UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

ROBERTA PIRES DIAS BROSCO

**AVALIAÇÃO IN VITRO DAS INTERFACES DOS IMPLANTES
CONE MORSE E HEXÁGONO INTERNO.**

BAURU - SP

2013

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
HOSPITAL DE REABILITAÇÃO DE ANOMALIAS CRANIOFACIAIS

**AVALIAÇÃO IN VITRO DAS INTERFACES DOS IMPLANTES
CONE MORSE E HEXÁGONO INTERNO**

Autor: ROBERTA PIRES DIAS BROSCO

Tese apresentada ao Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Fissuras Orofaciais e Anomalias Relacionadas

Orientador: Prof. Dr. João Henrique Nogueira Pinto

BAURU - SP

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO DESTA TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Brosco, Roberta Pires Dias

B792a Avaliação in vitro das interfaces dos implantes Cone Morse e Hexágono Interno. / Roberta Pires Dias Brosco. -- Bauru, 2013.

164p. : il.; 30cm.

Tese. (Doutorado em Ciências da Reabilitação- Área de concentração: Fissuras Orofaciais e Anomalias Relacionadas) – Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo.) Bauru. USP.

Orientador: Prof. Dr. João Henrique Nogueira Pinto

1. Implantes dentários 2. Enterococcus faecalis 3. Prótese dentária fixada por implante 4. Microinfiltração 5. Contagem de colônia bacteriana.

D 762

Trabalho normalizado utilizando a obra abaixo, obedecendo à orientação da Secretaria da Pós Graduação - HRAC/USP.

Grigolli AAG. Metodologia do trabalho científico e recursos informacionais na área da saúde. São Paulo: Editora Santos, 2008.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Roberta Pires Dias Brosco

Tese apresentada ao Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

Área de Concentração: Fissuras Orofaciais e Anomalias Relacionadas

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Prof. Dr. _____

Instituição _____

Prof. Dr. João Henrique Nogueira Pinto (Orientador)

Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais-USP

Profa. Dra. Daniela Gamba Garib Carreira

Presidente da comissão de Pós-Graduação do HRAC-USP

Data de depósito da Tese junto à SPG: ____/____/____

Roberta Pires Dias Brosco

Nascimento	21 de julho de 1965 Guarani – MG
Filiação	Roberto Dias Toledo Maria Cornélia Pires Toledo
1985 a 1988	Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora – MG
1990 a 1991	Curso de Especialização em Prótese Dental - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - RJ
1992	Curso de Especialização em Metodologia do Ensino Superior - Centro de Ensino Superior de Juiz de Fora – MG
1991 a 1993	Professora da Universidade Federal de Juiz de Fora, UFJF, Juiz de Fora, MG.
1993 a 1995	Professora da Universidade de Marília, UNIMAR, Marília, SP.
1995 a 1996	Curso de Especialização em Implantes Osseointegrados - Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas – Bauru – SP
1997 a 2001	Curso de Pós-Graduação em Dentística, nível de Mestrado - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo - FOB/USP
1998 a 2002	Professora da Clínica Integrada na Universidade Paulista (UNIP) – Bauru – SP
1998 a 2013	Professora do Curso de Especialização em Implantodontia, do HRAC-USP em Bauru – SP
1997 a 2013	Professora responsável pela disciplina de Prótese Dentária dos Cursos de Especialização em Implantodontia, da APCD e PROFIS – Bauru – SP
Associações	APCD – Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas

"Quando amamos e acreditamos do fundo de nossa alma em algo, nos sentimos mais fortes que o mundo, somos tomados de uma serenidade que vem da certeza de que nada poderá vencer nossa fé. Esta força faz com que sempre tomemos as decisões certas, nas horas certas, e quando atingimos o nosso objetivo, ficamos surpresos com nossa própria capacidade".

Paulo Coelho

A Deus,

Pela vida, saúde e existência

À minha amada filha, Luísa,

Motivo de minha coragem e incentivo para minha luta. Você
minha filha, através de sua alma pura e com constante carinho,
sempre teve uma palavra amiga e estimuladora.
Você é exemplo de humildade, paciência, ternura,
determinação e Amor.

Lembre-se que:

*"Seja você quem for, seja qual for a posição social que você
tenha na vida, a mais alta
ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força, muita
determinação e sempre
faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia
você chega lá. De
alguma maneira você chega lá."*

Ayrton Senna

"Tanta gente anda de um lado para outro levando vidas sem
sentido. Parecem semi-adormecidas, mesmo quando ocupadas em
coisas que julgam importantes. Isso acontece porque estão
correndo atrás do objetivo errado. Só podemos dar sentido à
vida dedicando-nos aos nossos semelhantes e nos empenhando na
criação de alguma coisa que tenha alcance e sentido".

Morrie Schwartzem A última grande lição- O sentido da vida, de Mitch Albom

Com muito AMOR, a vocês, dedico este trabalho.

**Aos meus pais,
Cornélia e Roberto,**

Que desde criança me ensinaram o valor da conquista e a importância de caminhar "com passos próprios". Com vocês aprendi que:

"As boas qualidades humanas, honestidade, sinceridade e um bom coração, não podem ser compradas com dinheiro e nem produzidas por máquinas ou mesmo através da mente. Nós chamamos isso de luz interior".

Dalai-lama

Vocês sempre me deram apoio, carinho e conselhos sem ter fim...
Quando me sentia fraca, vocês me ensinaram a erguer a cabeça e seguir,
Vocês sempre acreditaram em meus sonhos...

**Ao meu esposo,
Heli,**

Meu orientador, amigo, conselheiro, cúmplice de minha jornada, companheiro dos momentos difíceis e, muitas vezes, assumindo o papel de pai, sendo extremamente rigoroso e exigente, mas sempre ao meu lado, nas alegrias e nas tristezas.

Você acreditou que é possível e preciso sonhar...

Você me fez acreditar que é possível ser feliz e viver em paz, pois almas gêmeas existem, e

"Uma alma gêmea é alguém cujas fechaduras coincidem com nossas chaves e cujas chaves coincidem com nossas fechaduras. Quando nos sentimos seguros a ponto de abrir as fechaduras, surge o nosso eu mais verdadeiro e podemos ser completa e honradamente quem somos".

Richard Bach

Com muito AMOR, a vocês, dedico este trabalho.

**Ao meu orientador,
João Henrique Nogueira Pinto,**

Pelo apoio, estímulo e dedicação em orientar-me.

"Não há desafio que define quem somos nem o que somos capazes de ser, mas enfrentamos esse desafio: podemos incendiar as ruínas ou construir, através delas, passo a passo, um caminho que nos leve à liberdade".

Richard Bach

À Dr^a Flaviana Bombarda Andrade,
Pelo carinho, respeito, simplicidade, confiança e dedicação

**Aos Professores do Departamento de Ciências
Biológicas, disciplina de Microbiologia,**

Em especial ao Dr. Sérgio Aparecido Torres;
Pelos conhecimentos obtidos, paciência e apoio

**Aos Professores do Departamento de Dentística,
Endodontia e Materiais Odontológicos,**

Em especial ao Dr. Ivaldo Gomes de Moraes;
Pela forma humana de convívio, amizade, pela confiança em mim
depositada e apoio

"Há uns que falam e não ouvimos, há outros que tocam e não sentimos; no entanto, há pessoas que como você simplesmente vivem e nos marcam por toda a vida".

Autor desconhecido

Meu carinho e agradecimento especial...

**Ao meu querido irmão,
Jones,**

Que sempre me apoiou em todas as atitudes,
muitas vezes, em silêncio, mas sempre disposto a
ajudar através de seu caráter humilde, carinhoso e
paciente.

Você sempre estará em meu coração...

"Nunca te deixes abater pelas despedidas.
São indispensáveis como preparo para o reencontro.
E é certo que os amigos voltarão a se encontrar..."

Richard Bach

Aos meus queridos cunhados,

Wantuir(in memoriam), Wadet, João, Telma, Fátima, Gustavo,
Wagner e Antonieta,

Meus irmãos e amigos,

Vocês, através da simplicidade, da união, do respeito e da
pureza de seus corações, me acolheram e me fizeram sentir
em uma grande família...

Por me ensinarem que:

"Não importa o que um homem diz ou como diz,
Mas o que faz e como faz".

Richard Bach

Minha eterna gratidão e meu carinho...

AGRADECIMENTOS

**Aos funcionários do Departamento de Ciências
Biológicas da Faculdade de Odontologia de Bauru,** em
especial ao André Luís da Silva, Dalva Ribeiro de Oliveira e
Lívia Maria de Melo
Pelos ensinamentos, empenho e dedicação

**A Dra Daniele Gamba Garib do Hospital de Reabilitação
de Anomalias Craniofaciais,**
Pelos ensinamentos, forma serena e ética, motivação constante,
simplicidade
e dedicação

Aos funcionários da Pós-Graduação do HRAC, USP,
Pela alegria transmitida aos profissionais e ajuda

Ao Prof. Dr. José Roberto P. Lauris,
Pela análise estatística

A Dra Ivete Mattias Sartori,
Pela confiança em mim depositada e apoio

**À Aninha, Rose, Ana Regina, Denise e funcionários da
UEP**

Pelo auxílio bibliográfico

Ao Dr. Geninho Thomé,
Pela atenção, consideração e apoio

À empresa Neodent,
Pelo apoio e interesse científico

Ao Dr. Alexsander Golin,
Pela simplicidade e objetividade em associar a Engenharia a
Odontologia de maneira lógica e eficaz, sem medir esforços
para se fazer entender

À Márcia Cristina Almendros Fernandes Moraes,
Pela ajuda, amizade, carinho e incentivo constante

Aos funcionários do Hospital de Reabilitação de
Anomalias Craniofaciais,
Em especial a Roseli Pinto e Ivone Macedo;
Pelo estímulo, alegria e amizade

Meu agradecimento especial a todos!

Resumo

RESUMO

Dias-Brosco RP. Avaliação in vitro das interfaces dos implantes Cone Morse e Hexágono interno. [tese] Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2013.

Objetivo: Considerando que a precisão na adaptação do implante ao intermediário transmucoso é fator importante para a longevidade da prótese e que os sistemas de implantes possuem origens diversas na sua fabricação, nos propusemos a verificar a infiltração da bactéria *Enterococcus faecalis* na interface entre intermediário transmucoso e implantes do tipo Cone Morse e Hexágono Interno no sistema Neodent .

Material e Método: A amostra foi composta por 20 implantes do tipo Cone Morse com Index Protético, 20 implantes Titamax Cone Morse e 20 implantes de Hexágono Interno e 20 intermediários transmucosos do tipo Munhão Universal CM Exact, 20 Munhão Universal em corpo único de 3,3 x 5,5 mm e 20 Munhão Universal II Plus com Parafuso. Com o auxílio da Micropipeta o Inóculo foi aspirado, imediatamente após, inserido no interior do implante que se encontrava estático na placa do Dispositivo desenvolvido para este experimento. Os intermediários foram então conectados e apertados com chave digital própria, em seguida, foi dado o torque ao parafuso do intermediário de acordo com as recomendações do fabricante. Após o torque o conjunto, implante-intermediário foi removido da placa do Dispositivo com pinça de titânio e inserido dentro do tubo de ensaio que continha o meio de cultura estéril. Diante do conhecimento da área interna de cada implante, o volume do Inóculo a ser utilizado foi determinado em 1µL. Todos os tubos contendo os conjuntos foram numerados e incubados a 37°C por um período de 14 dias. Foi realizado acompanhamento diário para verificação da possível passagem de bactérias do interior do implante para o caldo. O indicativo da passagem de bactéria para o meio foi a turvação do meio de cultura (caldo BHI). Decorrido os 14 dias de observação, os dados foram tabulados e submetidos à Análise de Variância (ANOVA) com nível de significância de 5%, quando detectada diferença estatística, os valores foram submetidos ao Teste de Tuckey para comparações múltiplas. **Resultados:** O Teste de Tukey evidenciou que houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo de implantes Cone Morse, Cone Morse Índex e Hexágono Interno, onde o grupo de implantes Cone Morse diferiu estatisticamente do grupo Cone Morse Índex e também do grupo de implantes de Hexágono Interno. O grupo de implantes Cone Morse Índex não diferiu estatisticamente do grupo de implantes de Hexágono Interno, porém o grupo Cone Morse Índex apresentou os melhores resultados.

Descritores: Implantes dentários, *Enterococcus faecalis*, Prótese dentária fixada por implante, Microinfiltração, Contagem de colônia bacteriana.

Abstract

ABSTRACT

Dias-Brosco RP. In vitro evaluation of the interfaces of the Morse Taper implants and Internal hexagon implants. [tese] Bauru: Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, Universidade de São Paulo; 2013.

Objective: Whereas the accuracy adaptation of the implant abutment is an important factor for the longevity of the prosthesis, and implant systems have diverse backgrounds in its manufacture, we set out to verify the infiltration of *Enterococcus faecalis* bacteria at the interface between the abutment and transmucosal implants of Morse Taper and Internal Hex of Neodent system.

Material and Methods: The sample consisted of 20 Morse Taper implants, 20 Titamax Morse Taper implants, 20 Internal Hexagon implants and 20 transmucosal Exact CM Universal Post abutment, 20 Universal Post 3 in one body, 3 x 5.5mm and 20 Universal Post II Plus with Screw. With the aid of a micropipette the inoculum was aspirated, immediately thereafter, inserted into the implant that was in the static device board developed for this experiment. The abutments were then connected and tightened to own digital key, then the torque was given to the screw of the abutment according to the manufacturer's recommendations. After the torque, deploy abutment was removed from the plate clamp device of titanium and inserted into a test tube containing sterile culture. According to the internal area of each implant, the inoculum size was determined to be 1µL. All the tubes were numbered and incubated at 37 ° C for a period of 14 days. Daily monitoring to check the possible passage of bacteria into the interior of the implant broth was carried out. The indication of the passage of bacteria was turbidity of the culture (BHI). Upon expiry of the 14 days of observation, the data were tabulated and an analysis of variance (ANOVA) with a significance level of 5 % was done. The values were submitted to Tukey test for multiple comparisons. **Results:** The Tukey test showed a statistically significant difference between the group of Morse Taper implants, Cone Morse Index and Internal Hex, where the group of implants differed from Morse Taper, Morse Taper Index group and also the group of Internal Hexagon implants. The group of Morse Taper implants Index did not differ statistically from the group of Internal hexagon implants, but Morse Taper Index group showed the best results.

Keywords: dental implants, *Enterococcus faecalis*, Implant supported dental prosthesis, Microleakage, Microbial colony count.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1.1-	Esquema ilustrativo dos implantes estudados, dos grupos CM, HI e CM Índex.....	80
Figura 4.1.2-	Esquema ilustrativo dos implantes e intermediários estudados, dos grupos CM, HI e CM Índex, respectivamente.	82/83
Figura 4.1.3-	Esquema ilustrativo da interface entre implante e intermediário transmucoso.	84
Figura 4.1.4-	Dispositivo onde a Micropipeta Gilson foi acoplada.	85
Figura 4.1.5-	Haste horizontal do dispositivo.	86
Figura 4.1.6-	Perfuração onde a Micropipeta foi acoplada e parafuso anterior do dispositivo.	86
Figura 4.1.7-	Haste horizontal (alavanca) do dispositivo.....	87
Figura 4.1.8-	Placa de estabilização dos implantes presa à mini Morsa do dispositivo.	88
Figura 4.1.9 a-	Micropipeta marca Gilson.	88
Figura 4.1.9 b-	ejetor metálico de ponteiros.....	88
Figura 4.1.10-	Micropipeta Pipetman P2, com intervalo de uso de 0,1 a 2µL.....	89
Figura 4.1.11-	Ponteira descartável e agulha acopladas a Micropipeta.	89
Figura 4.1.12-	Ponteira descartável e agulha cortada acopladas à Micropipeta.....	90

Figura 4.1.13-	Centralização da Micropipeta em relação à placa do Dispositivo.....	90
Figura 4.1.14-	Entrada e saída da agulha do interior da rosca dos implantes.....	91
Figura 4.1.15-	Posicionamento da agulha para ejetar o Inóculo dentro das roscas dos implantes.....	91
Figura 4.1.16-	Saída da agulha sem tocar nas paredes laterais dos implantes.....	92
Figura 4.2.1-	BHI para preparo do caldo nutritivo.....	93
Figura 4.2.2-	BHI para preparo do caldo nutritivo, com procedência e validade.....	93
Figura 4.2.3-	Distribuição do BHI nos tubos de ensaio com a Micropipeta Digital.	94
Figura 4.2.4-	Distribuição do BHI nos tubos de ensaio Pyrex e Falcon.	95
Figura 4.2.5-	Estufa Bacteriostática.	95
Figura 4.2.6-	BHI estéril e límpido.	96
Figura 4.2.7a-	BHI turvo	97
Figura 4.2.7b-	BHI límpido.....	97
Figura 4.2.8-	Placa contendo Agar-agar e BHI a esquerda e a direita Morfologia colonial Caldo Turvo semeado.....	98

Figura 4.2.9-	BHI turvo contendo o meio de cultura a esquerda e a direita BHI límpido.....	99
Figura 4.2.10-	Fluxo Laminar, esterilização da superfície dos invólucros.	100
Figura 4.2.11-	Painel digital do Fluxo Laminar para controle do tempo da luz UV.....	101
Figura 4.2.12-	Micropipeta apoiada na base do Dispositivo para esterilização da superfície.....	101
Figura 4.2.13-	Parte apical do implante CM Titamax encaixada na placa.....	102
Figura 4.2.14a-	Inóculo aberto próximo a chama	103
Figura 4.2.14b-	Inóculo aspirado pela ponta da agulha.	103
Figura 4.2.15a	Amostra do grupo CM Titamax sem microinfiltração.....	104
Figura 4.2.15b-	Amostra com microinfiltração Bacteriana.....	104
Figura 4.2.16-	Cálculo da quantidade de solução bacteriológica para o grupo CM Índex.	105
Figura 4.2.17-	Cálculo da quantidade de solução bacteriológica para o grupo HI.....	106
Figura 4.2.18a-	Espectrofotômetro ligado, aguardando zerar as casas decimais.....	107
Figura 4.2.18b-	Espectrofotômetro zerado.....	107

Figura 4.2.19-	Leitura da Absorbância do Inóculo no Espectrofotômetro, para diluição da suspensão bacteriana ao padrão 0,5 de McFarland.....	107
Figura 4.2.20-	Vista lateral do Fluxo Laminar ligado com a Micropipeta no Dispositivo.	107
Figura 4.2.21a e b-	Vista frontal do Fluxo Laminar ligado com a Micropipeta no Dispositivo.	108
Figura 4.2.22a-	Implantes CM Titamax inoculados.	109
Figura 4.2.22b-	Implantes HI inoculados.	109
Figura 4.2.23a e b-	Implantes HI inoculados e o grupo controle a direita na estante e embalados para serem incubados a 37°C.....	109
Figura 4.2.24-	Tubos contendo os conjuntos de implantes numerados e embalados para serem incubados a 37°C.....	109
Figura 4.2.25a-	Amostra sem microinfiltração Bacteriana.....	110
Figura 4.2.25b-	Amostra HI com microinfiltração Bacteriana a esquerda.	110
Figura 4.2.26a-	Amostra CM sem microinfiltração Bacteriana.....	110
Figura 4.2.26b-	Amostra CM com microinfiltração Bacteriana a direita.	110
Figura 4.2.27a-	Amostra CM e CM Índice com microinfiltração Bacteriana.	111
Figura 4.2.27b-	Amostras HI, CM e CM Índice com microinfiltração Bacteriana.	111

Figura 4.2.28-	Tubos contendo os conjuntos de implantes CM Índice a esquerda e CM a direita, que não tiveram microinfiltração bacteriana.	112
Figura 4.2.29a-	BHI estéril.	112
Figura 4.2.29b-	BHI estéril com implante para verificação suspensão bacteriana de <i>E faecalis</i>	112
Figura 4.2.30a-	BHI turvo.	113
Figura 4.2.30b-	BHI turvo com confirmação da presença da suspensão bacteriana.	113
Figura 4.2.31a,b-	Confirmação da presença do <i>Enterococcus faecalis</i> através de sua morfologia colonial.	113
Figura 5.1.1:	Representação gráfica da comparação entre o tempo de microinfiltração dos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.	118
Figura 5.2.1:	Representação gráfica da comparação entre as médias de microinfiltração nos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno (N = 20).	120
Figura 5.2.2:	Representação gráfica da comparação entre o número de implantes com microinfiltração nos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno (N=20).	120
Figura 5.2.3:	Representação gráfica da comparação entre porcentagem de implantes com microinfiltração nos grupos Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno (através do teste de proporção:N = 100)	121

Figura 6.1-	Esquema ilustrativo do implante do grupo HI.....	128
Figura 6.2-	Esquema ilustrativo do implante do grupo CM.....	129
Figura 6.3a-	Esquema ilustrativo dos implantes estudados do grupo CM.....	136
Figura 6.3b-	Esquema ilustrativo dos implantes estudados do grupo CM Índex.....	136
Figura 6.3c-	Esquema ilustrativo dos implantes estudados do grupo HI.....	136

LISTA DAS TABELAS

Tabela 4.1:	Representação dos grupos de implantes utilizados de acordo com o fabricante.	80
Tabela 4.2:	Representação dos grupos de intermediários transmucosos utilizados de acordo com o fabricante.	81
Tabela 5.1.1:	Representação numérica da média, desvio padrão, mediana dos implantes dos sistemas estudados; realizado através da estatística descritiva (14 dias).	117
Tabela 5.1.2:	Análise de variância (ANOVA) para as diferenças entre o tempo de microinfiltração dos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.....	119
Tabela 5.1.3:	Teste de Tukey para comparações múltiplas das diferenças entre a microinfiltração nos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.	119

LISTA DE SIGLAS

P/I	Pilar/Implante
HI	Hexágono Interno
CM	Implantes Cone Morse (Titamax)
CMI	Implantes Cone Morse Índice
μL	Microlitros
μm	Micrometros
Ncm	Newtons centímetro
mm	milímetros
Fab.	de acordo com o fabricante
CFU/mL	Unidades formadoras de colônia por mililitros
°	graus
°C	graus Celsius
Hz	Hertz
Min	minutos
atm	atmosfera – unidade de pressão
h(s)	hora(s)
N	Newton
mm ²	milímetro quadrado
BHI	Brain Heart Infusion
TSBy	Tryptic Soy Broth yeast

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	REVISÃO DE LITERATURA	31
3	OBJETIVO	73
4	MATERIAL E MÉTODOS	77
4.1	SELEÇÃO DA AMOSTRA.....	79
4.2	OBTENÇÃO DO INÓCULO	92
4.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	114
5	RESULTADOS.....	115
5.1	RESULTADOS OBTIDOS ATRAVÉS DA ANÁLISE INDIVIDUAL DA MICROINFILTRAÇÃO BACTERIANA DOS IMPLANTES.....	117
5.2	RESULTADOS OBTIDOS ATRAVÉS DA ANÁLISE COMPARATIVA DA MICROINFILTRAÇÃO BACTERIANA DOS 3 GRUPOS DE IMPLANTES	117
6	DISCUSSÃO	123
7	CONCLUSÃO	145
	REFERÊNCIAS	149
	ANEXOS	159

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Com o advento dos implantes osseointegrados, a reabilitação oral entra em uma nova era. Os implantes, sem dúvida alguma, vieram para ficar e ocupar um espaço fundamental na reabilitação oral. Reabilitar um paciente desdentado é tarefa difícil e árdua. Devolver as funções primordiais como fonação, função mastigatória, conforto, segurança e estética são metas a serem alcançadas. Todavia deve-se ter em mente que a razão do implante é a futura prótese e não sua instalação cirúrgica, e que o objetivo da odontologia moderna é restituir ao paciente uma saúde bucal de forma previsível.

