PIERO ROCHA ZANARDI

**Intercambiabilidade de componentes protéticos em diferentes
marcas de implantes**

São Paulo

2012

PIERO ROCHA ZANARDI

**Intercambiabilidade de componentes protéticos em diferentes
marcas de implantes**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

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

Zanardi, Piero Rocha.

Intercambiabilidade de componentes protéticos em diferentes marcas de implantes / Piero Rocha Zanardi ; orientador Matsuyoshi Mori. -- São Paulo, 2012.
83 p. : fig., tab.; graf. ; 30 cm.

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

Versão corrigida.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária. 3. Microscopia eletrônica de varredura - Técnicas I. Mori, Matsuyoshi. II. Título.

Zanardi PR. Intercambiabilidade de componentes protéticos em diferentes marcas de implantes. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Ernesto e Isabel**, que não mediram esforços para garantir bons estudos durante toda a minha caminhada e sempre estiveram do meu lado me apoiando em todas as minhas decisões.

Aos meus segundos pais **Oswaldo e Maria** por participarem intensamente nesta etapa tão importante da minha vida.

A minha esposa **Raquel Zanardi**, que foi minha amiga e companheira em todos os momentos do curso, me propiciando calma e tranquilidade para que este trabalho pudesse ser desenvolvido e concluído. Sem você nenhuma realização minha seria possível.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Matsuyoshi Mori**, por estar presente no desenvolvimento desse e de outros trabalhos com sua mente brilhante e sua simplicidade. Agradeço por ter me apoiado e acreditando no projeto desde seu início até sua finalização.

A **Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá**. Difícil expressar com palavras a admiração que tenho por essa professora que me abriu as portas do curso de pós-graduação acreditando no meu potencial. A professora Dalva é um exemplo de cientista que possui a cabeça extremamente aberta para novas ideias sendo não apenas uma incrível professora, mas também uma grande amiga. Obrigado por ter confiado em mim e por ter me apoiado em todos os momentos desse trabalho.

A **Profa. Dra. Silvana Cai**, que abriu as portas do seu laboratório e dos seus conhecimentos sobre microbiologia auxiliando no delineamento deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun**, sendo um dos grandes responsáveis pelo meu ingresso no curso de pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Bruno Costa**, a quem sempre me espelhei como profissional, durante o convívio na graduação. Dotado de um carisma e simpatia inigualável o professor Bruno representa para mim um exemplo de professor, pesquisador, orientador e amigo. Minha admiração está diretamente relacionada ao seu caráter, paixão pelo ensino e sua dedicação com os alunos. Obrigado por dividir esse momento comigo.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, representada pelo Magnífico Reitor Prof. Dr. João Grandino Rodas. À Faculdade de Odontologia, representada pelo seu diretor, Prof. Dr. Rodney Garcia Rocha

A Profa. Dra. Marcia Turola Wanderley, responsável pelo meu desenvolvimento em quatro iniciações científicas. A professora Márcia foi responsável pelo meu ingresso no mundo acadêmico, sendo minha orientadora por quatro anos seguidos. Obrigado pela sua amizade e orientação no início da minha jornada acadêmica.

Ao Prof. Dr. Victor Elias Arana-Chaves, por auxiliar e viabilizar a metodologia deste trabalho.

A todos os docentes do Departamento de Prótese, Atlas Edson Moleros Nakamae, Carlos Gil, Maria Luiza Moreira Arantes Frigerio, Matsuyoshi Mori, Pedro Tortamano Neto, Regina Tamaki, Newton Sesma, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos colegas da Pós-Graduação do Departamento de Prótese:, Mônica, Álvaro, Érico, Marcelo, Alessandra, Glaís, Isabele, Mara, Thiago, que tornaram a pós-graduação mais leve e divertida.

A minha única colega de turma e meu anjo da guarda no mestrado Natasha da Silva Leitão, que por muitas vezes me ajudou na organização durante o curso.

A todos os funcionários do Departamento de Prótese.

