long-term soft and hard tissue stability. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 35, n. 3, p. 363-71, May-Jun 2015.

ROMANOS, G. E.; NENTWIG, G. H. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 6, p. 831-6, Nov-Dec 2000.

SAIDIN, S. et al. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. **J Dent**, v. 40, n. 6, p. 467-74, Jun 2012.

SANTANA, W. **Avaliação da infiltração microbiológica da interface implante-abutment em conexões tipo hexágono interno e conemorse de implantes osseointegrados**. 2007. (Dissertação). Universidade Federal de Goiás, Goiânia.

SARTORI, I. A. **Análise comparativa da interface intermediário estético/cilindro protético, torneados em ouro ou em plástico, antes e após as fundições**. 1999. (Dissertação Mestrado). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SASADA, Y.; COCHRAN, D. L. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 32, n. 6, p. 1296-1307, Nov/Dec 2017.

SCARANO, A. et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. **J Oral Implantol**, v. 31, n. 6, p. 269-75, 2005.

SCARANO, A. et al. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. **J Appl Biomater Funct Mater**, v. 13, n. 3, p. e293-5, Oct 16 2015.

SCHMITT, C. M. et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. **J Biomed Mater Res A**, v. 102, n. 2, p. 552-74, Feb 2014.

SILVA-NETO JP, P. M., CARNEIRO TDE A, NÓBILO MA, PENATTI MP, NEVES FD. Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. **J Appl Oral Sci**, v. Sep-Oct;20, n. 5, p. 581-7, 2012.

SMITH, N. A.; TURKYILMAZ, I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 3, p. 561-7, Sep 2014.

SÓ MVR, W. M., ROSA RA, TELLES L, COLPANI F, HENZ S. Atividade antimicrobiana in vitro de uma suspensão de própolis frente ao *Enterococcus faecalis*. **RFO UPF**, v. 16, n. 3, p. 277-81, 2011.

SQUIER, R. S.; PSOTER, W. J.; TAYLOR, T. D. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 17, n. 1, p. 24-7, Jan-Feb 2002.

STAMENKOVIC D, J. S., MILOSEVIC M. Investigation of the press fit joints by the Tribology aspect. **Facta Universitatis**, v. 1, n. 8, p. 1057-1064, 2001.

STEINEBRUNNER, L. et al. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 20, n. 6, p. 875-81, Nov-Dec 2005.

SUTTER F, W. H., SORENSEN J, BELSER U. . The new restorative concept of the ITI Dental Implant System: design and engineering. **Int J Periodont Restorative Dent.**, v. Oct;13, n. 5, p. 409-431, 1993.

TAVAREZ, R. R. J. **Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, antes e após ensaios de fadiga.** 2003. Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.

TEIXEIRA, W. et al. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 26, n. 1, p. 56-62, Jan-Feb 2011.

TESMER, M. et al. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. **J Periodontol**, v. 80, n. 12, p. 1991-7, Dec 2009.

TODESCAN, F. F. et al. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 17, n. 4, p. 467-72, Jul-Aug 2002.

TRAVERSY MC, B. P. Fluid and microbial leakage of implant-abutment assembly in vitro. **J Dent Res.**, v. Apr;71, n. 3, p. 754, 1992.

TRIPODI, D. et al. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. **Implant Dent**, v. 21, n. 4, p. 335-9, Aug 2012.

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

TUNES, F. **Efeito do jateamento de óxido de alumínio e uso de selante industrial, na superfície de pilares protéticos Cone Morse, de restaurações implanto suportadas sobre a resistência ao contratorque.** 2012. (Dissertação Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

VERDUGO CL, N. G., AVILA AA, SAN MARTIN CL. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. **Clin Oral Implant Res**, v. Sep;25, n. 9, p. 1078-83, 2014.

VIDIGAL, G. M., JR. et al. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. **Braz Dent J**, v. 6, n. 1, p. 17-23, 1995.

WAHL, G.; LANG, H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, n. 2, p. 233-8, Apr 2004.

WENG, D. et al. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 26, n. 5, p. 941-6, Sep-Oct 2011.

WENG, D. et al. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss in nonsubmerged implants: an experimental study in dogs. **Int J Prosthodont**, v. 24, n. 5, p. 445-52, Sep-Oct 2011.

WORTHINGTON, P.; BOLENDER, C. L.; TAYLOR, T. D. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 2, n. 2, p. 77-84, Spring 1987.