O sistema Brånemark foi desenvolvido originalmente para tratamento de pacientes edêntulos e devido ao índice de sucesso, o sistema tem sido usado também para pacientes parcialmente edêntulos e em substituições unitárias.

Bianco et al (2000) relatam que durante os anos 80, um dente unitário perdido era mais freqüentemente repostado por uma prótese parcial fixa ou removível. Hoje, quando o dente suporte não possui cárie ou restauração, o preparo irreversível pode ser considerado inaceitável. A instalação de um implante nesta situação é funcional e estética. Estudos de 1 a 3 anos de acompanhamento em dentes unitários suportados por implante reportaram que o problema mais comum encontrado foi o afrouxamento do parafuso, e 10% dos pacientes apresentavam a formação de fístula durante o primeiro ano após a instalação da prótese. A formação de fístula e inflamação dos tecidos ao redor do implante unitário pode ser causada por micromovimentos (rotação e flexão) dos intermediários transmucosos durante a carga funcional, o que seria mais difícil de ocorrer em restaurações múltiplas. A previsibilidade do tratamento através de uma prótese implanto-suportada está diretamente relacionada à adaptação passiva entre implante-prótese. A utilização de componentes que não possuem uma perfeita adaptação diminui o sucesso em longo prazo dos implantes. O controle de qualidade

na fabricação dos implantes é um dos requisitos primordiais, principalmente, porque as fábricas de implantes afirmam que seus componentes são intercambiáveis (Balshi, 1996).

Após comprovação científica do sucesso do sistema sueco original, não apenas no que diz respeito ao implante, mas também aos componentes protéticos introduzidos, vários sistemas de implante lançaram também seus componentes. Estes componentes competem com o *design* original e o protocolo de tratamento. Pelo fato de ser cópia do sistema original surgiram alegações de compatibilidade e até equivalência, por conveniência de fornecedores de implantes que têm introduzido seus componentes como intercambiáveis. Esses produtos atraem os consumidores devido ao menor custo e à facilidade em serem adquiridos. Intercambiabilidade, entretanto, implica que os componentes podem ser substituídos sem efeito adverso na taxa total de sucesso dos implantes (Binon, 1996). Clinicamente, esse intercâmbio de componentes, sem comprovação científica prévia, pode trazer como conseqüências o afrouxamento do parafuso do intermediário transmucoso, fratura desse parafuso, resposta adversa dos tecidos moles adjacentes (como uma contaminação bacteriana), perda da estética e até mesmo da osseointegração. (Beumer, Hamada e Lewis 1993 e Binon 1998).

O encaixe imperfeito de estruturas sobre o implante pode causar falha mecânica das próteses ou complicações biológicas dos tecidos adjacentes. Complicações mecânicas podem incluir o afrouxamento do parafuso do intermediário transmucoso e da prótese ou fratura dos vários componentes do sistema; complicações biológicas podem incluir reações adversas dos tecidos, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e a perda da osseointegração (Dellow, Driessen e Nel 1997).

Binon (1996) relata que durante a fase inicial de perda da pré-carga, se houver um engrenamento imediato entre o intermediário transmucoso e o implante, a junção retém sua rigidez podendo resistir às micro-movimentações e à total perda da pré-carga. Inversamente,

quanto maior a desadaptação, maior será a liberdade rotacional que resultará em perda da pré-carga, baixa rigidez da junção implante- intermediário e afrouxamento rápido e progressivo do parafuso.

Têm-se notado um esforço dos fabricantes na tentativa de evitar as falhas mecânicas, pela alteração dos materiais, pelo maior rigor na fabricação dos componentes ou por modificações dos desenhos da interface implante- intermediário. Dessa maneira, surgiram novas formas de conexões implante- intermediário, tanto externas quanto internas. Como exemplo temos: a) conexões do tipo *Spline*, onde se buscou um maior engrenamento da interface através de entalhas, b) Hexágono, Octógono e Dodecágono interno, as quais objetivaram um aumento da área de conexão, e c) Cone Morse, que visou uma maior estabilidade de junção através da resistência friccional entre os componentes.

Gross; Abramovich; Weiss (1999) compararam o grau de infiltração bacteriana na interface implante- intermediário em 5 sistemas de implante cujas conexões eram o hexágono externo, *spline* e cone morse (Brånemark, Sulzer Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss). Essa micro-infiltração ocorreu em todos os sistemas e diminuiu quanto maior fosse o torque de apertamento do parafuso do intermediário. Entretanto essa infiltração parece ser menor no sistema cone morse.

Vidigal et al (1995) realizaram um trabalho cujo objetivo foi estudar o papel das restaurações mal adaptadas nos tecidos periodontais, correlacionando-as com a interface implante- intermediário em implantes osseointegrados. No seu trabalho, os autores propõem que a interface implante- intermediário no sistema osseointegrado seja considerada da mesma forma que uma prótese com terminações subgengivais, levando em consideração seu possível efeito nos tecidos periodontais. Assim, a interface de união implante- intermediário deve ser bem adaptada para se evitar crescimento bacteriano e para permitir que o paciente controle a placa. Concluíram relatando que implantes osseointegrados sem boa adaptação entre o

intermediário e o implante podem levar a um acúmulo de placa em longo prazo, causando periimplantite que pode comprometer a manutenção da osseointegração.

Jansen; Conrads; Richter (1997) realizaram um estudo objetivando determinar se há infiltração microbiana na interface implante- intermediário. Os autores concluem mencionando que sistemas atuais de implante não podem prevenir a infiltração microbiana e a colonização bacteriana da parte interna do implante e que há necessidade de modificações para selar a área de contato implante- intermediário.

Binon (2000) cita em seu trabalho que existem diferentes tipos de conexões protéticas, mas que a maioria dos estudos estão relacionados à conexão do tipo hexágono externo e que seu tamanho reduzido torna a estabilidade da conexão dependente do parafuso de retenção, justificando os altos índices de afrouxamentos observados em estudos longitudinais. Já Araújo et al (2008) relatam que a interface Cone Morse apresenta um *design* preciso, de tal forma, que durante a instalação do intermediário ao implante, ocorre uma íntima adaptação entre as superfícies opostas, já que nenhum *microgap* existe entre os dois componentes, o intermediário apresenta maior resistência aos movimentos rotacionais. Até mesmo em cargas horizontais, uma concentração de pontos de tensão ocorre sobre as superfícies sobrepassantes do Cone Morse, deixando o parafuso de retenção apenas com um papel secundário.

Fortes et al (2008) relata que nas conexões do tipo hexágono interno é possível criar uma conexão mais profunda e com maior contato do intermediário transmucoso com as paredes internas do implante onde as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando menor tensão no parafuso do intermediário e proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união intermediário-implante. Já nas conexões internas do tipo Cone Morse há uma adesão por atrito, com travamento mecânico friccional da superfície interna do implante com a superfície do intermediário transmucoso. Citam que esse travamento mecânico permite que os componentes protéticos tenham uma perda de pré-carga

extremamente reduzida, diminuindo a possibilidade de micromovimentação durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de retenção.

Sendo essas conexões de origem e encaixes diferentes, fica a dúvida se a precisão de adaptação dos hexágonos dos implantes aos hexágonos dos intermediários transmucosos oferece uma condição satisfatória para a longevidade do tratamento reabilitador. Para avaliar a capacidade de selamento da conexão tipo Cone Morse e as diferenças entre as medidas nas interfaces entre intermediário transmucoso e implante, nos propusemos a realizar esta pesquisa.

2 *Revisão de Literatura*

2 REVISÃO DE LITERATURA

A reabilitação através de implantes osseointegrados revolucionou o tratamento de pacientes com edentulismo total, parcial e também em reposições unitárias. Esta modalidade de tratamento oferece uma solução efetiva dos problemas associados ao edentulismo, entretanto, uma revisão literária demonstrou que existem diferenças na precisão de adaptação entre diferentes sistemas de implantes.

O conceito de osseointegração foi criado a partir de estudos de Brånemark et al (1969) onde sugeriram a possibilidade de ancoragem direta da estrutura do implante no osso sem que houvesse a presença de tecido conjuntivo nessa interface. A osseointegração foi então definida como o contato direto, estrutural e funcional, entre o osso ordenado e saudável com a superfície do implante a nível de microscopia óptica estável e capaz de suportar as forças mastigatórias.

Os requisitos para se alcançar uma perfeita osseointegração são biocompatibilidade do material, formato adequado do implante, emprego de técnicas cirúrgicas atraumáticas na preparação do leito ósseo e colocação do implante e um período de cicatrização óssea sem aplicação de carga (Brånemark 1985).

Worthington; Bolender; Taylor (1987) relataram os problemas ocorridos durante os 4 anos de experiência com o Sistema Brånemark. Dentre as complicações da fase protética foram citadas fratura das próteses, problemas fonéticos e fratura dos parafusos de ouro. Segundo os autores, o afrouxamento ou fratura dos parafusos de ouro não é um fato comum, mas comparado às falhas dos outros componentes, talvez seja o problema mais comum e sugeriram como causas as forças excessivas colocadas sobre o sistema, a falta de adaptação entre prótese e *abutment* e repetidos apertos nos parafusos.

Jemt et al (1991) realizaram um estudo onde foi feito o acompanhamento do primeiro ano após a instalação de 107 implantes Brånemark (82% na maxila e 18% na mandíbula) para suportar restaurações unitárias. Os registros clínicos foram feitos em 1 semana, 1 mês, 6 meses e 12 meses após a instalação das restaurações examinando a ATM, a condição peri-implantar e periodontal de dentes vizinhos, além de exames radiográficos. A situação da gengiva ao redor das coroas isoladas foi geralmente sadia e comparável à situação da gengiva ao redor dos dentes naturais, contudo, foram relatadas fístulas associadas a 11 restaurações (10%), 6 das quais acompanhavam afrouxamento de parafuso de *abutment*. Resultados estéticos comprometedores foram relatados em 9 pacientes (10%). Os autores relataram ainda que, durante o primeiro ano os problemas associados à estabilidade do parafuso do *abutment* foram os mais frequentes, em 26% dos casos foram necessários reapertos nos parafusos e à medida que o estudo progrediu, a frequência de afrouxamento se tornou menor.

Niznick (1991) estudou a conexão implante-*abutment* onde relata que esta é a chave para o sucesso da prótese. Segundo o autor, ao *abutment* de duas peças que se une ao implante de hexágono externo, forças laterais são transmitidas ao parafuso retentor e isto pode na verdade causar afrouxamento ou fratura do parafuso de conexão do *abutment* ao implante e forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante por causa da extensão e do íntimo contato dos hexágonos de encaixe. Afirma, que o elemento chave do *design* do implante é a interdigitação estável com um hexágono interno e externo e que isto não é apenas importante para a estabilização dos *abutments* unitários, mas também para a transferência precisa do análogo do implante para o modelo de trabalho, o que permite preparo e modificação indireta dos *abutments* por meio de enceramento e fundição para atingir o paralelismo e a estética.

Jörnús; Jemt; Carlsson (1992) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a carga aplicada ao parafuso do *abutment* em um implante unitário e testar a estabilidade dos

diferentes desenhos e materiais deste parafuso em uma situação de testes. Quatro tipos de parafusos foram avaliados através de testes: 1- parafuso de titânio ASTM grau 1 com cabeça cônica, 2- parafuso de titânio ASTM grau 1 com cabeça plana, 3- parafuso de titânio ASTM grau 3 com cabeça plana, 4- parafuso de liga de ouro com cabeça plana. O torque necessário para girar o *abutment* dentro do hexágono do implante foi usado como uma medida de estabilidade do parafuso, cada desenho do parafuso foi testado imediatamente após o aperto em cinco testes repetidos e novos componentes foram usados para cada teste. O torque necessário para girar o *abutment* foi medido nos sentidos horário e anti-horário. Os resultados indicaram que torques e forças significativas podem ser criados no parafuso não devendo nunca exceder as características máximas dos materiais. O desenho da cabeça do parafuso, seu material e força de aperto foram demonstrados serem parâmetros significativos para a estabilidade do parafuso. O único desenho de parafuso com uma capacidade de aperto acima de 50 Ncm após assentamento foi o parafuso de liga de ouro (35 Ncm torque) e consequentemente, somente aquele parafuso seria capaz de segurar a restauração nas situações registradas de extrema carga, portanto, o parafuso de liga de ouro de cabeça plana produziu os melhores resultados.

English (1992) realizou um estudo com o propósito de apresentar relatos de *abutments* para implantes com hexágono externo, sua tecnologia, indicações e contra-indicações. A resistência final à tensão de um parafuso retentor do *abutment* é dependente do tipo de metal ou liga, do desenho inerente e tamanho do parafuso; relata o autor que os desenhos de *abutments* são numerosos, mas nenhum desenho satisfaz todas as necessidades clínicas e a diversidade é necessária para tratar a enorme variação de problemas para os quais os implantes podem ser utilizados. Fabricantes de implantes estão constantemente fazendo melhoras perspicazes nos desenhos para aumentar a performance do produto, porém, este processo não é estático e envolve um monitoramento contínuo de todos os componentes do

sistema e o uso de um *abutment* de uma empresa para restaurar um implante de outra empresa é comum. Em geral, o clínico está mais seguro usando um *abutment* de uma empresa que também fabrica implante devido ao monitoramento de tolerâncias de usinagem e controle total de qualidade com todos os componentes, a tolerância pode ser mantida mais apertada quando todos os componentes são feitos na mesma máquina a uma mesma facilidade de manufatura. Menciona ainda o autor que em seu estudo a falta absoluta de mobilidade, falta de radioluscência periimplantar, resistência ao contra torque e ausência de dor são essenciais para verificar a osseointegração.

Patterson e Johns (1992) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a sobrevida da prótese implanto-suportada e mencionam que uma atenção tem sido voltada aos parafusos de ouro que conectam a prótese ao implante através do *abutment*. Relatam os autores que a ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré- carga é aplicada e o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido a semanas. Para predizer a sobrevida de um componente à fadiga, a distribuição de *stress* naquele componente deve ser determinada, que por sua vez depende das cargas que estão sendo aplicadas ao componente. Segundo os autores quando um parafuso é apertado, após o estágio de aperto manual, uma pré-carga é aplicada ao parafuso e isto induz um *stress* compressivo nos componentes e quando cargas de tensão externa são subsequenteiramente aplicadas aos componentes unidos, algumas das cargas produzem um relaxamento do *stress* compressivo e parte deste aumenta a carga de tensão no parafuso. Relatam que existem dois locais nos quais a concentração de *stress* ocorre em parafusos e os quais são considerados provavelmente locais para o início da falha de fadiga. Um está na mudança da seção entre a haste e a cabeça do parafuso; esta concentração é primariamente uma função da proporção de diâmetros e o raio de curvatura entre eles e a concentração mais alta geralmente ocorre no segundo local, o qual está na ponta da primeira rosca

completamente carregada. Esta concentração máxima é em parte uma consequência da geometria da rosca; a concentração de carga na primeira rosca carregada é uma consequência de diferentes mudanças na inclinação produzida pelo esforço de tensão no parafuso e esforço compressivo nas partes unidas, o modelamento do contato na interface entre as rosca internas e externas tem também sido problemática até hoje. Os resultados deste estudo relatam que quando um sistema é construído precisamente com implantes suficientes e equidistantes, a vida a fadiga dos implantes está na ordem de 20 anos e esta vida é drasticamente reduzida quando as condições prescritas não são satisfeitas. Concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos protéticos, é necessário assegurar-se de que os parafusos foram apertados ao máximo, aumentando o tempo de vida útil dos mesmos e para que isso ocorra, recomendam a aplicação do torque apropriado.

Dixon et al (1995) desenvolveram um sistema para gerar níveis de força controlados sobre o complexo implante-*abutment*-coroa, medindo e registrando os micromovimentos neste complexo. Três grupos de implantes foram avaliados nesta pesquisa: implantes com hexágono externo (Minimatic); implantes com hexágono interno (Spectra System), e implantes com octógono interno (Calcitek Omniloc). Os conjuntos implante-*abutment* receberam cargas constantes sobre uma superfície inclinada de 25° simulando um mês de função; a quantidade de torque necessário para o afrouxamento do parafuso antes e depois dos testes de carga foi avaliada. O hexágono interno foi o sistema que apresentou os maiores valores de torque reverso. Os autores concluíram que: 1- não houveram diferenças significativas entre o *abutment* reto e o angulado para rotação, deflexão, e torque necessário para afrouxar os parafusos, 2- as amostras do sistema Spectra exibiram a maior mudança em torque médio requerido para afrouxar os parafusos do *abutment*; portanto, o torque médio necessário para afrouxar os parafusos após teste ainda estava semelhante ou maior que o torque necessário para afrouxar os parafusos das amostras Minimatic e Calcitek após teste.

Balfour e O'Brien (1995) compararam e avaliaram a conexão implante-*abutment* rosqueado quanto à torsão, flexão e fadiga cíclica, registrando-se a carga máxima aplicada até o limite de tolerância. Três grupos de implantes com diferentes desenhos foram testados com seus respectivos *abutments* para coroa unitária: grupo 1- hexágono externo; grupo 2- octógono interno; grupo 3- hexágono interno. Cada grupo foi submetido a três testes: 1) torção (torque lateral); 2) flexionamento compressivo (carga compressiva a 30°); e 3) fadiga cíclica a 30° (frequência de 14 Hz). Nos dois primeiros testes as cargas foram progressivas e aplicadas até que ocorresse falha, sendo que no teste de fadiga cíclica as cargas foram regressivas, a partir da máxima carga obtida pelo teste compressivo, até que não houvesse mais falhas. O hexágono interno mostrou o melhor comportamento nos testes 1 (HI = 192.1 Ncm; HE = 98.3 Ncm; OI = 37.3 Ncm) e 2 (HI = 814 N; HE = 756 N; OI = 587 N), sendo que no teste 3 foi ligeiramente inferior ao octógono interno (OI = 400 N; HI = 367 N; HE = 242 N). Em relação às falhas, os implantes de hexágono externo mostraram desvantagens pela irreversibilidade, tornando-se não restauráveis.

Vidigal et al (1995) realizaram um trabalho cujo objetivo foi estudar o papel das restaurações mal adaptadas nos tecidos periodontais, correlacionando-as com a interface implante-*abutment* em implantes osseointegrados feitos de titânio comercialmente puros, disponíveis no Brasil, foram estudados, sendo que cada implante foi removido de sua embalagem e parafusado em sua conexão com o mais alto grau de ajuste entre ambas as partes. São eles os implantes estudados: Sistema Brånemark, Screw-Vent, IMZ, TF, e SR-Press. Os implantes foram então posicionados no suporte, e apreendidos a ele com um adesivo condutor por grafite, as amostras foram analisadas por um MEV. Os resultados mostram que a interface implante-*abutment* variou amplamente de acordo com o sistema do implante. O sistema SR-Press mostrou um *gap* entre as duas partes de aproximadamente 50 µm de espessura, o TF apesar de ser bem adaptado na interface, mostrou margens biseladas com um

espaço de 150 µm entre elas, o que pode facilitar a formação de placa bacteriana e o implante Brånemark apresentou uma adaptação razoavelmente boa entre as partes, apesar de ser possível notar uma ausência de continuidade com espaços de 20 µm. Os implantes Screw-Vent e IMZ mostraram as melhores adaptações entre o implante e *abutment*, com nenhuma ausência de continuidade entre as duas partes. Os autores propõem que a interface implante-*abutment* seja considerada da mesma forma que uma prótese com terminações subgingivais, levando em consideração seu possível efeito nos tecidos periodontais, assim, a interface de união implante-*abutment* deve ser bem adaptada para se evitar crescimento bacteriano e para permitir que o paciente controle a placa. Concluíram relatando que implantes osseointegrados sem boa adaptação entre o *abutment* e o implante podem levar a um acúmulo de placa a longo prazo, causando peri-implantite que pode comprometer a manutenção da osseointegração.

Carr; Gerard; Larsen (1996) estudaram a resposta óssea periimplantar associada aos diferentes níveis de adaptação protética em macacos babuínos. Os exames clínicos e radiográficos não demonstraram diferenças visíveis na osseointegração entre as próteses ajustadas e não ajustadas. Verificou-se histomorfologicamente uma média percentual de osseointegração de 51,4 % nas próteses consideradas bem ajustadas, e de 56,3 % nas consideradas mal ajustadas.

Jansen; Conrads; Richter (1997) realizaram um estudo objetivando determinar se há infiltração microbiana na interface implante-*abutment*. Foram utilizados 10 diferentes agrupamentos de implante-*abutment* gerados de 9 sistemas de implante que foram sujeitos a testes microbiológicos. Exames microbiológicos em 10 amostras de cada sistema foram feitos e testados sob condições estéreis; a porção interna do implante foi inoculada com uma suspensão de *Escherichia coli* que é uma bactéria móvel medindo 1.1 a 1.5 µm de diâmetro e 2-6µm de extensão. Os agrupamentos foram colocados em recipientes com a cabeça do implante para cima, contendo solução nutriente e foi armazenado a 37 ° C. Nos dias 1, 3, 5, 7,

10 e 14, a possível penetração de bactérias na solução circundante foi avaliada, tal penetração causou colonização bacteriana e resultou em uma solução turva. Para a maioria dos sistemas de implantes, a conexão dos componentes resultou em apenas alguns casos de contaminação da porção externa; portanto, para os implantes Ankylos e Astra, a suspensão bacteriana invadiu a porção externa em mais de metade dos agrupamentos. Na segunda parte do estudo um agrupamento de cada tipo foi aleatoriamente selecionado e avaliado no MEV, o encaixe marginal entre o implante e o *abutment* foi medido em 12 locais com magnificação de 775X. Os resultados microscópicos mostram que as fendas marginais de todas as partes pré-fabricadas foram menores que 10 μm , apenas o *abutment* Octa mostrou a fenda máxima de 12 μm ; o valor médio estava abaixo de 5 μm para todos os sistemas. As fendas nos agrupamentos Astra e Bonelit tinham uma espessura constante de 1 a 2 μm , enquanto a discrepância marginal para os *abutments* Ankylos foi de certa forma maior (4 μm) e um pouco aumentada em 1 dos lados do implante; o implante Calcitek tinha irregularidades na zona interfacial por causa da cobertura de hidroxiapatita. O implante Frialit-2 mostrou uma fenda marginal muito pequena de aproximadamente 1 μm , para a maioria dos sistemas a fenda foi até 4 μm em algumas áreas, a fenda foi quase invisível. Um importante resultado é que um bom encaixe marginal dos componentes dos implantes não previne a infiltração microbiana, discrepâncias marginais das partes pré-fabricadas foram pequenas em comparação com aquelas de outras restaurações dentais (que variaram de 50 a 150 μm). Os autores concluem mencionando que sistemas atuais de implante não podem prevenir a infiltração microbiana e a colonização bacteriana na parte interna do implante e que há necessidade de modificações para selar a área de contato implante-*abutment*, um início promissor é o *design* do *abutment* Frialit-2, que claramente reduziu a infiltração, comparado com os *abutments* padrões.