A empresa Microplant que auxiliou e financiou o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Grupo de Apoio a Bioestatística por auxiliar no desenvolvimento da análise estatística desse trabalho.

RESUMO

Zanardi PR. Intercambiabilidade de componentes protéticos em diferentes marcas de implantes [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

O presente estudo avaliou a intercambiabilidade dos componentes protéticos de implantes de hexágono externo medindo-se a precisão da interface implante/pilar (I/P) com microscopia eletrônica de varredura. Foram utilizados dez implantes para cada uma de três marcas (SIN, Conexão, Neodent) com seus respectivos pilares (base metálica de CoCr, rotacional e não rotacional) e um de marca alternativa (Microplant) em um arranjo com todas as combinações de I/P possíveis. O valor de referência para a intercambiabilidade das várias marcas de componentes foi definido pela diferença do pilar original para com seu respectivo implante. Dessa maneira, a intercambiabilidade foi considerada válida quando o resultado para um determinado pilar colocado sobre um implante fosse igual ou menor que a diferença medida, quando o pilar da mesma marca do implante foi posicionado. Um grau de desajuste foi observado em todos os espécimes. De uma maneira geral, o pilar antirrotacional foi mais preciso do que o rotacional. Estes variaram de 0,6 – 16,9µm, com mediana 4,6µm, enquanto o antirrotacional foi de 0,3 – 12,9µm, com mediana de 3,4µm. Os espécimes com o pilar e o implante Conexão tiveram uma diferença maior que o conjunto original para SIN e NEO ($p < 0,05$). Apesar de estes últimos apresentarem resultados semelhantes com seus respectivos pilares, quando trocados, não mantiveram a mesma precisão original. Os resultados sugerem que a marca alternativa seria a única que apresentaria compatibilidade com todos os sistemas, enquanto as outras marcas não seriam completamente intercambiáveis.

Palavras-chave: Implante Dentário Pilar Protético Microscopia Eletrônica de Varredura Adaptação protética.

ABSTRACT

Zanardi PR. Evaluation of the connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy [dissertation] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

The present study evaluated the interchangeability of prosthetic components for external hexagon implants by measuring the precision of the implant/abutment (I/A) interface using scanning electron microscopy. Ten implants for each of three brands (SIN, Conexão, Neodent) were tested with their respective abutments (milled CoCr collar rotational and non-rotational) and that of an alternative manufacturer (Microplant) in randomly arranged I/A combinations. The degree of interchangeability between the various brands of components was defined using the original abutment interface gap with its respective implant as the benchmark dimension. Accordingly, when the result for a given component placed on an implant was equal to or smaller than that gap measured when the component of the same brand as the implant was positioned, interchangeability was considered valid. Some degree of maladjustment was observed on all specimens. Generally, the non-rotational component was more accurate than its rotational counterpart. The latter samples ranged from 0.6 – 16.9 μ m, with a median of 4.6 μ m; the former from 0.3 – 12.9 μ m, with a median of 3.4 μ m. Specimens with the abutment and fixture from Conexão had larger microgap than the original set for Sin and Neodent ($p < 0.05$). Even though the latter systems had similar results with their respective components, their interchanged abutments did not reproduce the original accuracy. The results suggest that the alternative brand abutment would have compatibility with all systems while the other brands were not completely interchangeable.