Schulte e Coffey (1997) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a capacidade de retenção de vários tipos de *abutments*. Foram utilizados 9 tipos de *abutments*

de um fabricante (Lifecore Biomedical, Chasca, MN) que foram selecionados para análise: Restore 3,75mm UCLA; Restore COC (coroa cimentada); Restore cônico 1, 2 e 3 mm de altura de cinta; Restore 5,0 mm COC; Sustain 4,0 mm roscas fixas internas; Sustain 4,0 mm (tipo *post*); e Sustain separável-fixo. Três amostras de cada sistema de *abutment* foram testadas. O implante apropriado foi colocado num cilindro de resina acrílica autopolimerizável pela facilidade de manuseio e os parafusos do *abutment* foram presos ao implante com torque de 30 Ncm; o torque de remoção foi gravado 3 vezes para cada amostra 10 minutos após a colocação inicial, 20 minutos após o reapertamento e 24 horas após o outro reapertamento. O mesmo procedimento foi usado para estudar os parafusos de retenção dos sistemas selecionados, exceto os parafusos de retenção colocados com 10 Ncm de torque; todos os parafusos foram feitos de liga de titânio com exceção do parafuso de ouro Restore. Os resultados sugerem que não existe diferença estatisticamente significativa no torque de remoção relativo ao tempo ou parafusagem repetida, existe uma diferença significativa entre os sistemas onde a média de torque de remoção difere em 3Ncm, portanto, o Sustain (de 2 peças) é mais retentivo que o Restore COC, Restore UCLA, e Restore cônico com 1 mm de altura de cinta; e o Restore cônico com 2 mm de altura de cinta é mais retentivo que o Restore COC. Não foi encontrada diferença estatística significativa entre os parafusos de retenção relativa ao tempo, reparafusagem ou sistema de *abutment*. Os autores concluem que diferenças significativas na quantia de pré-carga retida pelos diferentes sistemas de *abutments* foram demonstradas em estudos pilotos em laboratório e os resultados sugeriram que a retenção máxima em restaurações implanto-suportadas pode ser alcançada pela seleção de parafusos de *abutments* que podem ser colocados com 30 Ncm de torque.

Buser et al (1997) com o propósito de avaliar o prognóstico de tratamento, acompanhou clínica e radiograficamente durante um período de oito anos, implantes instalados. Mil e três pacientes receberam um total de 2359 implantes e foram reabilitados

através de próteses fixas ou removíveis. Durante o período de cicatrização treze implantes falharam, não tendo sido incluídos na análise da fase protética, e 127 implantes foram perdidos do acompanhamento clínico e radiográfico. Os resultados evidenciaram uma taxa de sucesso de 90% após oito anos de instalação das próteses sobre os implantes, demonstrando a viabilidade de manutenção deste tratamento reabilitador em longo prazo.

McGlumphy; Mendel; Holloway (1998) realizaram um estudo sobre a mecânica dos parafusos dos implantes e relatam que várias vantagens na reversibilidade de uma prótese podem ser conseguidas quando estas são parafusadas, embora, o afrouxamento do parafuso continue sendo uma freqüente desvantagem neste tipo de prótese. Os autores descrevem em seu trabalho os fatores envolvidos na manutenção de um estável agrupamento de união com parafuso e oferecem soluções práticas para minimizar este problema clínico. O afrouxamento do parafuso é mais comum em restaurações unitárias, mas pode também ocorrer em restaurações múltiplas, mas segundo os autores, se toda a atenção for dada à manutenção da firmeza do parafuso sem controlar as forças oclusais é possível causar problemas piores como perdas ósseas ou fratura do implante, pois conexões excessivamente firmes podem mascarar a sobrecarga oclusal. É descrito o mecanismo de funcionamento do parafuso onde é chamada de união em parafuso a unidade quando duas partes são unidas por parafusos, o parafuso se afrouxa apenas se forças externas tentando separar as partes forem maiores que as forças tentando mantê-las unidas e as forças que tentam desunir as partes são chamadas de forças de “separação da união”, a força tentando manter as partes unidas é chamada de força de união. As forças de separação não precisam ser eliminadas para prevenir o afrouxamento do parafuso, devem permanecer abaixo do limiar estabelecido pela força de união e se a união não abrir quando a força é aplicada, o parafuso não é afrouxado. Portanto, existem dois fatores primários envolvendo e mantendo os parafusos do implante firmes; (1) força máxima de união, e (2) força mínima de separação da união. O torque aplicado desenvolve uma força

dentro do parafuso denominada pré-carga, onde a pré-carga é a carga inicial em tensão no parafuso e esta força de tensão no parafuso desenvolve uma força compressiva de união entre as partes, portanto, a pré-carga do parafuso é equivalente em magnitude à força de união e é determinada pelos seguintes fatores: 1- torque aplicado; 2- liga do parafuso; 3- modelo da cabeça do parafuso; 4- liga do abutment; 5- superfície do abutment. Quanto maior o torque aplicado maior é a pré-carga gerada. Explicam os autores que a aplicação da mecânica dos parafusos aos implantes dentais é direta, os parafusos dos implantes são mantidos firmes para minimizar forças de separação da união. Na realidade clínica as restaurações de implantes são continuamente sujeitas a forças de separação da união, incluindo: 1-contatos excursivos; 2-contatos cêntricos fora do eixo do implante; 3- contatos inter-oclusais; 4- contatos em cantileveres; 5- sobre-estrutura não passiva. Os autores mencionam que a precisão na instalação do implante e o plano de tratamento são os primeiros passos críticos para manter firme o parafuso do implante, citam que os principais procedimentos clínicos necessários para apertar parafusos de implantes e mantê-los unidos são: 1- implantes instalados paralelamente às forças oclusais; 2- minimizar a extensão dos cantileveres; 3- oclusão ajustada quanto as forças diretas no longo eixo do implante, eliminar contatos posteriores de trabalho e de balanceio, “centralizar” contatos cêntricos, compartilhar a guia anterior com dentes naturais; 4- união de dentes unitários com características anti-rotacionais; 5- componentes apertados com torques de 20-30 Ncm; 6- união passiva das sobre-estruturas das restaurações múltiplas. Concluem relatando que se ocorrer o afrouxamento do parafuso, todas as causas contribuintes em potencial devem ser avaliadas, o clínico deve dar atenção em especial às forças oclusais oblíquas ao longo eixo do implante, o contato inter-proximal e encaixe da sobreestrutura também merecem atenção. Os parafusos dos implantes não devem ser apertados ao máximo até que as forças de separação da união sejam controladas e o clínico não deve dar atenção apenas à eliminação dos parafusos soltos sem eliminar a causa do afrouxamento dos

parafusos. Parafusos afrouxados devem ser vistos como um sintoma clínico que pode indicar que as forças não estão corretamente balanceadas numa restauração por implantes, o encaixe e a oclusão sempre devem ser checados primeiro, antes de refazer uma restauração sobre implantes.

Gross; Abramovich; Weiss (1999) compararam o grau de infiltração bacteriana na interface implante-*abutment* de 5 sistemas de implantes disponíveis comercialmente com torques de fechamento variáveis cujas conexões eram o hexágono externo, *spline* e cone morse (Nobelpharma, Sulzer Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss). Essa microinfiltração ocorreu em todos os sistemas e diminuiu quanto maior fosse o torque de apertamento do parafuso do *abutment*, entretanto essa infiltração parece ser menor no sistema cone morse. Os autores concluíram que: 1- infiltração na interface implante-*abutment* é um fenômeno passivo de ser registrado, com variabilidades entre sistemas, amostras, e torques de fechamento; 2- diferenças significativas em microinfiltração foram vistas entre torques de 10 Ncm, 20 Ncm e os recomendados por fabricantes de todos os sistemas, e a microinfiltração diminuiu significativamente à medida que os torques aumentavam até os valores de recomendação.

Wee; Aquilino; Schneider (1999) revisam a literatura buscando pesquisas relacionadas com as estratégias avançadas para melhorarem a adaptação da prótese ao implante, incluindo métodos que defendem a indexação intraoral e métodos que necessitam do uso do modelo de trabalho do implante mais precisos; relatam que as complicações biológicas e protéticas ainda existem. As complicações biológicas incluem a perda do osso da crista ao longo dos implantes e a perda da osseointegração; as complicações protéticas incluem o afrouxamento e fratura do parafuso do *abutment* e a fratura da prótese e do implante que continuam a inferir em dificuldades clínicas. Um encaixe não passivo da prótese ao *abutment* e ao implante tem sido sugerido em ser a razão para complicações biológicas e/ou para o retardo da falha do componente. São questionados os fatores que contribuem para a distorção final da prótese

sobre o implante durante sua fabricação, relatam que apesar da distorção de cada fator individual poder ser clinicamente insignificativo, o somatório de erro pode resultar em distorção que causa *stress* interno significativo no complexo prótese-implante e que o *stress* funcional supra imposto no *stress* interno pode ser tolerado pelo sistema, ou este pode levar a complicações. De acordo com os autores, o aperto inadequado do parafuso que retém a prótese pode ser a causa do afrouxamento do parafuso enquanto a prótese está em função; mencionam que a proliferação de artigos na literatura sugere técnicas para melhorar o encaixe da prótese sobre implante por identificação dos materiais e das metodologias mais precisas nos vários estágios da fabricação da prótese sobre implante. Estas estratégias básicas tentam controlar o efeito cumulativo da distorção, estratégias avançadas também têm sido desenvolvidas para alcançar o conceito de adaptação passiva e evidenciam: 1- o modelo de trabalho; 2- a sobreestrutura; 3- a confecção da prótese definitiva. Métodos de indexação intraoral incluem verificação da solda e adaptação da sobreestrutura aos componentes do implante. Os autores concluíram que de todas as estratégias avançadas que têm sido sugeridas e recomendadas na literatura poucos métodos são cientificamente provados para melhorar o encaixe da prótese sobre implante. Fatores múltiplos sugerem que o conceito de adaptação passiva pode ser realizado em prótese sobre implante, e estes fatores incluem imprecisões dos componentes individuais, imprecisão da estratégia avançada, tolerância do implante à maquinação e flexão da mandíbula. Embora alguns estudos tenham sugerido que tolerância biológica para a desadaptação da prótese seja possível, acompanhamentos clínicos em longo prazo são necessários para correlacionar o desencaixe da prótese e retardar a falha do componente do implante. Com tantos métodos disponíveis o clínico deve decidir sobre estratégias apropriadas para alcançar o melhor encaixe possível da prótese sobre implante para cada situação clínica. Fatores que podem influenciar em tal decisão incluem a redução na

distorção, seguida do uso dos métodos, disponibilidade de equipamento e componentes, experiência no uso de várias estratégias, conveniência, eficiência e tempo.

Boggan et al (1999) realizaram um estudo com o propósito de avaliar uma série de testes, teste estático, teste de fadiga e avaliar no MEV a interface protética para acessar a integridade mecânica do sistema de implantes Maestro (Bio- Horizons Implant Sistem, Inc, Birmingham, Ala.), que é um sistema de implantes com conexão hexagonal rosqueado ao *abutment*. Foram utilizados implantes de 4 e 5mm de diâmetro, um *abutment* foi desenhado e fabricado para assegurar que um constante momento de torção fosse colocado na linha de montagem implante-*abutment*. Cada parafuso do *abutment* foi apertado em 30Ncm uma hora antes do teste e de novo, cinco minutos antes do teste; os implantes foram expostos 2mm acima da face do jig de teste e 30 graus fora do eixo para promover uma força de flexão clinicamente severa no dente unitário ou uma carga de cantilever. O comprimento do *abutment* foi 8 mm acima da plataforma da conexão implante-*abutment*. Para testes estáticos, uma carga de flexão compressiva foi aplicada aos implantes, a magnitude da força e o deslocamento foram monitorados, este teste continuou até a ocorrer a fratura e um total de 3 amostras por diâmetro foram testadas para ter acesso a carga estática de falha. Para testes de fadiga, a carga de compressão cíclica foi aplicada aos implantes, a carga mínima foi de 10% de carga máxima, valores de falha de fadiga foram usados para identificar o limite de dureza ou carga de cada diâmetro de implante. A avaliação com microscópica ótica da interface protética foi feita para avaliar os implantes de 4 e 5 mm de diâmetro, *abutments* e os parafusos dos *abutments*. Um total de 6 implantes (3 de cada diâmetro) foram montados com o tamanho de *abutment* apropriado e os parafusos dos *abutments* foram apertados a 30 Ncm, as amostras seccionadas e foram examinadas com o MEV. Os resultados demonstram uma força de fracasso estatisticamente significativa para implantes colocados em osso com densidade 4 a 5 mm que foi de 966N e 1955N respectivamente; o limite de dureza para os

implantes de 4 e 5 mm foi 350N e 625N respectivamente. O modo de falha para o teste estático das amostras foi torção ou deformação do parafuso do *abutment*, onde a fratura do foi a falha comum para teste de fadiga nas amostras. Micrografias ópticas revelaram o contato íntimo entre implante-*abutment* e entre as roscas internas e externas do parafuso do *abutment*, foi achado que há 100% de contato entre a plataforma do implante e a base do *abutment*, independente do diâmetro. Os autores concluíram que esse trabalho demonstra a viabilidade mecânica de uma conexão íntima entre *abutment*-implante em sistemas de implante de hexágono externo. Testes de fadiga, de flexão compressiva, demonstraram que a densidade do osso no sistema de implante foi igual ou superior as conexões protéticas alternativas, tal como o hexágono interno ou externo e que análises no MEV documentaram o íntimo encaixe dos componentes do Sistema Maestro.

Faulkner; Wolfaardt; Chan (1999) realizaram uma pesquisa para determinar se o instrumento Periotest poderia ser utilizado para a avaliação do afrouxamento do parafuso do *abutment* do sistema Brånemark. Segundo os autores, a manutenção da integridade da interface implante-*abutment* é essencial e depende da capacidade do parafuso do *abutment* em manter uma pré-carga. A avaliação desta interface geralmente é feita por métodos manuais. Os parafusos de pilares de conexão receberam torques de 10, 20, 32 e 45 Ncm e foram então afrouxados, num aparelho especialmente construído para tal fim. A avaliação objetiva do afrouxamento do parafuso do *abutment* foi realizada com o dispositivo Periotest e a avaliação subjetiva foi feita por 3 clínicos experientes. Os resultados sugeriram que o Periotest mostrou-se mais sensível do que a detecção manual para a avaliação do afrouxamento do parafuso do *abutment*, porém o instrumento não foi sensível o suficiente para indicar deterioração do afrouxamento do parafuso do *abutment* antes da perda da pré-carga.

Tarnow; Cho; Wallace (2000) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a dimensão lateral da perda óssea na interface implante-*abutment* e determinar se a dimensão

lateral tem efeito sobre a altura da crista óssea entre implantes adjacentes separados por diferentes distâncias. A espessura biológica entre implantes tem sido bem documentada na literatura. Após um implante ser reaberto, uma perda óssea de 1,5 a 2 mm é evidenciada apicalmente à interface implante-*abutment* recém estabelecida. Medidas radiográficas foram tomadas em 36 pacientes que tinham 2 implantes adjacentes presentes, perda óssea lateral foi medida da crista óssea até a superfície do implante, além disso, a perda do osso da crista também foi medida da linha feita do topo de dois implantes adjacentes. Os dados foram divididos em 2 grupos, baseado na distância inter-implantar na plataforma do implante. Os resultados demonstraram que perda óssea lateral foi de 1,34 mm da mesial da plataforma do implante e de 1,40 mm da distal do ombro do implante entre os implantes adjacentes. Além disso, a perda óssea da crista para implantes com mais de 3 mm de distância entre si foi de 0,45 mm, enquanto os implantes tinham uma distância de 3 mm ou menor tiveram uma perda óssea de crista de 1,04 mm. Este estudo demonstra que existe um componente lateral na perda óssea do osso em torno dos implantes além do componente vertical mais discutido. A significação clínica deste fenômeno é que o aumento na perda óssea pode resultar no aumento da distância entre a base do ponto de contato das coroas adjacentes e a crista óssea, isto pode determinar se a papila foi presente ou ausente entre dois implantes como foi registrado previamente entre dois dentes. A utilização seletiva de implantes com um diâmetro menor na interface implante-*abutment* pode ser benéfica quando for necessário a colocação de implantes múltiplos em área estética, para que o mínimo de 3 mm de osso possa ser retido entre eles ao nível implante-*abutment*. Esta conclusão também pode indicar que implantes de maiores diâmetros podem influenciar no tamanho da papila, portanto, causa maior perda da crista óssea, mas medidas ainda estão sendo feitas para avaliar se as papilas são afetadas por reabsorção da crista óssea entre os implantes adjacentes.

Orsini et al. (2000) analisaram histologicamente as reações teciduais periimplantares e a colonização por fluídos e bactérias nas partes internas dos implantes com conexões retidas por parafusos, a partir da autopsia de um paciente. Foi encontrada em seus resultados a presença de microfendas na interface implante-intermediário de 1 a 5 μm , bactérias nas superfícies mais internas dos parafusos dos cicatrizadores e da plataforma do implante. Já nos tecidos adjacentes a interface implante-intermediário um infiltrado inflamatório composto principalmente de linfócitos e neutrófilos estava presente. Os achados deste relato demonstram respostas inflamatórias a penetração de fluídos e bactérias nas partes internas de implantes com duas partes, correlacionando microfenda e contaminação nas partes internas dos implantes. Binon (2000) relata em seu trabalho que a eficácia e previsibilidade de implantes na prática clínica não são mais alvo de questionamentos, mas sim questões mecânicas e estéticas é que permaneceram problemas não resolvidos. O modelo de hexágono externo, *ad modum* Branemark, foi desenvolvido originalmente como mecanismo rotacional de torque e como um meio de acoplamento, o extenso uso do hexágono resultou em numerosas complicações clínicas, para contornar estes problemas, o hexágono, suas conexões e seus parafusos de retenção foram submetidos a numerosas modificações. A interface implante-*abutment* é geralmente descrita como conexão interna ou externa, o fator de distinção que separa os dois tipos é a presença ou ausência de características geométricas. A recente transição da aplicação dos implantes de desdentados totais para parciais levou ao desenvolvimento de *abutments* angulados para permitir mudanças de angulação, a conexão tipo UCLA melhorou a estética dramaticamente, o conceito foi modificado para incluir uma peça totalmente calcinável ou uma com a interface metálica pré-fabricada com as extensões calcináveis cada um é disponível com ou sem encaixe antirotacional. Duas sofisticadas variações do conceito UCLA usado para produzir *abutments* personalizados são o AurAdapt (Nobel Biocare) e o AurAdapt (Friadent). Estas permitem a replicação dos perfis cervicais

naturais e podem ser usadas em áreas estéticas, com praticamente nenhum colar metálico. Atualmente, existem aproximadamente 20 diferentes variações geométricas disponíveis da interface implante-*abutment*, a geometria é diferente porque é um dos determinantes da resistência da conexão, da estabilidade da conexão, e da estabilidade local e rotacional, esta geometria é um ponto crítico e é sinônimo de estabilidade. Em aplicações mais complicadas como edêntulos parciais e a aplicações unitárias, a interface e seus parafusos de conexão são expostos a forças de cargas mais rigorosas, o parafuso de conexão não está mais protegido de forças e está sujeito a forças de deflexão, alongação e inclinação, resultando em abertura da conexão e no afrouxamento do parafuso. Relata o autor ainda que 2 diferentes modelos têm eliminado essencialmente toda a rotação entre o hexágono do implante e o *abutment*. Um modelo consiste de adicionar uma conicidade de 1.5% às arestas do hexágono e um recesso do *abutment* hexagonal com tolerância próxima que é preso ao hexágono por fricção. O outro envolve a adição de “*microstops*” na extremidade do *abutment* hexagonal para encaixar nas extremidades do hexágono do implante.

Merz; Hunenbart; Belser (2000) buscando um melhor entendimento da mecânica dos sistemas de hexágono externo e cone morse, realizou uma análise de elementos finitos. A conexão cônica passou por um efeito cunha, enquanto o estresse se concentrou nas duas primeiras roscas do parafuso do *abutment*. Na conexão hexagonal externa, os níveis de estresse foram significativamente maiores. Os autores relataram a conexão do tipo Cone Morse é mais estável mecanicamente do que as conexões tipo hexagonais, através de testes de sobrecargas e análise em modelo de elemento finito de três dimensões.

Brosco (2001) realizou um trabalho com o objetivo de determinar o desajuste horizontal do implante conectado ao *abutment* e a precisão da adaptação entre seus hexágonos. Foram utilizados 4 sistemas de implantes nacionais, Dentoflex, Neodente, Titanium Fix, Master Screw e como grupo controle, o sistema Brånemark. Foram utilizados

10 implantes e 10 *abutments* de cada sistema e a análise foi feita através da microscopia eletrônica de varredura. Foram analisadas a área total e as distâncias lineares entre faces e ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e *abutments*., para isto, foram feitas imagens individuais de cada hexágono do implante e *abutment*. Após a captura das imagens, foram realizadas as medidas da área, as distâncias entre as faces e ângulos opostos. Para a análise do desajuste horizontal os implantes foram conectados aos *abutments*, após a obtenção das imagens, foram realizadas as medidas na interface implante- e *abutment*. Os resultados relatam que o sistema Dentoflex apresentou a maior diferença entre a área do implante e *abutment*, com média das medidas no valor de 0,514 mm², contudo, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados. As diferenças entre faces foram estatisticamente significantes entre o grupo Titanium Fix e os demais grupos avaliados, contudo nas diferenças entre ângulos o grupo Branemark não apresentou diferenças estatísticas significantes com o grupo Titanium Fix e Dentoflex. Para os desajustes horizontais o grupo controle apresentou diferenças estatísticas significantes com o Sistema Titanium Fix. De acordo com o autor, os resultados das avaliações evidenciam que os implantes e *abutments* nacionais possuem um bom nível de controle de qualidade e que a preocupação da indústria nessa área tem acompanhado a evolução da tecnologia colocando em nosso mercado interno produtos de qualidade internacional.

Dias (2002) realizou uma investigação com o objetivo de avaliar o grau de liberdade entre os hexágonos e o ajuste horizontal dos implantes e *abutments* das empresas 3i, Implamed e Nobel Biocare, analisando: **1-** a diferença entre a área do hexágono do implante e do *abutment* e a diferença entre os seus diâmetros; **2-** as diferenças entre as medidas lineares das faces opostas dos implantes e *abutments*; **3-** as diferenças entre as medidas lineares dos ângulos opostos dos implantes e *abutments*; **4-** o desajuste horizontal do *abutment* ao implante do mesmo sistema e **5-** o desajuste horizontal do *abutment* ao implante de sistema diferente,

nos sistemas avaliados. A metodologia envolveu imagens obtidas através da Microscopia Eletrônica de Varredura analisadas por um programa computadorizado específico. Através da Análise de Variância com nível de significância de 5% e Teste de Tuckey para comparações múltiplas pudemos observar que: **1-** para as diferenças entre as áreas dos hexágonos dos implantes e *abutments*, houve diferença estatisticamente significativa entre os 3 grupos estudados, com menor valor no grupo Nobel, com os melhores resultados ; para as diferenças entre os diâmetros dos hexágonos o menor valor foi também encontrado no grupo Nobel; **2-** para as diferenças entre as medidas lineares das faces opostas dos hexágonos dos implantes e dos *abutments* houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos Nobel e Implamed, tendo o grupo Nobel os melhores resultados; **3-** para as diferenças entre as medidas lineares dos ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e dos *abutments*, o grupo Implamed diferiu dos demais, com os piores resultados; **4-** para o desajuste horizontal do *abutment* conectado ao implante, na análise intra e inter-sistemas, o grupo de implantes 3i e *abutments* Nobel e o grupo de implantes Implamed e *abutments* Nobel não apresentaram diferenças estatísticas entre eles, mas diferiram estatisticamente de todos os demais grupos estudados, tendo apresentado os piores resultados.

Astrand et al (2002) compararam através de um estudo clínico, o índice de sucesso e a perda óssea marginal, utilizando implantes submersos e não submersos das marcas Brånemark e ITI, respectivamente. Os 28 pacientes parcialmente desdentados, com dentição anterior preservada, após seis meses da instalação dos implantes, receberam reabilitações protéticas e foram observados após um ano de instalação das próteses. Foram perdidos dois implantes submersos antes de se aplicar efetivamente a carga sobre eles e um implante não submerso foi perdido após ter sido colocado em função. Após um ano de carga, ocorreu perda óssea nos dois sistemas de implantes.

King et al (2002), realizaram um estudo longitudinal onde avaliaram o efeito do tamanho do microfenda entre o implante-intermediário e a crista óssea. Todos os implantes permaneceram estáveis no estudo e o valor da microfenda variou de 10 µm a 100 µm e o tempo de avaliação não foi significativo. Os autores sugerem que a estabilidade implante-intermediário exerce um papel determinante no nível da crista óssea e que a posição mais apical ou coronal da microfenda entre implante-intermediário pode determinar o aumento ou diminuição na crista óssea.

Amaral (2003) avaliou em um estudo *in vitro* a contaminação bacteriana através da interface implante/*abutment*, procurando a relação com as dimensões dos espaços existentes na interface. Foram utilizados 50 implantes com seus respectivos *abutments*, divididos em grupos: Grupo 1 - CONIC®, Grupo 2 - MASTER POROUS®, Grupo 3 - SERSON®, Grupo 4 - INP® e Grupo 5 - IMPLAC®, totalizando 5 grupos de 10 unidades implante/*abutment*. A análise microbiológica foi realizada após a inoculação da bactéria da espécie *Streptococcus sanguis* na parte interna do implante, seguida pela instalação do *abutment*, com seu parafuso com um torque de 32 Ncm. O conjunto foi inserido em um meio de cultura BHI (*Brain Heart Infusion*) armazenado em uma estufa bacteriológica durante 14 dias, sendo realizada uma leitura diária para verificação da contaminação. Passados os 14 dias os implantes foram levados para análise em um microscópio eletrônico de varredura para verificar o tamanho das fendas na interface implante/*abutment*, com aumento variando de 30 a 2000 X. Os resultados foram submetidos ao teste de proporção no nível de significância de 5% para comparação do percentual de implantes contaminados e dos tamanhos das fendas encontradas. Todos os grupos avaliados apresentaram alto grau de infiltração bacteriana na interface implante/*abutment*, com exceção do grupo 3, que apresentou um resultado menor, sendo este estatisticamente significativo em relação aos demais grupos. As dimensões das fendas na

interface implante/ *abutment*, não foram correlacionadas com a contaminação bacteriana observada nos sistemas de implantes estudados.

Cravinhos (2003) avaliou a qualidade e a precisão de adaptação da interface implante/*abutment* em 3 sistemas de implantes de 2 estágios cirúrgicos, disponíveis no mercado brasileiro, através de uma avaliação microbiológica *in vitro*. Foram utilizados 30 implantes, divididos em 3 grupos de 10 unidades, sendo o grupo 1 composto pelo sistema Colosso®, grupo 2 pelo sistema Conexão® e o grupo 3 pelo sistema Globtek®. Após abertura dos implantes em condições estéreis, inoculou-se 0,1 µl de uma solução contendo colônia da bactéria *Streptococcus sanguis* na superfície interna de cada implante, logo após, o *abutment* foi instalado com o auxílio de um torquímetro calibrado em 30 Ncm. O conjunto implante/*abutment* foi colocado em um recipiente contendo o meio de cultura BHI (Brain Heart Infusion) e levado a uma estufa bacteriológica, mantida sob condições ideais durante 14 dias, sendo que a cada 24 horas, era observada se havia ou não contaminação visível. Todos os sistemas de implantes empregados no estudo apresentaram microinfiltração bacteriana, sendo que não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas avaliados.

Dibart et al (2005) avaliaram o selamento na interface implante-*abutment* resultante do sistema Bicon (Cone Morse) bidirecionalmente e observaram que o selamento fornecido pelo sistema Cone Morse demonstrou ser hermético com relação à invasão bacteriana. Na primeira fase do seu experimento selecionou dez implantes de largo diâmetro (5mm x 11mm), junção tipo Morse (Bicon®). Seus respectivos pilares foram apertados com torque seguindo recomendações do fabricante e imergindo-os em caldo bacteriano contendo uma mistura de bactérias (*actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Streptococcus oralis*, *Fusobacterium nucleatum*). As amostras foram incubadas a uma temperatura de 37°C por 24h e após esse período foram preparadas para avaliação bacteriológica a partir de microscopia eletrônica de

varredura. Os autores tinham como objetivo na segunda fase do mesmo experimento, avaliar a capacidade de selamento da junção implante-intermediário no sentido interno e externo. Para isto o teste foi repetido três vezes com intuito de máxima reprodutibilidade, logo, três implantes com as mesmas características da primeira fase foram inoculados com uma concentração de 2 % do caldo produzido para a fase inicial, um implante foi utilizado para o controle positivo com a colocação da bactéria e outro sem nenhum microorganismo para controle negativo. As amostras foram incubadas por 72 h quando então 20 µL de solução foram removidos e cultivados em placa durante cinco dias em condições de anaerobiose para verificação de crescimento do microorganismo. Esse procedimento era repetido novamente 48 e 72 horas após a primeira avaliação. Os corpos de prova foram avaliados em microscopia eletrônica de varredura na fase inicial do experimento e apresentaram-se com uma microfenda na interface implante-intermediário em torno de 0,5 µm. Os implantes foram abertos e foi realizada a análise da presença bacteriana nas suas porções internas; nesta análise em nenhuma das amostras foi observada a presença de bactérias, mostrando-se essas aderidas apenas a área da plataforma do implante. Estas bactérias estavam aproximadamente 200 µm de distância da interface e de acordo com os autores a angulação de 1,5 grau das paredes do corpo do pilar no processo de apertamento e a fricção gerada nas paredes internas do implante permitiram um contato metal com metal produzindo um fenômeno de solda fria capaz de criar um selamento impenetrável. Os microorganismos são divididos entre pequenos (*a.a* – 0,4 x 1 µm⁴), médios (*S. oralis* – 2µm de diâmetro) e médio a largos (*F.nucleatum* – 0,4 a 0,7 µm de diâmetro por 3 a 10 µm de comprimento). Na segunda fase de avaliação do ensaio, todos os nove implantes contendo 0,1 µL de suspensão bacteriana não apresentaram infiltração após três dias de acompanhamento. Os três controles positivos apresentaram turbidez da solução confirmando a viabilidade do microorganismo. E os três controles negativos não apresentaram qualquer sinal de contaminação após o período de observação.

Sequeira (2005) avaliou a desadaptação entre intermediários e réplicas de implantes de cinco sistemas; 3i, Frialit, ITI, Neodent e Nobel Biocare. Os conjuntos foram inoculados com *Escherichia coli* para análise da infiltração bacteriana. Os resultados mostraram melhor ajuste para o sistema Nobel Biocare ($0,51 \pm 0,247 \mu\text{m}$), seguido pelos sistemas 3i ($3,46 \pm 0,595 \mu\text{m}$), Frialit ($3,99 \pm 1,505 \mu\text{m}$), Neodent ($4,36 \pm 1,144 \mu\text{m}$) e ITI ($5,54 \pm 1,522 \mu\text{m}$). Quanto à infiltração bacteriana, os sistemas 3i e ITI apresentaram infiltração em 80% das amostras, seguidos por Neodent (60%) e Frialit (20%). O sistema Nobel Biocare não apresentou microinfiltração bacteriana.

Carrilho; Dias; Elias (2005) realizaram uma pesquisa com o propósito de avaliar e comparar a liberdade rotacional de implantes de hexágono interno e externo e seus intermediários transmucosos, já que falhas mecânicas têm sido associadas à instabilidade entre seus hexágonos. Cinco implantes de hexágono interno e cinco implantes de hexágono externo (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo) com seus intermediários foram avaliados. No intuito de mensurar numericamente a liberdade rotacional entre estes componentes, um dispositivo foi criado no qual os implantes eram fixados a uma base com graduações em graus. Um ponteiro foi fixado aos intermediários transmucosos rosqueados aos implantes, um torque de 40 Ncm foi aplicado ao dinamômetro. As medidas foram realizadas em todas as possíveis posições e combinações entre implantes e intermediários e mensuradas em graus. Um projetor de norma lateral (ROI) foi utilizado para medir os hexágonos dos implantes e intermediários transmucosos. Os autores relatam que a média da liberdade rotacional foi de $5,53 \pm 1,85$ e $2,91 \pm 0,26$ graus para implantes de hexágono interno e externo respectivamente. Todas as combinações dos implantes de hexágono externo apresentaram liberdade rotacional menor do que 5 graus, sendo que 93,33% da amostra apresentou uma liberdade menor que 3 graus. Já nas combinações de implantes de hexágono interno, 58,67% apresentaram liberdade rotacional entre 3 e 5 graus e 41,33% maiores do que 5 graus. Os

dados foram submetidos a análise estatística e o teste de Análise de Variância (ANOVA) foi aplicado e uma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os grupos ($p < 0,05$). Concluem os autores que dentro das limitações deste estudo piloto, os implantes de hexágono interno apresentaram maior liberdade rotacional quando comparados aos de hexágono externo; todos os implantes e intermediários estavam de acordo com os padrões de fabricação especificados pelo fabricante; o dispositivo desenvolvido é adequado para avaliação da liberdade rotacional dos implantes.

Quirynen et al (2006) realizaram um estudo onde foram avaliados clínica e microbiologicamente o comportamento dos implantes após dez anos de sua instalação em 37 pacientes desdentados e reabilitados através de próteses totais superiores convencionais, e próteses implanto-retida inferiores (Branemark System, Nobel Biocare) por pelo menos dez anos. As condições periodontais foram registradas em visitas periódicas ao mesmo periodontista. Amostras bacterianas subgingivais foram removidas de dois implantes de cada paciente para posterior análise microbiológica. Através da técnica de hibridação de DNA, as amostras foram analisadas. Após dez anos de carga, a microbiota subgingival dos implantes foram comparáveis entre si, apresentando baixa prevalência de espécies bacterianas, mas alta detecção para os microrganismos *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis* e *Tannerella forsythensis*, pertencentes ao complexo vermelho. A possibilidade de viabilidade clínica da manutenção destes implantes em ambos os tipos de tratamento reabilitador na cavidade oral foi evidenciada desta forma.

Palmer R; Howe; Palmer P (2005) avaliaram o desempenho clínico e radiográfico de dentes e implantes unidos entre si por uma prótese fixa de três elementos e submetidos a cargas funcionais por um período de três anos. Não houve intrusão dos dentes unidos aos implantes em nenhum dos dezenove pacientes analisados. Este experimento comprovou, mesmo sem análise microbiológica, a eficácia dos implantes quando submetidos a cargas por

um período prolongado de tempo, evidenciando o sucesso clínico desse tipo de tratamento reabilitador.

Steinebrunner et al (2005) relataram em seu estudo que as cargas mastigatórias poderiam diminuir a estabilidade das conexões implante/componente, e, com isso, permitir a penetração bacteriana. Os autores avaliaram cinco diferentes sistemas de implantes (Brånemark, Frialit-2, Camlog, Replace Select e Screw-vent). Na porção interna dos implantes foi inoculada 0,5 µL de uma suspensão contendo *Escherichia coli* e em seguida, foram conectados os pilares protéticos com torque recomendado pelos fabricantes. As amostras foram imersas em uma solução nutritiva e submetidas a cargas de 120N por 1.200.000 ciclos em um simulador de mastigação. Todas as amostras apresentaram infiltração bacteriana.

Oliveira (2006) com o propósito de avaliar *in vitro* a contaminação bacteriana através da interface implante-*abutment* de quatro marcas comerciais de implantes endósseos de titânio comercialmente puro, realizou um estudo buscando correlacionar a infiltração bacteriana com as dimensões dos microespaços e das adaptações na referida interface. Todos os sistemas empregados foram de fabricação nacional, para isso, utilizaram 80 implantes de dois estágios cirúrgicos, com seus respectivos conectores protéticos. Foram 40 implantes de Hexágono Externo e 40 implantes de Hexágono Interno, divididos em 08 grupos de acordo com as marcas comerciais e tipo de hexágono, contendo 10 implantes cada grupo. Grupo 1HE (10 implantes HE Master Screw®) e grupo 1HI (10 implantes HI Master Conect AR®), grupo 2HE (10 implantes HE INP Teres®) e grupo 2HI (10 implantes HI INP®), grupo 3HE (10 implantes HE Titamax®) e grupo 3HI (10 implantes HI Titamax II®), e grupo 4HE (10 implantes HE Serson®) e grupo 4 HI (10 implantes HI Serson Implus®). A análise microbiológica foi realizada após a incubação da espécie *Streptococcus sanguis* na parte interna do implante. Os implantes foram removidos das embalagens e manipulados com

pinças estéreis ao redor do bico de Bunsen, de maneira que não perdessem as características de fabricação ou sofressem qualquer tipo de contaminação externa. Em seguida foi realizada a adaptação de um conector protético parafusado manualmente a um torque que variou de 20 a 30 Ncm de acordo com as recomendações dos fabricantes. A composição foi inserida em um meio de cultura BHI (Brain Heart Infusion) armazenada em uma estufa bacteriológica por um período de 30 dias até que ocorresse ou não contaminação externa do meio BHI. Leituras diárias para verificação da contaminação foram realizadas nesse período. Após os 30 dias todos os implantes foram submetidos a uma análise em microscopia eletrônica de varredura para a verificação das dimensões dos microespaços na interface implante/conector protético, com aumento variando de 25 vezes até 2500 vezes. Observou-se uma grande diferença no grau de contaminação bacteriana entre as marcas de implantes variando de 0 % para os implantes Titamax II® (Neodent - hexágono interno) e Serson® (Serson - hexágono externo), até 90% para os implantes Teres® (INP - hexágono externo), apresentando diferenças estatísticas significativas. Porém, considerando-se apenas os tipos de hexágono, de um modo geral, pode-se verificar que não houve diferença estatisticamente significante, no grau de contaminação bacteriana entre os implantes de hexágono externo e interno. Sendo que a média do microespaço na interface implante/conector protético, encontrada na análise de microscopia eletrônica de varredura não apresentou correlação com o grau de contaminação bacteriana.

Dias; Atta; Brosco (2007) realizaram uma investigação com o objetivo de avaliar o grau de liberdade entre os hexágonos dos implantes e *abutments* das empresas 3i, Implamed e Nobel Biocare, analisando: 1- as diferenças entre as medidas lineares das faces opostas dos implantes e *abutments*; 2- as diferenças entre as medidas lineares dos ângulos opostos dos implantes e *abutments* nos sistemas avaliados. A metodologia envolveu imagens obtidas através da Microscopia Eletrônica de Varredura analisadas por um programa

computadorizado específico. Os implantes utilizados foram de diâmetro regular com 3,75mm e com comprimento de 10mm, todos tipo parafuso, de hexágono externo. Os *abutments* utilizados foram para a reconstrução de dentes unitários, portanto, todos com a presença do hexágono interno. Foi utilizado o *abutment* do tipo CeraOne para a Nobel Biocare, UCLA com hexágono usinado em ouro para o sistema 3i, e para o sistema Implamed, UCLA com hexágono usinado em titânio. Em razão das empresas 3i e Implamed não disponibilizarem *abutments* no modelo CeraOne, foi utilizado o *abutment* tipo UCLA, já que o hexágono interno do *abutment* deve possuir dimensões adequadas para encaixar de forma precisa ao hexágono externo do implante. Foram utilizados 10 implantes e 10 *abutments* de cada sistema. O procedimento inicial foi a obtenção das imagens dos hexágonos dos implantes e imagens dos hexágonos dos *abutments* de cada sistema. Foram utilizadas 10 amostras de cada sistema de implantes e 10 amostras de cada sistema de *abutments*, portanto, 60 hexágonos foram analisados. As imagens dos hexágonos dos implantes e *abutments* verificadas ao MEV com aumento de 60x foram capturadas e para realizar as medidas entre as faces dos implantes e *abutments* foi determinada uma linha reta partindo do centro da face do hexágono do implante e do *abutment*, seguindo em direção à face oposta, totalizando 3 medidas para cada hexágono, já que este possui 6 faces. As medidas foram realizadas através do programa *Image Tools*, em μm , calibrado previamente de acordo com o padrão estabelecido na obtenção das imagens no MEV. Para as medidas entre os ângulos dos hexágonos dos implantes e *abutments* foi determinada uma linha reta partindo do vértice do hexágono, que é formado pelo encontro de 2 faces, seguindo até o ângulo oposto, totalizando 3 medidas para cada hexágono, já que este possui 6 ângulos (figuras 1 e 2). As medidas dos ângulos opostos também foram realizadas através do programa *Image Tools*, em μm , calibrado previamente de acordo com o padrão estabelecido na obtenção das imagens no Microscópio Eletrônico de Varredura. Através da Análise de Variância com nível de significância de 5% e Teste de Tuckey para

comparações múltiplas pudemos observar que: **1-** para as diferenças entre as medidas lineares das faces opostas dos hexágonos dos implantes e dos *abutments* houve diferença estatisticamente significante entre os grupos Nobel e Implamed, tendo o grupo Nobel os melhores resultados; **2-** para as diferenças entre as medidas lineares dos ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e dos *abutments*, o grupo Implamed diferiu dos demais, com os piores resultados.

Dias (2007) avaliou a desadaptação na interface entre implante/ *abutment* em seis sistemas fabricados no Brasil e verificou a infiltração bacteriana através dessa interface. Foram testadas cinco amostras de cada sistema: Neodent Titamax®, Neodent Cone Morse®, Titanium Fix®, Conexão®, SIN® e Dentoflex®, aos quais foram aplicados os torques recomendados pelos fabricantes. As medidas da desadaptação foram obtidas em 12 pontos equidistantes, com auxílio de microscopia eletrônica de varredura com aumentos de até 20000X. Na segunda etapa do experimento, oito conjuntos de cada sistema foram inoculados com 0,5µl de uma suspensão contendo *Escherichia coli* para análise da infiltração bacteriana e a leitura das amostras foi realizada com 24h, 48h, no 5º, 7º, e 14º dia, pela observação do turvamento do meio de cultura. Os resultados evidenciaram uma melhor adaptação para o sistema Titanium Fix® (0,113 ± 1,774 µm), seguido pelos sistemas Neodent Titamax® (0,852 ± 0,639 µm), Dentoflex® (0,927 ± 2,329 µm), Conexão® (1,319 ± 1,600 µm), SIN® (2,301 ± 1,774 µm) e Neodent Cone Morse® (3,232 ± 2,821 µm). O sistema que apresentou infiltração bacteriana no maior número de amostras foi o Neodent Cone Morse® em todas as oito amostras (100%). O sistema Dentoflex® apresentou infiltração bacteriana em sete amostras (87,5%), o sistema Titanium Fix® e Conexão® apresentaram infiltração em cinco amostras (62,5%), o sistema SIN® e Neodent Titamax® apresentaram infiltração em uma amostra (12,5%). O autor concluiu que não foi possível estabelecer uma relação entre o tamanho da desadaptação e a infiltração bacteriana.

Santana (2007) avaliou a microinfiltração na interface implante/ *abutment* em sistemas de implantes de hexágono interno e Cone Morse. Foram utilizados 35 implantes divididos em 7 grupos (5 grupos de implantes de procedência de empresas nacionais e 2 grupos de empresas internacionais). Os sistemas de implantes testados de origem estrangeira foram Straumann (Straumann AG® / Switzerland) e Ankylos (Dentsply-Friadent® / Germany) e os nacionais foram AR Morse (Conexão®/Sistema de Prótese São Paulo-SP), Titamax CM (Neodent® /Curitiba-PR), Titamax II (Neodent®/Curitiba-PR), Stronger (Sin®/Sistema Nacional de Implante São Paulo - SP) e Titanium Fix CM (AS Technology® / São Jose dos Campos - SP). Foi selecionada a bactéria *Enterococcus faecalis* para os testes de contaminação, inoculada no interior do implante com a imediata instalação do *abutment* com um torque 32N/cm. Posteriormente, o conjunto implante/ *abutment* foi colocado em meio de cultura de caldo de infusão de cérebro e coração (BHI) e permaneceu por um período de 14 dias. O controle foi feito pelo turvamento do meio de cultura, avaliado por 7 dias e 14 dias. Os resultados demonstraram que todas as amostras do grupo Ankylos e Neodent CM não apresentaram microinfiltração, sendo que 20% do grupo Conexão AR Morse apresentou microinfiltração; porém, sem apresentar diferenças estatísticas significantes quando comparados com os grupos anteriores. As amostras dos grupos Straumann, Titanium-Fix CM, Titamax II e SIN Strong apresentaram todas as amostras infiltradas após 14 dias do estudo (nível de significância $\alpha=0,05$) e, na avaliação da correlação entre estas amostras, constatou-se que não houve diferenças estatísticas significativas.