Keywords: Dental abutments. Dental implants. Dental prosthesis design. Microscopy electron scanning. Prosthesis fitting.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Cuba ultrassônica e detergente enzimático utilizados para limpeza das peças.....	42
Figura 4.2 - Conector de fio elétrico.	43
Figura 4.3 - Conjunto montado em base plástica para ser levado ao microscópio eletrônico.....	43
Figura 4.4 - Espécimes dispostos na base do microscópio.	44
Figura 4.5 - Área da interface I/P centralizada em uma pequena ampliação.	45
Figura 4.6 - Base de comando do microscópio.	45
Figura 4.7 - Área da interface I/P centralizada em uma ampliação de 1000X.....	46
Figura 4.8 - Medida realizada pelo microscópio na região do microgap da interface I/P.....	47
Figura 4.9 - Montagem dos pilares passando pelas três marcas de implante.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN com seu componente rotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)	50
Tabela 5.2 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO com seu componente rotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)	51
Tabela 5.3 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON com seu componente rotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)	52
Tabela 5.4 - Maior valor de desadaptação de cada implante com seu componente rotacional, original e genérico, seguido de média e desvio padrão (D.P.)53	
Tabela 5.5 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN com seu componente antirrotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)	54
Tabela 5.6 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO com seu componente antirrotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)	55
Tabela 5.7 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON com seu componente antirrotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)	56
Tabela 5.8 - Maior valor de desadaptação de cada implante com seu componente antirrotacional, original e genérico seguido de média e desvio padrão (D.P.).....	57
Tabela 5.9 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN quando intercambiado com componente rotacional da marca NEO e CON, seguido de média e desvio padrão (D.P.).....	58

Tabela 5.10	Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO quando intercambiado com componente rotacional da marca CON e SIN, seguido de média e desvio padrão (D.P.)	59
Tabela 5.11	-Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON quando intercambiado com componente rotacional da marca SIN e NEO, seguido de média e desvio padrão (D.P.).....	60
Tabela 5.12	- Maior valor de desadaptação de cada implante quando intercambiado com componente rotacional, das três marcas de implantes avaliadas (SIN, NEO e CON) seguido de média e desvio padrão (D.P)	61
Tabela 5.13	-Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN quando intercambiado com componente antirrotacional da marca NEO e CON, seguido de média e desvio padrão (D.P.).....	63
Tabela 5.14	-Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO quando intercambiado com componente antirrotacional da marca CON e SIN, seguido de média e desvio padrão (D.P.)	64
Tabela 5.15	-Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON quando intercambiado com componente antirrotacional da marca SIN e NEO, seguido de média e desvio padrão (D.P.).....	65
Tabela 5.16	- Maior valor de desadaptação de cada implante quando intercambiado com componente antirrotacional, das três marcas de implantes avaliadas (SIN, NEO e CON) seguido de média e desvio padrão (D.P)	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	antirrotacional
Ag	elemento químico Prata
CON	marca de implante Conexão
Cr	elemento químico Cromo
D.P	desvio padrão
F	frente
I/P	implante / pilar protético
KV	kilovoltagem
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MIC	marca de componente protético Microplant
N/cm	Newton por centímetro
NEO	marca de implante Neodent
Ni	elemento químico Níquel
Pd	elemento químico Paládio
R	rotacional
SIN	marca de implante S.I.N.
Ti	elemento químico Titânio
V	verso

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Aspectos microbiológicos.....	16
2.2 Aspectos biomecânicos e intercambiabilidade.....	25
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAL E MÉTODOS	40
4.1 Material.....	40
4.2 Métodos.....	42
5 RESULTADOS.....	49
6 DISCUSSÃO	70
7 CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS.....	76

1 INTRODUÇÃO

O grande desenvolvimento tecnológico experimentado pelo sistema de osteointegração proporcionou uma ótima solução para resolver problemas de mandíbulas e maxilas, parcial e totalmente desdentadas, devolvendo-lhes o restabelecimento dos fatores que foram alterados com a perda dos órgãos dentais (Adell et al., 1981; Naert et al., 1994; Mesquita e Cardoso, 1996). Esta conquista foi obtida principalmente por meio de próteses fixas suportadas por implantes, planejadas de acordo com o protocolo estabelecido por Brånemark, promovendo aumento de retenção, suporte e estabilidade das próteses e melhora na fonética do indivíduo (Pavlatos, 1998; Epstein et al., 1999; Porter et al., 2002; Botega et al., 2004; Jemt; Staldblad, 1986; Ochiai et al., 2004). Outro fator altamente favorável é o índice nutricional observado em portadores de prótese sobre implantes quando comparado aos portadores de próteses totais convencionais. Os resultados são mais positivos, indicando que seu uso pode proporcionar melhora na saúde geral, na qualidade e expectativa da vida desses indivíduos (Morais et al., 2003).