Coelho et al (2008), avaliaram a microinfiltração na interface implante-intermediário através de espectrofotometria e corante Azul de Toluidina. Foram utilizados diferentes sistemas de junção interna, Replace select® conexão tipo macho-fêmea; Straumann® tipo Cone Morse e o Hexágono Interno modificado intra-lock®. Foi feita a Inoculação da solução de Azul de Toluidina com volume de 0,7µL e submergindo os implantes dentro de uma

solução de água destilada até o recobrimento da junção evitando a comunicação com a interface entre o parafuso de pilar e as partes internas do implante. Cada amostra foi analisada 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 h de incubação. Após 144h de incubação 22% das amostras do grupo Intra-lock, 55% do grupo Strumann e 100% do grupo Replace liberaram corante Azul de Toluidina.

Faria et al (2008) realizaram um estudo piloto para comparação de duas metodologias, verificando-se a contaminação externa (CE) após a inoculação e torque, em três tipos de conexões pilar/implante (n=20): Hexágono externo (HE), Hexágono interno indexado (HI) e Cone Morse (CM). Na metodologia 1 foram inoculados 0,7 µl de suspensão de *Escherichia coli* no interior dos implantes e os respectivos pilares conectados com torque de 20Ncm. Na metodologia 2 foi inoculada colônia de *E. coli*, na porção apical do parafuso do pilar, antes da aplicação do torque. Os conjuntos foram depositados em placas com TSA e recobertos com agar líquido; após rolagem, as placas foram levadas a estufa bacteriológica a 37°C, para verificação do crescimento de colônias após 24 h. Na metodologia 1, a porcentagem de contaminação externa (%CE) foi de 5, 60 e 45% para HE, HI e CM, respectivamente. Na metodologia 2, a % CE foi de 10, 5 e 0% para HE, HI e CM, respectivamente. Os autores concluíram que a metodologia da inoculação de colônia de bactérias apresentou menor contaminação externa durante a realização do experimento, resultando em menor descarte e maior eficiência na coleta dos dados.

Faria (2008) realizou uma pesquisa com o objetivo de avaliar a infiltração bacteriana *in vitro* na interface entre o implante/ *abutment*, comparando-se três tipos de conexões protéticas: Hexágono Externo (HE), Hexágono Interno Indexado (HII) e Cone Morse (CM). Sob condições estéreis, foi inoculada colônia de *Escherichia coli* na porção apical do parafuso do *abutment*. Após, os *abutments* foram adaptados aos implantes com torque de 20 N/cm. Foram descartadas as amostras que apresentaram contaminação externa imediata. As amostras

foram colocadas em tubos de ensaios contendo 2 ml de caldo TSB estéril. Em acompanhamento diário, por 7 dias, os caldos que se apresentaram turvos foram semeados em placa de petri com TSA e incubados em estufa bacteriológica a 37°C por 24 horas, para a observação de crescimento bacteriano. Coloração Gram foi realizada tanto no caldo quanto na colônia resultante da semeadura, para comprovação da presença de *E. coli* (Gram-negativo). Ao final do período, todas as amostras foram separadas, o conteúdo interno foi coletado com cone de papel e solução salina e semeado em placas de petri contendo TSA, levadas a estufa bacteriológica a 37° C por, 24 horas para verificar a viabilidade das bactérias. As amostras que não continham *Escherichia coli* viáveis no seu interior foram descartadas do resultado final, após os descartes por contaminação externa e inviabilidade, obtiveram-se os seguintes números de amostra: 38 (HE), 40 (HII) e 41 (CM). Os resultados, em % de amostras com infiltração bacteriana, foram submetidos ao teste de comparações múltiplas de proporções. As curvas de sobrevivência foram analisadas pelo método de Kaplan-Meyer e comparadas pelo teste estatístico de Log-Rank. Não houve diferença entre HE (10,53%), HII (4,88%) e CM (7,50%). As curvas de sobrevivência não diferiram entre si. A infiltração bacteriana ocorreu de modo similar nos três tipos de conexões entre os pilares e os implantes, apesar das diferentes configurações da interface.

Nascimento et al (2008) investigaram a infiltração de *Fusobacterium nucleatum* através da interface entre implantes de hexágono externo, pré-fabricados e calcináveis do sistema Sin® (São Paulo, Brasil) e *abutments*. Avaliaram por 14 dias a passagem de bactérias do interior do implante para o meio externo, onde os implantes foram inoculados com 3µl de suspensão da bactéria *Fusobacterium nucleatum* e os *abutments* apertados com um torque de 32Ncm. A parte superior de cada amostra foi selada com uma camada de gutapercha e adesivo de cianocrilato. Uma amostra de cada grupo foi eliminada do estudo por contaminação externa imediata, restando 9 em cada um deles, onde foi observada a infiltração

bacteriana em uma amostra de cada grupo (11,1%). Os autores concluíram que se as instruções indicadas pelo fabricante forem seguidas, bem como, dos procedimentos de fundição, os *abutments* pré-fabricados ou calcináveis podem apresentar baixos índices de infiltração bacteriana.

Araújo et al (2008) avaliaram o desempenho biológico e mecânico, *in vivo*, em humanos dos implantes e *abutments* do sistema Cone Morse Neodent, através de um estudo clínico e radiográfico randomizado prospectivo com esses implantes. A aleatorização, critério de inclusão, exclusão e método de avaliação foram definidos de acordo com os atuais conceitos de Odontologia baseada em evidências. Quarenta pacientes com média de idade de 48,5 ($\pm$ 28,5) anos participaram desse estudo, com 80 implantes do sistema Cone Morse Neodent instalados, sendo que 67 foram colocados em função. Dentre esses 67 implantes, 29 foram com função imediata e 38 com dois tempos cirúrgicos. Todos os pacientes receberam acompanhamento clínico e radiográfico por 2 a 15 meses, sendo avaliados de acordo com os critérios de sucesso já estabelecidos na literatura. Os resultados evidenciaram que nenhum dos implantes apresentou perda óssea marginal e ausência de falhas mecânicas como fratura do *abutment*, do implante, do parafuso do *abutment*, do parafuso da prótese ou mesmo afrouxamento do *abutment* ou do parafuso da prótese. Os autores concluíram que os implantes que apresentam as interfaces protéticas tipo Cone Morse, devem ser os de primeira escolha para a reposição de dentes ausentes. Citam que vários são os benefícios como: ausência de micromovimentação, melhor distribuição e transmissão da força ao longo do implante com o tecido ósseo, redução de *microgap* com diminuição da possibilidade de invasão bacteriana na interface implante-*abutment* e ausência do afrouxamento de parafusos.

Harder et al (2009), avaliaram a microinfiltração de toxinas bacterianas na interface implante-intermediário de sistemas de junção interna tipo Cone Morse. Os autores verificaram ainda o tamanho da microfenda marginal através da análise de microscopias

eletrônicas de varredura; em dezesseis implantes com conexão tipo Cone Morse, das marcas comerciais Astra tech® e Ankylos®. As amostras foram divididas em dois grupos Astra® e Ankylos®, sendo compostos de oito amostras cada. Uma suspensão de Lipopolissacarídeos da *Salmonella enterica* foi cultivada, em condições de esterilidade e com auxílio de Fórceps e pipeta automática foi inoculado na parte interna dos implantes 0,5 µL de solução de endotoxina, os implantes foram unidos aos seus respectivos intermediários e apertados seguindo a recomendação do fabricante com auxílio de um torquímetro manual previamente calibrado. As amostras foram acompanhadas após 5 min, 24h, 48h e 168h e a contaminação por endotoxina bacteriana era detectada pelo *amebocyte-lysate test*. No grupo Astra apenas três implantes não apresentaram sinais de contaminação após 5 minutos; após 24 horas e 72 horas, dois implantes não mostraram sinais de contaminação e 168 horas apenas um implante não demonstrou sinais de contaminação. No grupo de implantes Ankylos todos os implantes mostraram contaminação após 5 min. Quando a microfenda foi avaliada a partir de microscopia eletrônica de varredura foram encontrados valores de 1-2µm para o sistema Astra e de 4 µm para o sistema Ankylos.

Barbosa et al. (2009), em estudo *in vitro*, avaliaram a contaminação bacteriana em implantes comparando o método de cultura bacteriana convencional a uma análise de DNA. Vinte amostras compostas por implantes de junção hexagonal externa e componente calcinável (fundido em liga de Ni-Cr) com cinta pré-fabricada em Cr-Co foram selecionados e divididos em dois grupos, sendo dez amostras para o grupo com análise por meio de checagem de DNA, e dez para análise em cultura bacteriana convencional. Uma suspensão da bactéria anaeróbia *Fusobacterium Nucleatum* em caldo nutritivo a base de soja (TSBy) foi cultivada durante 48 horas a 35°C, e posteriormente diluída no padrão 0,5 de McFarland (1 x 10⁸ UFC/mL). Para a primeira análise os conjuntos foram apertados com torque de 32 Ncm, seguindo recomendação do fabricante, tendo sido os orifícios de acesso do parafuso do

intermediário vedados com guta-percha e adesivo a base de cianoacrilato. As amostras foram completamente imersas em suspensão bacteriana previamente preparada, onde foi realizada uma análise de contaminação após período de catorze dias do sentido externo para as partes internas do implante e após o período de acompanhamento os intermediários foram cuidadosamente reabertos com uso de jato de ar. Foram esfregados *Microbrushes* na superfície das roscas dos parafusos e internamente ao implante para preparação e análise por DNA. Na avaliação da microinfiltração pela cultura convencional, foram inoculados 3 µL da suspensão bacteriana preparada com auxílio de fórceps e pipeta automática. Os parafusos dos intermediários foram apertados com 32 Ncm e o orifício de acesso aos parafusos foi tampado do mesmo modo do primeiro grupo. E um possível extravasamento do caldo inoculado era avaliado com a imersão do implante em um caldo nutritivo por período de 30 segundos, previamente a sua incubação. Então as amostras foram incubadas com recobrimento completo dos conjuntos implante-intermediário em solução nutritiva onde uma possível turbidez do meio (indicativo de contaminação bacteriana) era avaliada diariamente por um período de 14 dias. Foram excluídas duas amostras de cada grupo devido ao extravasamento da solução inoculada. Das 18 amostras remanescentes, seis sendo três de cada grupo, apresentaram microinfiltração na interface implante-intermediário. A análise por DNA bacteriano apesar de

detectar a presença de bactérias na mesma quantidade de amostras que as encontras pela análise de cultura convencional, os autores afirmam que foi demonstrado um método mais sensível devido a possibilidade de mensuração quantitativa das bactérias. Por meio da análise de DNA. Foi verificado que a quantidade de bactérias nas partes internas do implante foi maior nos primeiros dias decrescendo nos dias seguintes.

Nascimento et al (2009), avaliaram a influência de sucessivos apertos na microinfiltração bacteriana da interface implante-intermediário e utilizaram implantes de junção hexagonal externa e intermediários usinados em Cromo-cobalto. A esse conjunto

implante-intermediário foi dado um torque de 32 Ncm com auxílio de um torquímetro manual e obstruindo os orifícios de acesso ao parafuso do intermediário com guta-percha e adesivo a base de cianoacrilato. Os implantes foram totalmente encobertos pela suspensão bacteriana de *S.mutans* no padrão 0,5 McFarland acompanhando por catorze dias. Os parafusos do intermediário foram submetidos a apenas um aperto e após dois apertos. Os implantes ao final dos catorze dias eram jateados com ar, reabertos em meio estéril, onde era coletado a partir de um *Microbrush* uma possível presença de bactérias nas porções internas dos implantes. Os *Microbrushs* eram armazenados em solução para análise de DNA e verificação de uma possível presença bacteriana. O método de detecção bacteriana a partir de DNA apresenta uma limitação na percepção da presença de bactérias, já que só se consegue detectá-las a partir de concentração superior a 10^4 UFC/mL. Os resultados demonstraram a contaminação de três amostras para o grupo apertado uma única vez e a contaminação de sete amostras para o grupo apertado 2 vezes. Na análise quantitativa da presença bacteriana os implantes apertados mais de duas vezes apresentaram quantidades significativamente maiores que o grupo apertado uma única vez.

Nascimento et al (2009), estudaram a contaminação interna dos implantes utilizando o método de análise de DNA e comparando com infiltração bacteriana convencional em implantes hexágono externo com dois diferentes pilares calcináveis; um totalmente calcinável e outro com cinta pré-fabricada de Cr-Co e um grupo controle para cada grupo contendo apenas a bactéria dentro do implante sem a colocação do pilar, inoculou-se nos implantes uma suspensão bacteriana de 3 µL de *S.sobrinus* a uma concentração de $\sim 1 \times 10^5$ CFU/mL. Os parafusos dos intermediários foram apertados com torque de 32 Ncm e seus orifícios recobertos por guta-percha e adesivo a base de cianoacrilato, totalmente recobertos por caldo nutritivo a base de soja, armazenados a 35°C. O acompanhamento analisando a translucidez da solução foi realizado a cada 24h durante por 14 dias. Os resultados de ambos

intermediários apresentaram mínimos sinais de microinfiltração da interface implante-intermediário; após 14 dias apenas duas amostras apresentaram contaminação, uma de cada grupo, tendo a do grupo I (intermediários calcináveis) apresentado indicativo de contaminação 72h após inoculação. O grupo II (intermediários com cinta pré-fabricada) 48h após apresentou contaminação. Quantidades significativamente menores de bactéria foram encontradas na avaliação por DNA bacteriano nas partes internas dos implantes com cinta pré-fabricada e a quantidade para os implantes com intermediário calcinável (grupo I) não teve diferença significativa do grupo controle.

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

autores concluíram que a interface implante-intermediário dos implantes cone morse mostrou melhor vedamento bacteriano em relação ao implante hexágono externo.

Teixeira et al (2011) com o objetivo de avaliar a infiltração de uma bactéria, o *Staphylococcus aureus*, *in vitro*, através da interface implante/componente protético, pelo método de cultura bacteriana. Foram utilizados vinte conjuntos de implantes Cone Morse, com os Pilares CM (NEODENT®, Curitiba, Paraná, Brasil), divididos em dois grupos: Grupo A, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de fora para dentro dos implantes, e Grupo B, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de dentro para fora dos implantes. Foram utilizados também vinte conjuntos de implantes Titamax II Plus, com os Mini Pilares Cônicos II Plus (NEODENT®, Curitiba, Paraná, Brasil), divididos em dois grupos: Grupo C, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de fora para dentro dos implantes, e Grupo D, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de dentro para fora dos implantes. Na avaliação da infiltração bacteriana de dentro para fora dos implantes, foi feita a inoculação da bactéria na parte interna dos implantes, e estes mergulhados em tubos de ensaio contendo um meio de enriquecimento estéril. Para avaliação da infiltração bacteriana de fora para dentro dos implantes, os conjuntos implantes/componentes foram mergulhados em tubos de ensaio contendo um meio de enriquecimento com cepas da bactéria. Ocorreu infiltração bacteriana em todos os grupos, e não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos A e C, nem entre os grupos B e D, em relação à percentagem da passagem do microrganismo na interface implante/componente protético. Teixeira ET AL., 2011, relatam em seu estudo com O objetivo deste trabalho foi avaliar, *in vitro*, a infiltração de uma bactéria, o *Staphylococcus aureus*, através da interface implante-intermediário, pelo método de cultura bacteriana. Foram utilizados vinte conjuntos de implantes Cone Morse, com os Pilares CM (NEODENT®, Curitiba, Paraná, Brasil), divididos em dois grupos: Grupo A, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de fora para dentro dos implantes, e

Grupo B, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de dentro para fora dos implantes. Foram utilizados também vinte conjuntos de implantes Titamax II Plus, com os Mini Pilares Cônicos II Plus (NEODENT®, Curitiba, Paraná, Brasil), divididos em dois grupos: Grupo C, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de fora para dentro dos implantes, e Grupo D, onde foram avaliados quanto à infiltração bacteriana de dentro para fora dos implantes. Na avaliação da infiltração bacteriana de dentro para fora dos implantes, foi feita a inoculação da bactéria na parte interna dos implantes, e estes mergulhados em tubos de ensaio contendo um meio de enriquecimento estéril. Para avaliação da infiltração bacteriana de fora para dentro dos implantes, os conjuntos implantes/componentes foram mergulhados em tubos de ensaio contendo um meio de enriquecimento com cepas da bactéria. Ocorreu infiltração bacteriana em todos os grupos, e não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos A e C, nem entre os grupos B e D, em relação à percentagem da passagem do microrganismo na interface implante-intermediário.

Silva Neto et al (2012), realizaram um estudo para avaliar a microinfiltração da interface pilar/implante de implantes hexágono externo (HE) com diferentes torques. Foram utilizados nove implantes HE torque externo, pilar cônico e seu respectivo parafuso, selecionados aleatoriamente e divididos em três grupos; utilizados em duas fases do experimento. Uma suspensão bacteriana de *Escherichia coli* à densidade padrão de 0,5 McFarland foi preparada e inoculada nas partes internas dos implantes sendo esses acompanhados a cada 24 horas durante 14 dias; a viabilidade bacteriana foi verificada por teste microbiológico. Na primeira fase do experimento os grupos foram divididos em V0,5: composto por implantes inoculados com volume de 0,5 µL; V1,0: implantes inoculados com 1,0 µL e V1,5: implantes inoculados com 1,5 µL; o torque nos intermediários foi o recomendado pelo fabricante. Na segunda fase, o experimento foi repetido três vezes para verificação de reprodutibilidade. Os conjuntos foram divididos em grupos com diferentes

torques: T10: pilares apertados com torque de 10 Ncm; T20: apertados com 20 Ncm e T32: apertados com 32 Ncm. Todas as amostras na primeira fase V1,0 e V1,5 apresentaram com turbidez dos tubos de controle de extravazamento nas primeiras 24 horas. Na segunda fase três amostras apresentaram resultados positivos para microinfiltração, sendo duas do T10 e uma do T20 durante o período 14 dias. Após este período todas as amostras apresentaram viabilidade da suspensão inoculada. Os autores concluíram que dentro das limitações do estudo, o torque influenciou na microinfiltração bacteriológica de implantes HE e que a padronização da metodologia apresentou minimização de falhas relacionadas ao operador.

3 *Objetivo*

3 OBJETIVO

Considerando que a precisão na adaptação do implante ao intermediário transmucoso é fator importante para a longevidade da prótese e que os sistemas de implantes possuem origens diversas na sua fabricação, nos propomos a verificar:

- 1- A infiltração da bactéria *Enterococcus faecalis* na interface entre intermediário transmucoso e implantes do tipo Cone Morse Titamax, Cone Morse Índex e Hexágono Interno no sistema Neodent ;
- 2- As diferenças entre a microinfiltração nos grupos de implantes e intermediário transmucoso do tipo Cone Morse Titamax, Cone Morse Índex e e Hexágono Interno no sistema Neodent .

4 Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

O sistema de conexão implante intermediário do tipo Cone Morse foi desenhado com a intenção de promover uma interface de íntimo contato com bloqueio da solda do parafuso e a dificuldade da circulação de bactérias através da interface. Isso levou as Empresas a denominar este tipo de conexão de “solda fria”.

O estudo dessa interface é cercado de dificuldades técnicas, sendo a mais viável a microbiológica que permite verificar a possibilidade da migração de bactérias, de tamanho conhecido, inoculadas no interior das roscas do implante para o meio exterior estando o intermediário conectado e parafusado.

O projeto foi desenvolvido no Departamento de Ciências Biológicas, no laboratório de Microbiologia, da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

O sistema de implante selecionado foi:

1- Neodent; Curitiba, Brasil.

A composição da amostra está representada pela figura 4.1. Foram utilizados 20 implantes e 20 intermediários transmucosos do sistema, conforme representado pelas tabelas 4.1 e 4.2.

Todos os componentes protéticos e implantes se apresentavam comercializados já esterilizados.

Tabela 4.1: representação dos grupos de implantes utilizados de acordo com o fabricante.

<i>Fabricante</i>	COMPONENTE	<i>Código</i>	Amostra (N)
Neodent	Implantes CM com Index Protético	109.688	20
Neodent	Implante Titamax CM	109.609	20
Neodent	Titamax II Plus	109.464	20

Figura 4.1.1-Esquema ilustrativo dos implantes estudados, dos grupos CM, HI e CM Índice .

Tabela 4.2: representação dos grupos de intermediários transmucosos utilizados de acordo com o fabricante.

<i>Fabricante</i>	COMPONENTE	<i>Código</i>	Amostra (N)
Neodent	Munhão Universal CM Exact	114.364	20
Neodent	Munhão Universal em corpo único 3,3 x 5,5 mm	114.137	20
Neodent	Munhão Universal II Plus + Parafuso	114.125	20

O presente estudo foi constituído de 60 amostras, sendo 20 para cada tipo de implante (figura 4.1.2).

Figura 4.1.2- Esquema ilustrativo dos implantes e intermediários estudados, dos grupos CM, HI e CM Índice, respectivamente.

A técnica utilizada para a verificação da microinfiltração bacteriana pela interface entre o implante e o intermediário foi a técnica reversa, ou seja, a passagem das bactérias do interior do implante para o meio externo.

Figura 4.1.3- Esquema ilustrativo da interface entre implante e intermediário transmucoso.

Nesta pesquisa fizemos a opção da utilização da bactéria *Enterococcus faecalis* que possui o tamanho aproximado de 0,5 μm de diâmetro.

Para esta análise, foi construído um dispositivo onde a Micropipeta Gibson foi acoplada (figura 4.1.4). Este dispositivo possui as seguintes dimensões: 26 cm de largura e 41 cm de altura. Sua base foi confeccionada em mármore, devido a necessidade de estabilidade deste aparelho, impedindo-o de qualquer movimentação durante a execução da metodologia (figura 4.1.5).

Figura 4.1.4- Dispositivo onde a Micropipeta Gilson foi acoplada.

Este dispositivo é dotado de uma haste vertical metálica de 36 cm de altura onde sua parte inferior é fixada a base do dispositivo através de dois parafusos e contém uma mola metálica que permite o movimento vertical da Micropipeta (figura 4.1.5).

Figura 4.1.5- Haste horizontal do dispositivo.

Em seu centro existe uma perfuração onde a Micropipeta foi acoplada e mantida estaticamente através de um parafuso na região anterior (figura 4.1.6).

Figura 4.1.6- Perfuração onde a Micropipeta foi acoplada e parafuso anterior do dispositivo.

A estabilização da Micropipeta através de um parafuso se deu devido à necessidade de repetição do movimento de abaixamento e levantamento da mesma, não sendo possível sua movimentação horizontal. Estes movimentos foram realizados através de uma alavanca, presa a haste metálica, permitindo levar a Micropipeta ao centro dos implantes sem toque nas paredes laterais internas do implante, evitando assim, a contaminação externa do implante durante a injeção da solução microbiológica (figura 4.1.7).

Figura 4.1.7- Haste horizontal (alavanca) do dispositivo.

Na parte inferior e anterior do dispositivo, foi acoplada uma Morsa metálica que permitiu a estabilização do implante. A mini Morsa possui um parafuso que possibilita sua abertura e fechamento, permitindo assim o encaixe de uma placa previamente confeccionada em aço carbono que possui a impressão do ápice do implante, e também um parafuso que controlou a inclinação desta placa.

Figura 4.1.8- Placa de estabilização dos implantes presa à mini Morsa do dispositivo.

Nesta placa metálica, o implante foi encaixado através de sua parte inferior e se manteve imóvel, o que permitiu emitir o torque no parafuso do Intermediário, após a inserção do Inóculo. Foram confeccionadas 3 placas metálicas, uma para cada grupo de implantes estudados.

A Micropipeta utilizada foi a modelo Pipeta monocal de alta precisão, marca Gilson (Alemanha), modelo Pipetman P2, com intervalo de uso de 0,1 a 2 μL e incrementos de escala de 0,001 μL (figura haste metálica). A Micropipeta possui um ejeter metálico de ponteiros destacável do corpo da pipeta e adaptador dois estágios para ejeção de ponteiros de colar curto ou longo; pistão em aço inox altamente polido, com tecnologia de vedação a seco (isento de lubrificante ou graxa) para eliminar riscos de contaminação. Sua precisão de $\leq 0,012\mu\text{L}$ e 0,70 % e exatidão de $\pm 0,024\mu\text{L}$ e 1,5%.

Figura 4.1.9 a- Micropipeta marca Gilson.

Figura 4.1.9 b-ejeter metálico de ponteiros.

Volume continuamente ajustável tanto pelo volúmetro quanto pelo botão superior. O Corpo e todas as partes plásticas são fabricadas em PVDF para maior resistência a ambientes de laboratórios. Possui também um botão com código de cores e acompanha certificado individual de calibração com seu número de série.

Figura 4.1.10- Micropipeta Pipetman P2, com intervalo de uso de 0,1 a 2 μ L.

Na parte inferior da Micropipeta, sobre sua ponta, foi acoplada uma ponteira descartável previamente seccionada para encaixar, sobre ela, uma agulha de Seringa Luer Lock de 25 X 7mm para injeção do Inóculo.

Figura 4.1.11- Ponteira descartável e agulha acopladas a Micropipeta.

Houve a necessidade de cortar previamente esta agulha, eliminando assim o seu bisel para permitir a sucção da quantia adequada do Inóculo, bem como, sua “expiração” na parte interna do implante (figura 4.1.12).

Figura 4.1.12- Ponteira descartável e agulha cortada acopladas à Micropipeta.

Figura 4.1.13- Centralização da Micropipeta em relação à placa do Dispositivo.

A agulha apoiou no fundo da cavidade da rosca para a dispensa do líquido, seu corte foi o suficiente para abrigar o Inóculo na parte metálica da agulha, sem o risco da quantidade calculada ser alterada ou modificada. O posicionamento da agulha no fundo da rosca foi realizado com a Micropipeta presa à haste vertical do dispositivo confeccionado para esta pesquisa, fazendo com que não houvesse qualquer possibilidade de movimentos horizontais da mesma. A entrada e saída da agulha do interior da rosca não puderam tocar as paredes laterais do implante, por isso a Micropipeta foi fixada ao dispositivo.

Figura 4.1.14- Entrada e saída da agulha do interior da rosca dos implantes.

Figura 4.1.15- Posicionamento da agulha para ejetar o Inóculo dentro das roscas dos implantes.

Figura 4.1.16- Saída da agulha sem tocar nas paredes laterais dos implantes.

4.2 OBTENÇÃO DO INÓCULO:

Para obter o caldo contendo Brain Heart Infusion (BHI) estéril, foi preparado 3,7g de BHI (pesados em uma balança de precisão) para 100ml de água destilada (soro fisiológico), quantidade suficiente para 76 tubos de ensaio, já que em cada tubo foi utilizada a quantidade de 1,3ml. O tubo utilizado foi o Tubo de Ensaio Pyrex com Tampa de Rosca, na medida de 13 x 100mm.

Figura 4.2.1- BHI para preparo do caldo nutritivo.

Figura 4.2.2- BHI para preparo do caldo nutritivo, com procedência e validade.

A distribuição do BHI nos tubos de ensaio foi feita dentro do Fluxo Laminar, com o auxílio de uma Micropipeta Digital (NICHIPET EX II) com volume ajustável de 100ul a 1000ul, com as ponteiros descartáveis estéreis em tubos de ensaio com tampa rosca, Pyrex e Falcon.

Figura 4.2.3- Distribuição do BHI nos tubos de ensaio com a Micropipeta Digital.

Figura 4.2.4- Distribuição do BHI nos tubos de ensaio Pyrex e Falcon.

Após ser distribuída a quantia adequada em cada tubo de ensaio, eles foram vedados com papel Craft e autoclavados por 15 minutos a uma temperatura de 121°C; a seguir foi realizado o Teste de Esterilidade, onde os mesmos permaneceram por 24h em uma Estufa de Cultura a 37°C (foto tubo com BHI límpido), como representa a figura 4.2.5

Figura 4.2.5- Estufa Bacteriostática.

Figura 4.2.6- BHI estéril e límpido.

A quantia adequada foi determinada em teste Piloto, de acordo com o tamanho dos implantes e foi suficiente para manter a interface implante–intermediário imersa, sem cobrir o parafuso do intermediário. Tal cuidado foi tomado para que não gerasse dúvidas na passagem das bactérias para o meio, já que desta forma, a única maneira possível da bactéria sair do interior do implante foi através da interface implante–intermediário.

Uma amostra de *Enterococcus faecalis* ATCC 2912 foi removida do freezer e descongelada a uma temperatura ambiente, tendo sido, após, revertida em um dos Tubos de Ensaio contendo o BHI estéril, este procedimento foi realizado na Câmara de Fluxo Laminar. A seguir foi levada a estufa a uma temperatura de 37°C por um período de 24hs. Após 24h o tubo foi removido da estufa e observado se houve crescimento bacteriano. O indicativo do crescimento bacteriano se deu através da turvação do meio de cultura (foto tudo ensaio com BHI turvo).

Figura 4.2.7a- BHI turvo.

Figura 4.2.7b- BHI límpido.

Seguindo o protocolo estabelecido pela Disciplina de Microbiologia, da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB – USP, foi realizado um esfregaço com a finalidade de observar se a cultura utilizada é pura ou não. Este esfregaço foi realizado com o auxílio de uma Alça de Platina previamente flambada na chama do bico de Bunsen e uma lâmina de vidro, na Câmara de Fluxo Laminar. A Alça de Platina após ser flambada até ficar rubra, removeu uma pequena quantia do Caldo Turvo (BHI + ATCC 2912) e feito o esfregaço na lâmina, do centro para as bordas que foi fixada na chama por 3 vezes, com o cuidado de deixar o esfregaço para cima. Com isso há uma desnaturação das proteínas que se aderem à lâmina de vidro. Após a utilização do Caldo, o mesmo foi levado a geladeira a uma temperatura de 7°C a 8°C e permaneceu lá por 24hs.

Logo após foi realizada a coloração Gram, dessa lâmina seguindo os seguintes passos: foi pingada uma gota de Cristal Violeta na lâmina e aguardado o tempo de 1 minuto; foi escorrido o material; colocado sobre a lâmina uma gota de Lugol (Mordente que intensifica o Cristal Violeta) e aguardado o tempo de 1 minuto; foi escorrido o material; logo após foi feita

a Diferenciação, com ÁlcoolCetona; a lâmina foi homogeneizada por 8 vezes, escurrido o material e lavada em água corrente; após foi aplicada uma gota de Fuccina e aguardou-se 1 minuto; foi escurrido o material; a lâmina foi lavada em água corrente e após, secada cuidadosamente com papel absorvente.

Após a realização da coloração Gram, a lâmina foi levada ao Microscópio Óptico, visualizada e fotografada. Através da observação da morfologia celular das bactérias pudemos detectar que a Cultura utilizada era pura.

Ainda seguindo o protocolo estabelecido pela Disciplina de Microbiologia, foi realizada uma semeadura com a finalidade de observar se a cultura utilizada foi o ATCC 2912 ou não e a morfologia colonial das bactérias. Esta semeadura foi feita com o auxílio de uma Alça de Platina previamente flambada na chama do bico de Bunsen e uma placa descartável contendo Agar-agar e BHI; dentro da Câmara de Fluxo Laminar. A Alça de Platina após ser flambada até ficar rubra, removeu uma pequena quantia do Caldo Turvo (BHI + ATCC 2912) e feita a semeadura em Agar, formando “estrias” no material preparado previamente. Após finalizar tal procedimento a alça foi flambada novamente e guardada. A placa foi então levada à estufa por 24hs a 37°C, para se verificar após este tempo, através da sua Morfologia colonial se Cultura utilizada estava realmente pura, como demonstra a figura 4.2.8.

Figura 4.2.8- Placa contendo Agar-agar e BHI a esquerda e a direita Morfologia colonial Caldo Turvo semeado.

A partir do momento que já foi comprovada que a Cultura que trabalhamos é pura, foi realizado o primeiro Repique desta Cultura, para que se possa assim, manter as características desta Cultura durante a execução da metodologia. O repique consistiu na diluição de 5ul do Inóculo, presente no tubo de ensaio em outro tubo de ensaio contendo BHI estéril. Este tubo, agora com meu Inóculo, foi levado a estufa e mantido a 37°C por 12 a 18 horas (figura 4.2.9) .

Figura 4.2.9- BHI turvo contendo o meio de cultura a esquerda e a direita BHI límpido.

No dia seguinte, foi observado a turvação do BHI, onde procedemos da mesma maneira anteriormente citada, fazendo o segundo repique da cultura, que foi levada a estufa e mantido a 37°C por 12 a 18 horas.

Após o tempo citado, foi detectada a turvação do BHI, onde procedemos da mesma maneira anteriormente descrita, fazendo o terceiro repique da cultura, que foi levada a estufa e mantido a 37°C por 12 a 18 horas.

Durante a execução das etapas experimentais, vários cuidados foram tomados para se evitar a contaminação do campo de trabalho.

Todo o instrumental utilizado neste experimento foi previamente autoclavado em autoclave a vapor (121° por 15 minutos) e todas as etapas foram realizadas com a utilização de luvas estéreis. Antes de se iniciar o procedimento, o instrumental foi colocado dentro do Fluxo Laminar onde foi realizada a esterilização da superfície através da luz ultravioleta (UV) que permaneceu ligada por 20 minutos (4.2.12). Após cessar esse tempo a Micropipeta era encaixada no centro do Dispositivo, onde a luz UV foi ligada novamente por 20 minutos. O tempo foi controlado através de um painel digital na parte anterior do Fluxo, como demonstram as figuras 4.2.10 e 4.2.11.

Figura 4.2.10- Fluxo Laminar, esterilização da superfície dos invólucros.

Figura 4.2.11- Painel digital do Fluxo Laminar para controle do tempo da luz UV.

Figura 4.2.12- Micropipeta apoiada na base do Dispositivo para esterilização da superfície.

Todos os procedimentos foram realizados em ambiente estéril, no interior da Câmara de Fluxo Laminar. O experimento foi realizado por três pessoas que mantiveram a mesma função até o final. Dois operadores se mantinham paramentados trabalhando na Câmara de Fluxo Laminar e o terceiro no auxílio do fornecimento do material necessário e registro das informações para a organização da pesquisa.

Antes de entrar na Câmara, o operador e seu auxiliar, fizeram assepsia tripla das mãos com álcool 77°, após, o operador do experimento utilizou luvas estéreis. Cada implante foi levado, com o auxílio de uma chave própria para o tipo de encaixe, exceto o grupo de implantes Cone Morse Titamax que foi levado até a placa do dispositivo com o auxílio de seu montador cirúrgico descartável. A parte apical do implante foi encaixada na placa que já se encontrava presa à mini morsa, como observamos na figura 4.2.13.

Figura 4.2.13- Parte apical do implante CM Titamax encaixada na placa.

A seguir, o tubo de ensaio contendo o Inóculo foi desrosqueado pelo operador do experimento próximo a chama que flambou a “boca” do tubo após aberto, sem que houvesse risco de contaminação externa. Com o auxílio da Micropipeta o Inóculo foi aspirado, próximo a chama, imediatamente após, o tubo de ensaio foi novamente flambado e fechado, a micropipeta retornou ao dispositivo para que o Inóculo fosse inserido cuidadosamente no interior do implante (figuras 4.2.14.a e b).

Figura 4.2.14a- Inóculo aberto próximo a chama.

Figura 4.2.14b- Inóculo aspirado pela ponta da agulha.

Após a inoculação das bactérias, a micropipeta era novamente removida com o cuidado de não tocar em nada e apoiada sobre a base do dispositivo sem que houvesse contato na agulha.

Os intermediários foram então conectados e apertados com chave digital própria, em seguida, foi dado o torque ao parafuso do intermediário de acordo com as recomendações do fabricante. Foram utilizadas as chaves manuais e o torquímetro manual que acompanha o Kit

Protético Neodent (Neodent, Curitiba, Brasil). O torquímetro antes da utilização foi calibrado pela empresa.

Após o torque o conjunto, implante-intermediário foi removido da placa do dispositivo com pinça de titânio e inserido dentro do tubo de ensaio que continha o meio de cultura estéril.

O aspecto de uma amostra no tubo de ensaio contendo o BHI estéril está exemplificado na figura 4.2.15 a e o de uma amostra após a contaminação do meio de cultura pela microinfiltração bacteriana na figura 4.2.15b.

Figura 4.2.15a Amostra do grupo CM Titamax sem microinfiltração.

Figura 4.2.15b-Amostra com microinfiltração Bacteriana.

O cálculo da quantidade de solução bacteriológica foi realizado através de fórmula matemática onde se levou em consideração o volume interno do implante ocupado pelo parafuso do intermediário e a área interna disponível após o aperto deste parafuso, como demonstra a figura abaixo (figuras 4.2.16 e 4.2.17). Tal importância se deu ao fato da necessidade de conhecimento da quantidade de solução suficiente para permitir o crescimento bacteriano sem extravasamento da solução das paredes internas do implante ou até mesmo um refluxo, que contaminaria a superfície externa do conjunto implante-intermediário.

Figura 4.2.16- Cálculo da quantidade de solução bacteriológica para o grupo CM Índice.

Figura 4.2.17- Cálculo da quantidade de solução bacteriológica para o grupo HI.

Diante do conhecimento da área interna disponível, o volume do Inóculo a ser utilizado foi determinado em 1μL. A suspensão de *E. faecalis* foi obtida de acordo com a Escala Nefelométrica de McFarland. Através de um tubo de ensaio contendo BHI estéril, fizemos a leitura de sua Absorbância no espectrofotômetro após o mesmo ser zerado, como demonstrado nas figuras 4.2.18 a e b. A seguir, o tubo contendo o Inóculo foi agitado no Vórtex e limpo com gaze para remoção das digitais. Imediatamente após, de posse do Inóculo obtido previamente, o mesmo foi levado ao espectrofotômetro para a leitura de sua Absorbância, que foi anotada após sua estabilização, para “diluição” em BHI estéril (figura 4.2.19). O Espectrofotômetro utilizado foi o da marca (BEL, BEL Photonics 1105).

O Inóculo foi diluído em meio de cultura estéril (BHI) de acordo com o padrão 0,5 de McFarland (1×10^8 unidades formadoras de colônia/mL –UFC/mL) . A confirmação da concentração desejada foi verificada no espectrofotômetro BEL Photonics 1105 em um comprimento de onda de 510 nm, com 0,08 a 0,1 de absorbância (CLSI). De posse desta solução bacteriana, iniciamos a parte prática do experimento; esta norma foi realizada para cada grupo de implantes deste estudo.

Figura 4.2.18a- Espectrofotômetro ligado, aguardando zerar as casas decimais.

Figura 4.2.18b- Espectrofotômetro zerado.

Figura 4.2.19- Leitura da Absorbância do Inóculo no Espectrofotômetro, para diluição da suspensão bacteriana ao padrão 0,5 de McFarland.

Figura 4.2.20- Vista lateral do Fluxo Laminar ligado com a Micropipeta no Dispositivo.

Figura 4.2.21a e b- Vista frontal do Fluxo Laminar ligado com a Micropipeta no Dispositivo.

A migração das bactérias do interior do implante para o meio externo através da interface obedeceu a uma seqüência de procedimentos determinados através de um estudo piloto. Cada implante inoculado com uma suspensão bacteriana de *E faecalis* à densidade padrão de 0,5 McFarland foi colocado em um tubo de ensaio do tipo Falcon, estéril, contendo o caldo Brain Heart Infusion (BHI).

Todos os tubos contendo os conjuntos foram numerados e incubados a 37°C por um período de 14 dias.

Figura 4.2.22a- Implantes CM Titamax inoculados. **Figura 4.2.22b-** Implantes HI inoculados.

Figura 4.2.23a e b- Implantes HI inoculados e o grupo controle a direita na Estante.

Figura 4.2.24- Tubos contendo os conjuntos de implantes numerados e embalados para serem incubados a 37°C.

Foi realizado acompanhamento diário para verificação da possível passagem de bactérias do interior do implante para o caldo. O indicativo da passagem de bactéria para o meio foi a turvação do meio de cultura (caldo BHI).

Figura 4.2.25a- Amostra sem microinfiltração Bacteriana.

Figura 4.2.25b- Amostra HI com microinfiltração Bacteriana a esquerda.

Figura 4.2.26a- Amostra CM sem microinfiltração Bacteriana.

Figura 4.2.26b- Amostra CM com microinfiltração Bacteriana a direita.

Figura 4.2.27a- Amostra CM e CM Índice com microinfiltração Bacteriana. **Figura 4.2.27b-** Amostras HI, CM e CM Índice com microinfiltração Bacteriana.

Decorrido os 14 dias de observação, as amostras onde o meio de cultura não apresentou turvação foram encaminhadas novamente a Câmara do Fluxo Laminar afim de que pudesse ser verificada a viabilidade da bactéria utilizada.

Da mesma forma anteriormente descrita, todo o instrumental foi esterilizado e inserido dentro do Fluxo antes de ligar a luz ultravioleta para que a superfície dos invólucros pudesse ser esterilizada.

A placa do dispositivo foi adaptada e presa a mini morsa, em seguida o tubo de ensaio foi aberto pelo operador do experimento próximo a chama e imediatamente após aberto o tubo de ensaio foi flambado duplamente. O conjunto implante-intermediário foi removido do tubo de ensaio e com o auxílio de uma pinça de titânio, levado e encaixado na placa do dispositivo utilizado neste experimento.

Figura 4.2.28- Tubos contendo os conjuntos de implantes CM Índex a esquerda e CM a direita, que não tiveram microinfiltração bacteriana.

O intermediário foi solto do implante por meio de um torquímetro manual, posicionado no torque reverso e após separado o implante foi levado com o auxílio de pinça de titânio ao tubo de ensaio contendo o meio de cultura estéril. O novo tubo de ensaio foi fechado, numerado e levado a estufa bacteriológica a 37°C por um período de 24 horas, como demonstrado nas figuras 4.2.29 a e b.

Figura 4.2.29a- BHI estéril.

Figura 4.2.29b- BHI estéril com implante para verificação suspensão bacteriana de *E. faecalis*.

O indicativo da presença da bactéria no meio foi através da turvação deste meio de cultura (figuras 4.2.30 a e b)

Figura 4.2.30a- BHI turvo.

Figura 4.2.30b- BHI turvo com confirmação da presença da suspensão bacteriana.

Após esse período, foi realizada a semeadura do caldo turvo em placa de Petri contendo BHI-Agar. As placas foram incubadas a 37°C por um período de 24 horas para a observação do crescimento bacteriano (*Enterococcus faecalis*) como demonstrado nas figuras 4.2.31 a e b, para comprovação da viabilidade da bactéria.

Figura 4.2.31a e b- Confirmação da presença do *Enterococcus faecalis* através de sua morfologia colonial.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) com nível de significância de 5%, quando detectada diferença estatística, os valores foram submetidos ao Teste de Tuckey para comparações múltiplas.

5 *Resultados*

5 RESULTADOS

A ordenação dos resultados mostrou a necessidade de se constituir 2 grupos com a seguinte distribuição:

5.1: Resultados obtidos através da **análise individual da microinfiltração bacteriana dos implantes;**

5.2: Resultados obtidos através da **análise comparativa da microinfiltração bacteriana dos 3 grupos de implantes**

5.1: Resultados obtidos através da **análise individual da microinfiltração bacteriana dos implantes:**

Os dados da microinfiltração resultante dos implantes de cada amostra foram submetidos à análise estatística através da **Análise Descritiva**, Análise de Variância (ANOVA) com nível de significância de 5% e estão representadas nas tabelas 5.1.1; 5.1.2; 5.1.3; figuras 5.1.1 ; 5.1.2.

TABELA 5.1.1: Representação numérica da média, desvio padrão, mediana dos implantes dos sistemas estudados; realizado através da estatística descritiva (**14 dias**).

Descrição			
Tempo de sobrevida			
Gupo	Mediana	Média	DP
A	1,00	5,30	6,11
B	14,00	13,00	2,87
C	14,00	11,30	4,86

A média entre a microinfiltração dos implantes mostrou-se de maneira homogênea no grupo Cone Morse Índice estudado, onde foi encontrado os melhores valores e detectamos o menor desvio padrão dos 3 grupos estudados.

FIGURA 5.1.1: Representação gráfica da comparação entre o tempo de microinfiltração dos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.

Através da comparação das curvas de sobrevivência o grupo que durou mais tempo sem sofrer microinfiltração bacteriana foi o grupo de implantes de Cone Morse Índice.

Houve uma maior proximidade entre os valores de sobrevivência no grupo Cone Morse Índice, com o menor desvio padrão dos grupos estudados, sendo o grupo com o menor índice de microinfiltração e com os melhores resultados.

TABELA 5.1.2: Análise de variância (ANOVA) para as diferenças entre o tempo de microinfiltração dos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.

SQ efeito	GL efeito	QM efeito	SQ erro	GL erro	QM erro	F	p
742,9333	2	371,4667	1550,05	57	27,1938	13,6599	0,00001423728 1360259*

*diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Através da realização da Análise de Variância (ANOVA) notamos que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados.

TABELA 5.1.3: Teste de Tukey para comparações múltiplas das diferenças entre a microinfiltração nos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.

Hexágono	Média
Cone Morse	4,65
Cone Morse Índice	12,85
Hexágono Interno	11,05

Obs : grupos unidos por barra vertical não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

O Teste de Tukey evidenciou que houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo de implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno.

FIGURA 5.2.1: Representação gráfica da comparação entre as médias de microinfiltração nos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno (N = 20).

FIGURA 5.2.2: Representação gráfica da comparação entre o número de implantes com microinfiltração nos implantes Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno (N = 20).