Estas vantagens têm significativa importância no aprimoramento dos sistemas de implantes, gerando o desenvolvimento de novos desenhos e tratamento de superfícies, visando osteointegração mais efetiva e, em menor tempo.

Entre os problemas ainda presentes no uso de implantes, encontra-se a ocorrência de falha de adaptação, ou desadaptação vertical, entre os componentes protéticos e a plataforma do implante, chamada de *gap* ou *microgap*, que permite a propagação de colonização bacteriana entre os mesmos (Pikner et al., 2009). Essa situação pode colaborar para uma constante perda óssea em volta do implante durante os anos. Além da propagação microbiana nessa região, um segundo problema pode ocorrer, que é a concentração de esforços, de forma desigual, entre as duas superfícies (Assunção et al., 2011a). Esse contato, sem uniformidade, pode facilitar a movimentação dos componentes protéticos e do parafuso de fixação, provendo uma maior manutenção para a peça protética.

A viabilização do sistema prótese/implante ocorre por meio de conexões, sendo propostas algumas variedades de dispositivos para atender aos objetivos requeridos. Os pilares constituem basicamente duas formas de retenção: parafusada e cimentada. O emprego destes está na dependência do planejamento do caso e da

correta indicação do sistema de retenção, que depende da situação mecânica e clínica, podendo estar presentes em um mesmo caso, os dois sistemas (Tosches et al., 2009).

Outro fator essencial para análise, diz respeito às cargas mastigatórias aplicadas sobre estes sistemas. Elas serão distribuídas e dissipadas sobre a estrutura de suporte e o seu comportamento vai depender de alguns elementos como o sistema utilizado, o número de implantes e de suas inclinações. A condição ideal é que a força incida uniformemente sobre os sistemas de retenção que serão transmitidos aos implantes, evitando a sobrecarga em qualquer parte desse conjunto (Federick; Caputo, 1996; Ochiai et al., 2004). A principal distinção quanto ao comportamento das cargas mastigatórias quando comparado aos dentes naturais é que, além da inexistência de ligamento periodontal, a relativa ausência de movimentação dos implantes osteointegrados em resposta à incidência de forças excessivas. Dessa forma, os implantes tendem a transmitir e distribuir maior quantidade de carga para o osso adjacente (Kenney; Richards, 1998). Se a força incidente exceder o limite fisiológico, pode resultar em sobrecarga com consequente perda do implante, já que este não está preparado para suportar forças excessivas (Brånemark et al., 1985). Portanto, torna-se essencial que as questões relacionadas ao comportamento biomecânico dos implantes e a forma como reagem os tecidos circunvizinhos quando submetidos às cargas, sejam investigados, pois estão diretamente relacionados à preservação dos tecidos de suporte.

Associado aos fatores biomecânicos, a falta de acurada adaptação entre as superfícies implante/componentes protéticos (I/P), podem exacerbar o processo de perda óssea ao redor dos implantes podendo levar à perda dos implantes.

Partindo-se do padrão de desenho estabelecido por Brånemark de um hexágono externo, diversas empresas desenvolveram implantes baseadas em um projeto similar. Essa padronização do projeto do implante permitiu a intercambiabilidade (capacidade de ser intercambiável) entre diferentes marcas de implantes. Tanto a plataforma como o passo de rosca do parafuso de fixação apresentam-se de forma muito similar. Esse fato é muito positivo para o protesista, na situação onde um paciente pode se apresentar no consultório sem saber a marca do seu implante. A utilização do sistema de hexágono externo facilita a reposição da peça por outro profissional sem haver a dificuldade em se identificar a marca do implante. Situação essa muito comum nos consultórios uma vez que o paciente

pode mudar de profissional por motivos vários, onde o mesmo não tem a intenção de buscar a informação com seu antigo dentista. Em uma situação ainda pior, um paciente pode apresentar diferentes sistemas de implante na boca dificultando, ainda mais, a identificação dos mesmos.