FIGURA 5.2.3: Representação gráfica da comparação entre porcentagem de implantes com microinfiltração nos grupos Cone Morse, Cone Morse Índex e Hexágono Interno (através do teste de proporção: $N = 100$).

6 *Discussão*

6 DISCUSSÃO

Relatos atuais na literatura têm chamado atenção e levado vários pesquisadores a estudarem as possíveis causas que possam comprometer a longevidade do tratamento reabilitador através dos implantes osseointegrados. Portanto, apesar dos excelentes índices de sucesso nestas reabilitações, falhas têm sido descritas e relacionadas às técnicas cirúrgicas, aos fatores mecânicos e microbiológicos, frequentemente atuando associados (Schulte 1997, Piattelli et al 2001, Quirynen e Van Steenberghe 2002, Brogini et al 2003, 2006). A falha dos implantes pode ter origem biológica, mecânica, iatrogênica e funcional. Em implantes com pilares parafusados, bactérias podem penetrar na parte interna do implante devido a uma folga na conexão implante-pilar (*GAP*) (Scarano et al 2005).

Nos sistemas de implantes de dois estágios cirúrgicos ou submersos, um *microgap* pode existir no nível da crista alveolar na interface implante-*abutment*; esse *gap* é geralmente associado a um odor desagradável, inflamação dos tecidos periimplantares e perda da crista óssea alveolar pelo acúmulo de bactérias anaeróbicas em seu interior. Gross et al (1999) compararam o grau de infiltração bacteriana na interface implante-*abutment* em 5 sistemas de implante cujas conexões eram o hexágono externo, *spline* e cone morse (Brånemark, Sulzer Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss). Essa micro-infiltração ocorreu em todos os sistemas e diminuiu quanto maior fosse o torque de apertamento do parafuso do *abutment*; entretanto essa infiltração parece ser menor no sistema Cone Morse. Dibart et al (2005) avaliaram o selamento na interface implante-*abutment* resultante do sistema Bicon (Cone Morse) e observaram que o selamento fornecido pelo sistema Cone Morse demonstrou ser hermético com relação à invasão bacteriana.

Os implantes que apresentam conexões do tipo Cone Morse, a fixação do intermediário se dá por travamento friccional, e nessa região aparece uma fenda com características bastante irregulares (Joly e Lima 2003). Os autores descreveram fendas de $3,98 \pm 1,29 \mu\text{m}$ entre a junção implante-intermediário do tipo Cone Morse, não havendo diferença estatística significativa ($p > 0,05$) na extensão da fenda quando comparada com a fenda formada entre implante-intermediário do tipo Hexágono Externo. Apesar destes achados, a relação da magnitude das fendas com a estabilidade mecânica dos componentes de retenção dos sistemas de implantes, perde importância no sistema Cone Morse, onde apesar da existência de fendas, a micromovimentação dos componentes é evitada pelo travamento friccional que ocorre no interior dos implantes (MERZ et al 2000 e SQUIER et al 2002).

O titânio tem sido utilizado na odontologia e na implantodontia por ser quimicamente e eletricamente inerte, mas apresentam qualidades inferiores em termo de dureza, quando submetidos a carga mecânica gerando desgaste e possibilitando o acúmulo de placa. No intuito de melhorar estas propriedades, a associação de um revestimento de *Diamond Like Carbon* (DLC) nos implantes de hexágono externo submetidos a carga cíclica previniu o desgaste, aumentou a estabilidade da junção e permitiu o desaperto do parafuso sobre altos níveis de carga cíclica quando comparados aos implantes que não receberam este revestimento (Kim et al 2005). Esta camada de *Diamond Like Carbon* possui baixo atrito friccional elevando os valores transmitidos de pré-carga no processo de apertamento do parafuso, porém, pode dificultar a manutenção e estabilidade dessa pré-carga por facilitar o desaperto (Elias, Figueira e Rios 2006).

Quanto aos aspectos biológicos, o sistema Cone Morse também leva certa vantagem sobre os demais. Essas vantagens vão desde um melhor selamento da interface implante-*abutment*, que diminui a quantidade de bactérias nessa região, a uma menor perda óssea marginal aos implantes. Kitagawa et al (2005) compararam pelo método de elemento finito a

influência das conexões tipo hexágono externo (sistema Brånemark) e Cone-Morse (sistema Ankylos) sobre o afrouxamento de parafusos; observaram uma maior estabilidade da interface implante-*abutment* no sistema Cone Morse.

A constante busca por conexões implante-*abutment* mais resistentes e estáveis às cargas mastigatórias proporcionou o desenvolvimento de vários desenhos de conexão, tanto externas quanto internas, que hoje existem no mercado.

Quando realizamos próteses unitárias sobre implantes, a falha mais freqüente é a fratura ou afrouxamento do parafuso do *abutment* que está estritamente relacionada com a perda da pré-carga, que por sua vez depende de vários fatores (Dixon et al, 1995). Dentre esses fatores o tipo de conexão tem tido importância devido a sua participação na presença de micro-movimentos entre implante e *abutment* (Binon 1996, 1998). A diversidade de geometrias de junção implante-*abutment*, impulsionou muitos estudos que visaram comparar e avaliar a efetividade de cada sistema de forma a se apontar o melhor. A maioria dos estudos comparativos entre os sistemas enfocou os estudos em testes de resistência como os de torção, compressão e fadiga cíclica (Balfour e O'Brien (1995), Boggan et al (1999), ou ainda em testes que analisaram o torque e o torque reverso necessário para o afrouxamento dos parafusos (Breeding et al (1993), Dixon et al (1995)). Além disso, falhas como afrouxamento ou fratura dos parafusos podem atuar como sinais de “alerta” informando que algo está sobrecarregando o sistema.

Outro problema de difícil resolução seria a fratura do parafuso do *abutment* dentro do implante (Mangano e Bartolucci, 2001). Quanto ao custo, pode se pensar que haja um aumento quando temos que apertar ou trocar o parafuso, porém esse custo pode ser pequeno quando comparado a consequências indesejáveis nos implantes e nos tecidos periimplantares; as falhas mecânicas podem ser benéficas desde que não tornem o sistema irreversível. No

estudo de Balfour e O'Brien (1995), houve irreversibilidade do hexágono externo após falhas no sistema perante testes de compressão e torção.

Quanto aos estudos mecânicos abordados nessa pesquisa de um modo geral, pode se observar um melhor desempenho das conexões internas em relação às externas, porém devemos analisar cada sistema de forma independente, pois nem sempre uma conexão interna terá melhores resultados. No estudo de Balfour e O'Brien (1995), no qual se comparou os sistemas de hexágono interno, hexágono externo e octógono interno, os melhores resultados em relação à resistência mecânica foram obtidos pelo hexágono interno porém os piores resultados foram obtidos pelo octógono interno.

Outro fator importante é se verificar dentro de cada sistema, a marca comercial de cada um, pois cada empresa possui um grau de tolerância próprio e que vai determinar a precisão de adaptação (Dias, Atta e Brosco 2007); o que pode ser exemplificado através das figuras 6.1 e 6.2. onde percebemos características peculiares a cada implante e/ou intermediário. Quanto menor a tolerância durante a fabricação dos componentes, mais preciso e estável será o encaixe implante-*abutment* e menores serão os índices de falhas mecânicas.

Figura 6.1- Esquema ilustrativo do implante do grupo HI.

Figura 6.2- Esquema ilustrativo do implante do grupo CM.

Através das figuras acima podemos observar o diâmetro do intermediário do implante HI e do implante CM, bem como, o diâmetro reduzido do parafuso de retenção do intermediário. Isto reforça nossa citação de que os implantes e intermediários devem ser utilizados dentro de uma mesma Empresa, mantendo as características de precisão e acuidade de cada grupo.

Além disso, mesmo se as propriedades de resistência mecânica forem maiores em um sistema, isso pode não significar que em uma visão geral ele seja melhor. Devemos avaliar também a tolerância biológica do organismo a determinado desenho de implante, sendo que o complexo implante-*abutment* deve ter sempre uma tolerância menor que a tolerância biológica para que o ponto mais frágil do complexo osso-implante-prótese seja localizado no complexo implante-*abutment* (Binon 1996, 1998).

A preocupação dos estudos atuais passou a ser em relação à estética, principalmente relacionada à perda óssea marginal ao redor dos implantes. Nesse sentido o sistema Cone Morse se destaca pelo desenho que: 1) distribuiria melhor as forças; 2) diminuiria a colonização de bactérias na interface implante-*abutment*; e 3) direcionaria assim a formação das distâncias biológicas de forma a preservar a margem óssea (Gross, Abramovich e Weiss 1999 e Dibart et al 2005). As capacidades de resistência mecânica e de diminuição da colonização bacteriana, entretanto continuariam sendo compatíveis com os implantes tipo

hexágono externo, inferiores quando comparados com os implantes Cone Morse (Dias-Brosco, Padovan e Hamata 2009). Em nosso experimento os resultados para a capacidade de selamento bacteriano se mostraram mais eficiente nos implantes CM Índex do que nos implantes de HI.

Podemos supor que a ocorrência de infiltração bacteriana pela interface entre implante-pilar aconteça em decorrência de muitos fatores, como a precisão de adaptação entre os componentes, o grau de micro-movimentação entre os componentes (Gross, Abramovich e Weiss 1999, Dias 2002 e Steinebrunner et al 2005). Binon, 1996, concluiu que existe uma relação direta entre a desadaptação do hexágono e a perda do parafuso do pilar protético; relata que quanto maior a liberdade rotacional, maior a probabilidade de soltura do parafuso de fixação do pilares.

Em longo prazo o papel dos microrganismos deve ser considerado na sobrevida dos implantes. As bactérias e seus subprodutos podem provocar reações inflamatórias nos tecidos moles periimplantares (Quirynen e Van Steenberghe 1993, Quirynen et al 1993, 1994, Rimondini et al 2001, Hermann et al 2001 e Broggini et al 2003).

Jansen; Conrads; Richter (1997) utilizaram a metodologia da inoculação de suspensão de *E.coli* no interior do implante para avaliar 13 sistemas de implantes, com variados tipos de conexões protéticas, e constataram a excessiva quantidade de amostras com contaminação externa imediata nos sistemas de conexões cônicas. Por esse motivo foram descartadas mais de 50% das amostras (Ankylos – Degussa/Dentsply, das 37 amostras, 21 com contaminação externa; Astra–Astra Tech: das 40 amostras, 24 com contaminação externa). Nos implantes de hexágono externo, o índice foi menor apresentando o problema em 8 amostras das 25 do sistema Branemark – Nobel Biocare. Os demais sistemas de diferentes tipos de conexões internas, estudados pelos autores, apresentaram menor numero, variando de 0 a 5 amostras descartadas por contaminação externa. Na pesquisa de Guindy et al (1998), de 30 amostras de

implantes com hexágono interno (Ha-Ti, Mathys Dental Implants), inoculadas com 2µl de suspensão de *Staphylococcus aureus*, não houve contaminação externa, mas todas as amostras apresentaram infiltração. Faria et al (2008), realizou uma pesquisa como estudo piloto onde foram comparadas duas metodologias e verificou-se a contaminação externa, após a inoculação e o torque em três tipos implantes; Hexágono Externo (HE), Hexágono Interno indexado (HII) e Cone Morse (CM). Vinte amostras de cada tipo de implante foram utilizadas. Na metodologia 1 foram inoculados 0,7 µl de suspensão de *Escherichia coli* no interior dos implantes e os respectivos pilares foram conectados com torque de 20Ncm. Na metodologia 2 foi inoculada colônia de *E. coli*, na porção apical do parafuso do pilar antes da aplicação do torque. Os conjuntos foram depositados e rolados em placas com TSA (tryptic soy agar, Himedia) e recobertos com TSA líquido. Após a rolagem, as placas foram levadas a estufa bacteriológica a 37°C, para verificar se houve crescimento de colônias após 24 h. Na metodologia 1, a porcentagem de contaminação externa foi de 5, 60 e 45% para HE, HII e CM, respectivamente. Na metodologia 2, foi de 10, 5 e 0% para HE, HII e CM, respectivamente. Os autores concluíram que a metodologia da inoculação de colônia de bactérias apresentou menor contaminação externa durante a realização do experimento para os grupos HII e CM e resultou em menor descarte de amostras e maior eficiência na coleta dos dados. Para as amostras do grupo de HE, não houve diferenças estatísticas entre as duas metodologias. No presente estudo, pudemos constatar uma diferença estatisticamente significativa nas médias de infiltração bacteriana dentro dos próprios grupos e também quando estes grupos foram comparados entre si. A média de sobrevida no grupo de implantes CM Índice foi a melhor, onde obtivemos também a maior mediana e o menor desvio padrão dos 3 grupos avaliados. Ao compararmos a média de sobrevida dos grupos de implantes CM Índice e HI, não veremos uma grande diferença entre elas, porém o desvio padrão do grupo HI é quase o dobro do CM Índice, o que denota melhores propriedades entre os implantes dentro do

grupo CM Índex. Já ao observarmos a média de sobrevida do grupo de implantes CM, perceberemos que foi a menor sobrevida dos 3 grupos estudados e com o maior desvio padrão.

A infiltração bacteriana através da interface entre o implante-intermediário pode ser avaliada basicamente de duas maneiras, a verificação da passagem de bactérias do exterior para o interior do implante (Quirynen et al 1994, Guindy et al 1998, Jansen, Conrads e Richter 1997, Besimo et al 1999, Piattelli et al 2001, Dibart et al 2005 e Teixeira et al 2011) ou no sentido contrário (Amaral 2003, Cravinhos 2003, Steinebrunner et al 2005, Dibart et al 2005, Santana 2007, Dias 2007, Nascimento et al 2008, Teixeira et al 2011 e Silva Neto et al 2012).

A verificação da passagem de bactérias do interior do implante para o meio externo, parece ser mais confiável, porém pode ocorrer contaminação externa por extravasamento de microorganismos, após a inoculação e instalação do pilar (Jansen, Conrads e Richter 1997, Amaral 2003, Cravinhos 2003, Steinebrunner et al 2005, Faria et al 2008, 2011 e Teixeira et al 2011).

Estudos diversos avaliaram a infiltração marginal nos implantes e percebemos que naqueles onde a saída de bactérias e fluídos do meio interno para o meio externo, foram utilizados vários volumes, devido à diversidade de sistemas utilizados. (Steinebrunner et al 2005, Harder et al 2010, Jansen, Conrads e Richter 1997, Besimo et al 1999, Barbosa et al 2009, Nascimento et al 2009a, 2009b, Gross, Abramovich e Weiss 1999, Coelho et al 2008).

A metodologia utilizada nesta pesquisa foi determinada a partir de vários estudos pilotos, realizados com atenção e observação meticolosas. Um deles mostrou que o cirurgião dentista, mesmo aquele especializado em uma área cirúrgica se depara com uma série de dificuldades ao trabalhar dentro da Câmara do Fluxo Laminar. A dificuldade em se manter uma cadeia asséptica existe e é extremamente importante neste tipo de investigação científica.

Todos os fatores de contaminação precisam ser descartados, bem como, a técnica a ser executada necessita de treinamento, conhecimento e persistência. Do treinamento, habilidade e execução apurada irão depender os resultados da pesquisa. Estudos diversos reforçam nossa afirmação onde podemos verificar a quantidade de amostras descartadas nos experimentos anteriores realizados, devido a contaminação externa (Jansen, Conrads e Richter 1997, Duarte et al 2006, Faria 2008, Neves et al 2010, Teixeira et al 2011), fator este que não ocorreu na presente pesquisa.

Vários trabalhos utilizaram métodos com bactérias e suas toxinas, (Quirynen et al 1994, Jansen, Conrads e Richter 1997, Steinebrunner et al 2005, Dibart et al 2005, Harder et al 2010 e Nascimento et al 2009a, 2009b) e até mesmo corantes para avaliar a microinfiltração da interface implante-pilar em diferentes sistemas e tipos de conexões (Gross, Abramovich e Weiss 1999, Piattelli et al 2001, Duarte et al 2006 e Coelho et al 2008). Todavia, os resultados dessas pesquisas demonstraram uma grande variabilidade que sugere estar relacionada à metodologia aplicada.

As pesquisas que envolvem a microbiologia, de forma geral podem ser consideradas complexas, devido ao manuseio de agentes biológicos susceptíveis a alterações do meio em que são utilizados e armazenados, é necessário, portanto, reduzir ao máximo as possibilidades de falhas relacionadas ao operador do experimento. É de fundamental importância o estabelecimento de uma metodologia a qual permita aos pesquisadores resultados reproduzíveis e que a análise e comparação da microinfiltração bacteriana na interface implante-pilar possam ser reproduzidas em vários sistemas de implantes (Dibart et al, 2005) .

Várias pesquisas reforçam nosso experimento no qual foi padronizado o volume do meio de cultura estéril e os implantes foram submersos até o recobrimento da junção implante-pilar para que não se tivesse a passagem de microorganismos pela interface pilar e parafuso de pilar (Jansen, Conrads e Richter 1997, Besimo et al 1999, Steinebrunner et al

2005 e Harder et al 2010), como observado em estudo anterior (Quirynen et al, 1994) e sem a necessidade de utilizar materiais que poderiam não ser eficientes no vedamento desta passagem das bactérias (Steinebrunner et al 2005, Nascimento et al 2008, Barbosa et al 2009, Nascimento et al 2009a, 2009b e Jaworski et al 2012).

Nesta pesquisa fizemos a opção de utilização da bactéria *Enterococcus faecalis* que possui o tamanho aproximado de 0,5µm de diâmetro. Os *Enterococcus faecalis* são cocos gram-positivos, anaeróbios facultativos, encontrados isolados, aos pares ou em cadeias curtas. Esse microorganismo é raramente encontrado em infecções primárias, mas é a espécie predominante em casos de retratamento endodôntico, chegando a constituir de 38 a 70% da microbiota nesses casos, sendo detectado em vinte de trinta casos de infecções endodônticas persistentes associadas a dentes com canais obturados (Só et al, 2011). Freitas; Cabral; Veras (2012) relatam que as bactérias em forma de Cocos, bactérias de formato arredondado possuem um grupo homogêneo em relação ao tamanho, sendo células menores (0,8 a 1,0µm). A parede celular bacteriana é responsável pela forma da célula e pela classificação tintorial das bactérias. Possui como principais componentes os tetrapeptídeos e o peptideoglicano, uma macromolécula complexa que forma a estrutura rígida da parede e confere estrutura de replicação e sobrevivência das células, em condições normais, em que as bactérias se reproduzem. As bactérias gram positivas possuem uma parede celular grossa, de várias camadas e composta principalmente por peptideoglicano, que envolve a membrana citoplasmática. Podem ter também outros componentes, como os Ácidos Teicóicos, que são polímeros hidrossolúveis unidos a peptideoglicanos, fundamentais para viabilidade celular.

O *Enterococcus faecalis* é a bactéria mais isolada desse gênero. Essa bactéria é associada a cerca de 80 a 90% das infecções humanas por enterococos. *Enterococcus faecalis*, como o nome indica, é encontrada normalmente no intestino dos seres humanos, animais e pássaros; também é encontrada no solo e na água da natureza. Ela tem sido a causa em uma

grande variedade de infecções em seres humanos e é um problema frequente em infecções hospitalares (Só et al 2011 e Freitas, Cabral e Veras 2012). As características da *Enterococcus faecalis*, que a classifica como uma bactéria promíscua que sobrevive em ambientes adversos, nos levaram a escolha desta bactéria, já que ficariam dentro dos implantes sem oxigenação e alimentação durante o período de catorze dias em volume de 1,0µL de caldo nutritivo. Tal afirmação foi constatada em nosso experimento, onde após 14 dias de observação diária, nos implantes onde o meio de cultura não turvou, foi realizada a inserção destes implantes em novo meio de cultura estéril, previamente preparado e após 24hs pudemos detectar a turvação dos meios de todos os implantes. O caldo foi então semeado em placa Petri com BHI-Agar onde foi comprovada a viabilidade da bactéria *Enterococcus faecalis* para todas as amostras que não apresentaram microinfiltração bacteriana, constatando assim que a bactéria permaneceu viva após os 14 dias de incubação e enaltecendo a metodologia utilizada neste experimento.

Alguns estudos de avaliação da microinfiltração da interface implante-intermediário utilizam Fórceps para apreensão dos implantes para inoculação e adaptação dos intermediários (Besimo et al 1999, Amaral 2003, Cravinhos 2003, Duarte et al 2006, Nascimento et al 2008, 2009a, 2009b, Harder et al 2010, Barbosa et al 2009 e Teixeira et al 2011). Em sua maioria, esse procedimento é agravado pela inoculação a mão livre (Besimo et al 1999, Gross, Abramovich e Weiss 1999, Coelho et al 2008 e Nascimento et al 2009b), onde se necessitaria de altíssima precisão do operador, já que, um possível toque nas bordas do implante poderia ocasionar um resultado falso positivo, facilitando a passagem da bactéria que neste caso citado, estaria fora do meio interno do implante. Na maioria dos sistemas, o orifício do implante tem uma média aproximada de 2 a 3 mm de diâmetro (figura 6.1 e 6.2), resultando em um espaço de trabalho reduzido e nas condições acima descritas, induzindo ao resultado duvidoso. Somente foi encontrado um relato na literatura, onde os autores

desenvolveram um dispositivo com suporte para pipeta automática (Silva Neto et al, 2012), porém, verificamos através de um de nossos estudos piloto que tal aparato não deve permitir movimentação na horizontal da Micropipeta, o que era permitido nesse estudo anterior.

Sendo assim, baseado nos motivos citados e na dificuldade encontrada para uma inoculação precisa da suspensão bacteriana, foi projetado e realizado em nosso trabalho de pesquisa, um dispositivo onde a Micropipeta Gilson foi acoplada para esta análise.

Os pilares em sua maioria são compostos de duas partes, pilar e parafuso de retenção. Existem, também, os pilares compostos por uma única peça, esses pilares são também chamados sólidos e são rosqueados sobre os implantes sem a necessidade do parafuso para a sua retenção, o que exemplifica as figuras 6.3 a, b e c.

Figura 6.3a- Esquema ilustrativo dos implantes estudados do grupo CM.

Figura 6.3b- Esquema ilustrativo dos implantes estudados do grupo CM Índex.

Figura 6.3c- Esquema ilustrativo dos implantes estudados do grupo HI.

Nos intermediários constituído por uma única peça, parece que o selamento bacteriano não se dá de maneira tão efetiva como naqueles onde existe um parafuso responsável pela manutenção da união implante-intermediário, como ocorreu nesta pesquisa. Quando comparamos as médias de microinfiltração bacteriana negativa nos 3 grupos estudados, é nítida a diferença que ocorreu entre eles, onde a menor média de implantes não infiltrados ocorreu no grupo CM, onde o intermediário é composto por uma única peça, como mostrado na figura 6.3 a, b e c.

Alguns estudos *in vitro* (Quirynen, Papaioannou e van Steenberghe 1996, McGlumphy, Mendel e Holloway 1998, Coelho et al 2008, Faria et al 2011 e Silva Neto et al 2012), bem como nossa pesquisa, considerou que os pilares de duas partes, por possuírem duas vias de penetração bacteriana, a saber, a interface entre implante-pilar e pilar-orifício do parafuso do pilar, deveriam ser mantidos imersos no meio de cultura estéril somente até cobrir a interface implante-pilar. Esse cuidado não foi tomado por outros autores (Guindy et al 1998, Hermann et al 2001, Harder et al 2010, Teixeira et al 2011) que submergiram totalmente todas as suas amostras impedindo a constatação real da infiltração bacteriana somente pela interface entre implante-pilar. Quirynen et al (1994) relataram um baixo índice de contaminação nos conjuntos implante-pilar que estavam parcialmente submersos comparados com os totalmente submersos.

Além disso, em nosso experimento foi realizado o cálculo da quantidade de solução bacteriológica através de fórmula matemática, tal importância se deu ao fato da necessidade de conhecimento da quantidade de solução suficiente para permitir o crescimento bacteriano sem refluxo da solução das paredes internas do implante.

Silva Neto et al (2012) mencionam em seu estudo a importância na determinação do volume da suspensão bacteriana a ser aplicada no interior dos implantes. Relatam, ainda, que observaram, nos grupos onde o volume utilizado foi de 1,0 e 1,5, resultados positivos para o

controle de extravasamento da suspensão bacteriana nas primeiras 24 horas, indicando que o volume utilizado no implante foi excedido. Segundo Byrne et al (1998), a presença de desajuste da interface implante-pilar pode influenciar no grau do fluxo de bactérias nesta região. O nível de ajuste ou assentamento dos componentes protéticos está diretamente relacionando com o torque ao qual são submetidos (Goheen et al 1994 e Khraisat et al 2002).

O torque ideal empregado no parafuso que retém o pilar deve ser levado em consideração, já que pode interferir no tamanho da microfenda da interface entre o pilar e o implante (Gross, Abramovich e Weiss 1999, Neves et al 2010a, 2010b e Silva Neto et al 2012).

Silva Neto et al (2012) estudaram diferentes níveis de apertos para um mesmo implante com o objetivo de avaliar a possível relação existente na microinfiltração bacteriana na interface implante-pilar. Quando observamos os resultados do estudo citado, percebemos os implantes submetidos ao torque de 10 Ncm apresentaram maior índice de infiltração, seguidos dos implantes com torque de 20 Ncm, apesar de poucas amostras terem apresentado essa infiltração o nível de apertamento e assentamento dos componentes parece ter influenciado no grau de percolação bacteriana na interface implante-pilar, o que está em acordo com achados anteriores (Gross, Abramovich e Weiss 1999).

A mensuração da microfenda formada pela conexão implante-pilar é um aspecto muito questionado, tal como sua influência nos aspectos mecânicos e biológicos (Jansen, Conrads e Richter 1997, Piattelli et al 2001, Kano, Binon e Curtis 2007 e Harder et al 2010). Estudos relatam que este *gap* é em torno de 1 a 49µm dependendo do sistema analisado e que sobre carregamento mecânico este valor pode aumentar o que favoreceria um maior fluxo de bactérias na interface implante-pilar (Jansen, Conrads e Richter 1997 e Kano, Binon e Curtis 2007).

Em implantes que apresentam conexões tipo Cone Morse, a fixação do intermediário se dá por travamento friccional e nessa região aparece uma fenda com características bastante irregulares, o que foi reportado no trabalho de Joly e Lima (2003). Os autores descreveram fendas de $3,98 \pm 1,29 \mu\text{m}$ entre a junção implante-intermediário do tipo Cone Morse, não havendo diferença estatística significativa ($p > 0,05$) na extensão da fenda quando comparada com a fenda formada entre implante-intermediário do tipo Hexágono Externo. Nosso estudo não compartilha com a afirmação anterior, já que no grupo de implantes CM Índex, das 20 amostras somente 3 apresentaram microinfiltração, resultando em um índice de sucesso de 85% e como descrevemos anteriormente, a *Efaecalis* tem tamanho menor que $3,98 \pm 1,29 \mu\text{m}$ (tamanho encontrado entre a junção implante-intermediário do tipo Cone Morse), relatado no estudo anterior (Joly e Lima 2003). Esta mesma opinião é citada por Romanos e Nentwig (2000), que em um estudo retrospectivo, avaliaram a resposta clínica quanto ao uso dos implantes unitários do tipo Cone Morse (Ankylos). Estes autores descreveram que nesse sistema a conexão entre implante-intermediário sendo cônica a mesma parece evitar as complicações biomecânicas.

Besimo et al (1999), em seu estudo, fizeram a análise da infiltração bacteriana para o interior dos implantes, nenhuma amostra apresentou infiltração. Nos resultados, os autores relacionaram à utilização de um verniz a base de Clorexidina, portanto, foi realizada a desinfecção prévia a abertura dos implantes para análise, o que pode não ter garantido a viabilidade das bactérias. O mesmo ocorreu no trabalho de Dibart et al (2005), onde após a desinfecção externa para a observação da parte interna dos implantes, não foi observada infiltração em qualquer amostra.

O estudo de Guindy et al (1998) foi avaliado no trabalho de Besimo et al (1999), porém com a utilização de um verniz de clorexidina nas interfaces. Resultados opostos foram encontrados e nenhuma amostra apresentou infiltração; verniz pode ter impedido a penetração

das bactérias, porém, foi realizada desinfecção com álcool 70%, após a inoculação de 2µl de suspensão de *Staphylococcus aureus* prévia a introdução do conjunto em solução estéril. Além disso, não observaram a viabilidade das bactérias após o período total de observação de 7 dias. A metodologia aplicada pode não dar credibilidade aos resultados devido aos fatores citados.

Nesta pesquisa foram utilizados os implantes com conexão tipo Cone Morse, Cone Morse Índice e Hexágono Interno; através da Análise de Variância foi constatada uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos. De acordo com os resultados encontrados por Jansen; Conrads; Richter (1997) e Cravinhos (2003), a infiltração bacteriana em implantes de conexão interna e externa é semelhante, uma vez que não foram encontradas diferenças significantes entre os grupos avaliados. Desta forma, o tipo de conexão utilizado não parece ter influenciado nos resultados obtidos. Segundo Nisnick (1991), os implantes com conexões hexagonais internas foram desenvolvidos com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável aumentando assim a resistência e diminuindo consequentemente as complicações, como afrouxamento e fratura do parafuso de fixação. Relatam ainda que nesse tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso fica protegido pela altura do hexágono do intermediário dentro do implante e que deste modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência as tensões de cisalhamento na união.

Autores relataram que o travamento tipo Cone Morse do intermediário protético, embora não tenha sido desenvolvido com essa finalidade, dificulta a infiltração bacteriana na interface implante-intermediário (Joly 2003, Dibart et al 2005 e Maeda, Satoh e Sogo 2006). O presente estudo não concorda com tal afirmação, já que o implante Cone Morse Índice não apresentou diferença estatisticamente significativa nos valores de microinfiltração bacteriana dos implantes de Hexágono Interno, mas quando comparados aos implantes Cone Morse

Titamax, esta diferença foi significativa, sendo este último grupo citado o que apresentou o maior número de amostras contaminadas. Em nosso estudo ficou claro que nos 3 sistemas avaliados o padrão de microinfiltração bacteriana na interface implante-pilar é completamente diferente.

Durante o período experimental, as amostras compostas pelo conjunto implante-intermediário foram mantidas em ambiente estático, sendo este um fator que deve ser considerado. Em nosso estudo, apesar da condição estática em que foram mantidas as amostras no meio de cultura, ocorreu a passagem dos microrganismos pelas microfendas. A presença de forças oclusais sobre as próteses implanto-suportadas poderia induzir um aumento neste índice de contaminação externa, interferindo na estabilidade dos componentes (Binon 1996, 1998, 2000). Este fato também foi comprovado por Steinebrunner et al (2005), onde os autores avaliando o mesmo tipo de infiltração, aplicaram uma carga de 120Ncm sobre os conjuntos numa frequência de 1.200.000 ciclos e verificaram que a passagem de microrganismos pela interface foi maior.

Dibart et al (2005) observaram, em um implante do tipo Cone Morse, uma fenda menor que 0,5 μ m na interface entre o implante e o pilar. Os autores consideraram esse espaço insuficiente para a passagem de bactérias e analisaram a infiltração bacteriana do meio externo para o interno do implante. Foi relatado nos resultados da pesquisa, a ausência de bactérias no interior dos implantes após análise por MEV, num período de avaliação de apenas 24 horas. Os autores fizeram também a avaliação em 24, 48 e 72 horas, a infiltração no sentido contrário, do interior do implante para o meio externo. Das 20 amostras testadas (10 para cada tipo de teste), nenhuma apresentou infiltração bacteriana pela interface implante-pilar. Os autores relacionaram o resultado favorável a qualidade da adaptação proporcionada pelo sistema de implante Cone Morse, embora os resultados estejam em concordância parcial com nosso estudo, consideramos o período de avaliação proposto pelos autores insuficiente, já

que as amostras do grupo de implantes de Hexágono Interno demonstraram turvação do meio somente após o período de 24 horas. Já no grupo Cone Morse Índice, das 20 amostras, somente uma apresentou turvação após 24 horas e duas amostras só turvaram após o nono dia de realização do experimento. Já no grupo de implantes de HI, 3 amostras apresentaram turvação após 24 horas e 2 amostras nesse grupo só revelaram microinfiltração bacteriana após o quarto dia, ou seja após 96 horas após inoculadas. No teste de verificação da passagem das bactérias do meio interno para o externo, Dibart et al (2005), não realizaram a avaliação da viabilidade das bactérias que estariam no interior do implante, como foi realizado na presente pesquisa.

Vários estudos fortalecem os resultados de nossa pesquisa e relatam que a maioria das infiltrações ocorre nos primeiros dois dias de acompanhamento (Guindy et al 1998, Duarte et al 2006, Dias 2007, Nascimento et al 2008, Barbosa et al 2009, Nascimento et al 2009a, 2009b; Barbosa et al 2009, Faria et al 2011, Teixeira et al 2011, Jaworski et al 2012, Silva Neto et al 2012 e Passos et al 2013).

Após 14 dias de acompanhamento, os implantes foram separados do intermediário e constatou-se, em todas as amostras, o crescimento microbiano após 24 horas indicando que a bactéria que foi inoculada internamente nos implantes estava viável. Esse procedimento não foi realizado em vários estudos anteriores e que infelizmente abre espaço para questionamentos que indicam a não movimentação bacteriana na interface (Dibart et al, 2005). A microinfiltração nos primeiros dias reforça a teoria de que após alguns dias as condições nas partes internas do implante ficam extremamente adversas a sobrevivência, reprodução e motilidade das bactérias para o meio externo.

Com relação à técnica de detecção bacteriana empregada no presente estudo, a técnica de cultura tradicional sempre foi e ainda é utilizada na determinação de bactérias periodontopatogênicas (Piattelli et al, 2001). O método tradicional de cultura apresenta como

principal vantagem a possibilidade de detecção de espécies bacterianas inesperadas quando à utilização de meios de cultura permitem seu crescimento (Teixeira et al, 2012).

Confrontando os dados encontrados na literatura com os resultados obtidos no presente estudo, estabelecemos uma grande correlação, portanto, podemos afirmar que a existência de microinfiltração bacteriana pela interface implante-intermediário existe e a longo prazo pode comprometer a estabilidade dos implantes osseointegrados.

A presente pesquisa buscou avaliar o comportamento de diferentes tipos de implantes frente à possibilidade de infiltração bacteriana. Implantes e intermediários de um mesmo fabricante foram utilizados, logo, fabricados em um mesmo tipo de torno, conferindo assim à nossa pesquisa padronização da qualidade de produção do material.

Esta investigação sugere que a diferença encontrada quanto ao grau infiltração bacteriana pode não ter efeito clínico em nenhum dos tipos de implantes e intermediários estudados, considerando-os com precisão aceitável pelo nível de ajuste entre estes componentes, comprovando a qualidade de usinagem, precisão e o grau de confiabilidade mundial no sistema estudado. Sendo assim, novos estudos considerando essa microinfiltração e sua relação com a adaptação não passiva dos componentes, são necessários para solucionar ou minimizar a passagem bidirecional de fluidos.

7 *Conclusão*

7 CONCLUSÃO

Esta investigação conclui que:

- 1- A diferença entre a microinfiltração nos implantes do tipo Cone Morse Titamax, Cone Morse Índex e Hexágono Interno através do teste de Tuckey, evidenciou diferenças estatisticamente significantes entre os 3 grupos avaliados. Portanto, a menor média de microinfiltração foi encontrada no grupo de implantes Cone Morse Índex, com a de 4,65 dias, com apenas 3 implantes contaminados e com os melhores resultados.
- 2- Para as diferenças entre a porcentagem de implantes com microinfiltração nos grupos Cone Morse Titamax, Cone Morse Índex e Hexágono Interno, o grupo Cone Morse Titamax apresentou a maior porcentagem de implantes contaminados, tendo revelado uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos Cone Morse Índex e Hexágono Interno.
- 3- Para as diferenças entre as proporções de microinfiltração nos implantes do tipo Cone Morse Titamax, Cone Morse Índex e Hexágono Interno, o grupo Cone Morse Índex e Hexágono Interno não diferiram estatisticamente entre si, mas evidenciaram uma diferença estatisticamente significativa do Cone Morse Titamax que apresentou os piores resultados para este critério.

Referências

REFERÊNCIAS

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

Araújo CRP, Araújo MAR, Conti PCR, Assis NMSP, Sotto Maior BS. Estudo clínico e radiográfico randomizado (RCT) prospectivo com implantes cone-morse. *ImplantNews*. 2008;5(2):191-5.

Astrand P, Engquist B, Anzen B, Bergendal T, Hallman M, Karlsson U, et al. Nonsubmerged and submerged implants in the treatment of the partially edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;4(3):115-27.

Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. 1995;73(1):36-43.

Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):660-6.

Barbosa RE, Nascimento C, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque Junior RF. Bacterial culture and DNA Checkerboard for the detection of internal contamination in dental implants. *J Prosthodont*. 2009;18(5):376-81.

Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):654-60.

Bianco G, Di Raimondo R, Luongo G, Paoleschi C, Piccoli P, Piccoli C, et al. Osseointegrated implant for single-tooth replacement: a retrospective multicenter study on routine use in private practice. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(3):152-8.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):430-2.

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

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

Beumer 3rd J, Hamada MO, Lewis S. A prosthodontic overview. *Int. J. Prosthodont.* 1993;6(2):126-30.

Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82(4):436-40.

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985.

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

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):435-9.

Brosco HB. *Precisão de adaptação de intermediários transmucosos unitários em sistemas nacionais de implantes compatíveis com hexágono externo [tese].* Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 2001.

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

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

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Benheke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(3):161-72.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):184-92.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.* 1996;76(5):500-9.

Carrilho GPB, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(2):165-6.

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

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

Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int. J. Prosthodont.* 1997;10(3):216-21.

Dias ECLCM. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade Unigranrio; 2007.

Dias RP. Precisão de adaptação e ajuste horizontal de abutments unitários em sistemas de implantes com hexágono externo [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2002.

Dias RP, Atta MT, Brosco HB. Avaliação das medidas lineares dos hexágonos de abutments unitários em sistemas de implantes com hexágono externo. *Rev Dental Press Periodontia Implantol.* 2007;1(4):78-87.

Dias RP, Padovan LEM, Hamata MM. Conexões implante-abutment. *Salusvita.* 2009; 28(3):277-88.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):732-7.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;74(3):270-8.

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

Elias CN, Figueira DC; Rios PR. Influence of coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2006;26:1361-6.

English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent.* 1992;1(4):273-82.

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

Faria R, May LG, Vasconcellos DK, Volpato CAM, Bottino, M. Evaluation of the bacterial leakage along the implant-abutment interface. *J Dent Implants*, 2011;1(2):51-7.

Faria R, May LG, Paschotto DR, Oliveira LD, Jorge AOC, et al Estudo comparativo entre duas metodologias para avaliação da infiltração bacteriana na interface implante-abutment. In: Anais da 2a. Reunião Anual do Grupo Brasileiro de Reciclagem em Prótese e Implante; 2008, Campos do Jordão, Brasil. Campos do Jordão: Grupo Brasileiro de Reciclagem em Prótese e Implante; 2008.

Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the periotest instrument. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):681-8.

Fortes RP, Kobayashi WC, Sendyk WR, Romão Júnior WR. Análise comparativa do afrouxamento de abutments conectados a implantes cone-morse, após ciclagem mecânica. *ImplantNews*. 2008;5(6):638-45.

Freitas OS, Cabral, YS, Veras AM. Microbiologia didática [homepage na internet]. Fortaleza: Universidade Federal de Fortaleza; 2012 [acesso em 2 dez 2013]. Disponível em: <http://microdidatica.wordpress.com/>

Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):149-55.

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

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

Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig*. 2010;14(4):427-32.

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

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

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

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

Joly JC, Lima AFM. Características da superfície e da fenda implante-intermediário em sistemas de dois e um estágios. *J Appl Oral Sci*. 2003;11(2):107-13.

Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):353-9.

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

Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. 2005;32(5):346-50.

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

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;75(2):457-63.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42(1):71-89.

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*. 2006;33(1):75-8.

Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(5):675-80.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519-26.

Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, Albuquerque Junior RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res*. 2009a;20(12):1394-7.

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

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

Neves FD, Prudente MS, Carneiro TAPN, Silva Neto JP, Penatti MPA. Avaliação da microinfiltração bacteriológica em implantes hexágono externo com diferentes superfícies de parafuso. *Rev Odontol Bras Central*. 2010a;19(49):119-23.

Neves FD, Carneiro TAPN, 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* 2010b;19(49):162-7.

Niznick G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. *Compendium*. 1991;12(12):932-8.

Oliveira GR. Análise in vitro da infiltração bacteriana e das adaptações na interface implante/conector protético de sistemas de implantes endósseos [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2006.

Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):283-6.

Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ. A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):302-7

Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1321-8.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):26-33

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

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

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

Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):169-78.

Quirynen M, Vogels R, Peeters W, Van Steenberghe D, Naert I, Haffajee A. Dynamics of initial subgingival colonization of 'pristine' peri-implant pockets. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(1):25-37.

Quirynen M, Van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res*. 1993b;72(9):1304-9

Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *J Periodontol*. 2001;72(12):1652-7

Romanos GE, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):831-6.

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

Sequeira AB. Análise descritiva da desadaptação de pilares protéticos e análogos de implantes por MEV e seus efeitos quanto a possibilidade de infiltração bacteriana: estudo experimental in vitro [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade do Grande Rio; 2005.

- Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*. 2005;31(6):269-75.
- Schulte JK, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. *Implant Dent*. 1997;6(1):28-31.
- Silva Neto JP, Prudente MS, Carneiro TA, Nóbilo MA, Penatti MP, Neves FD. Microleakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl Oral Sci*. 2012;20(5):581-7
- Só MVR, Wagner MH, Rosa RA, Telles L, Colpani F, Henz S, et al. Atividade antimicrobiana in vitro de uma suspensão de própolis frente ao *Enterococcus faecalis*. *RFO UPF*. 2011;16(3):277-81.
- Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(1):24-7.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(6):875-81.
- Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000;71(4):546-9.
- Teixeira W, Ribeiro RF, Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):56-62.
- Vidigal Junior GM, Novaes Junior AB, Chevitarese O, Avillez RR, Groisman M. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. *Braz Dent J*. 1995;6(1):17-23.
- Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12(2):167-78.
- Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2):77-84.

Anexos

Anexo 1 - Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em seres humanos

Ofício nº 300/2009-SVAPEPE-CEP

Bauru, 14 de dezembro de 2009.

Prezada Senhora

O projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, denominado ***“Avaliação in vitro da interface cone morse nos sistemas de implantes conexão, neodent e titanium fix”***, de autoria de **ROBERTA PIRES DIAS** desenvolvido sob sua orientação, foi enviado ao relator para avaliação. Após a verificação, **constatou-se que o mesmo não necessita de um parecer do Comitê de Ética em Pesquisa, pois não envolve seres humanos.**

A disposição para mais informações.

Atenciosamente

PROFA. DRA. IZABEL MARIA MARCHI DE CARVALHO
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HRAC-USP

Ilmo. Sr.

Dr. João Henrique Nogueira Pinto
Superintendência – HRAC/USP

Rua Silvio Marchioni, 3-20 Bauru, SP, Brasil
Caixa Postal 1501 CEP 17.012-900
Tel. 55 14 3235 8421

Anexo 1 - Mudança de Título

Ofício nº 43/2012-SVAPEPE-CEP

Bauru, 1 de março de 2012.

Prezada Senhora

O projeto de pesquisa intitulado "**Avaliação in vitro da interface cone morse nos sistemas de implantes conexão, neodent e titanium fix**", de autoria de V.Sa., foi aprovado pelo CEP em 24 de novembro de 2009, que constatou que o mesmo não necessita de um parecer do Comitê de Ética em Pesquisa, pois não envolve seres humanos.

Na reunião realizada em **28 de fevereiro de 2012**, as alterações solicitadas e a solicitação de alteração do título para: "**Avaliação in vitro das interfaces dos implantes cone morse e hexágono interno**", foram aprovadas.

Atenciosamente,

PROFA. DRA. MARCIA RIBEIRO GOMIDE
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do HRAC-USP

Ilma. Sra.

ROBERTA PIRES DIAS BROSCO

A/C

DR. JOÃO HENRIQUE NOGUEIRA PINTO

Superintendência – HRAC/USP

Rua Silvio Marchioni, 3-20 Bauru SP Brasil
Caixa Postal 1501 CEP 17.012-900
Tel. 55 14 3235 8421
E-mail: cep@centrinho.usp.br

Anexo 2 - Resultados obtidos através da presença da microinfiltração bacteriana nos implantes dos grupos CM Titamax, CM Índice e Hexágono Interno, respectivamente.

Implante	GrupoCM	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	
1	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
2	A	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
3	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
4	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
5	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
6	A	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
7	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
8	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
9	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
10	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
11	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
12	A	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	6
13	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
14	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
15	A	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
16	A	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
17	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
18	A	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
19	A	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
20	A	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	14
Total positivo		13	13	13	13	13	13	13	13	13	14	14	14	14	14	-

21	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
22	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
23	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
24	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
25	B	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	13
26	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
27	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
28	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
29	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	5
30	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	5
31	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
32	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
33	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
34	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
35	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
36	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
37	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
38	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
39	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
40	B	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
Total positivo		-	1	1	1	1	1	1	1	1	3	3	3	3	3	

41	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
42	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
43	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
44	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
45	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
46	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
47	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
48	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
49	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
50	C	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	13
51	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
52	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
53	C	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	10
54	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
55	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
56	C	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	13
57	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
58	C	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	10
59	C	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0
60	C	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	13
Total positivo		-	3	3	3	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	+