A intercambiabilidade pode também apresentar benefícios financeiros uma vez que, pode-se utilizar componentes de empresas com um custo mais barato. Essa prática requer uma análise mais precisa do ponto de vista de adaptação entre as peças utilizadas. O desajuste entre os componentes pode gerar o afrouxamento frequente do parafuso de fixação, a quebra do mesmo, um maior acúmulo de placa, resposta tecidual adversa e aumento da perda óssea ao redor do implante.

Dessa forma, é nosso objetivo, analisar a interação destas superfícies e verificar o efeito da intercambiabilidade entre diferentes marcas comerciais e, entre estas, e os componentes protéticos genéricos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Aspectos microbiológicos

Subramani et al. (2009), revisaram na literatura, que a formação do biofilme em implantes dentários, segue padrões semelhantes à colonização bacteriana que ocorre nos dentes. Uma ordem de bactérias inicia a colonização permitindo que outras bactérias se agreguem e permitam o desenvolvimento e maturação do biofilme. A superfície lisa do titânio tem menor aderência de bactérias em comparação com superfícies tratadas. Da mesma forma, o pilar protético liso causa menor agregação bacteriana do que o rugoso, que além de apresentar maior agregação bacteriana, apresenta também, uma placa mais madura. O revestimento da superfície, o tipo de esterilização, a energia de superfície e a lisura do pilar protético também influenciam na formação do biofilme.

Callan et al. (2005) avaliaram a contaminação bacteriana em implantes e cicatrizadores por meio de uma sonda de análise de DNA. A amostragem foi de pacientes parcialmente desdentados e um paciente completamente desdentado. O estudo foi baseado nas bactérias que são encontradas com maior frequência nas bolsas periodontais. As coletas foram feitas após 25 dias da instalação do cicatrizador. Mesmo em implantes com o periodonto saudável, havia uma grande concentração de bactérias na interface entre o implante e o cicatrizador. Os autores relataram ainda que a presença por si só das bactérias analisadas, não indica que o paciente apresentará um processo destrutivo do periodonto, mais sim, um potencial patogênico.

Persson et al. (1996) comprovaram, em estudo realizado com seres humanos, a existência de contaminação por bactérias na região interna do implante, correspondente a parte do parafuso de fixação do pilar protético. O resultado mostrou um grupo muito heterogêneo de microrganismos, que não puderam ser relacionados com a estabilidade do pilar protético (*abutment*) ou com a perda óssea. As bactérias encontradas assemelharam-se àquelas presentes em outras cavidades pequenas e semifechadas da cavidade oral, como por exemplo uma câmara pulpar infectada. Em alguns casos, foi possível encontrar diferentes tipos de colonização

em implantes de um mesmo paciente. Apesar da contaminação bacteriana, somente 5% dos locais avaliados apresentaram inflamação periimplantar.

Covani et al. (2006), avaliaram 15 implantes, provenientes de insucesso clínico, por meio de um microscópio óptico. Uma vez condenado, o implante foi removido da cavidade oral e fixado em uma solução de formol a 10%. O sistema foi incluído em resina para que se pudesse realizar quatro secções longitudinais no corpo de prova. Os cortes mostraram um grande infiltrado bacteriano tanto em volta do implante como na interface I/P. Não foi possível associar o tipo ou o comprimento do implante com a morfologia das bactérias. A presença de um grande infiltrado de bactérias na região da interface é associada pelo autor como um fator de risco associado à perda óssea periimplantar e, conseqüentemente, ao insucesso clínico do implante.

Hermann et al. (2001) analisaram a influência do tamanho da desadaptação vertical entre a plataforma do implante e o pilar protético (*microgap*) com a reabsorção da crista óssea alveolar em cachorros. No estudo foram avaliados dois grupos distintos. No primeiro grupo, foram acoplados aos implantes componentes protéticos com *microgap* de 10µm, 50µm e 100µm. No segundo grupo, repetiu-se a mesma ordem de desadaptação, porém, o componente foi soldado pontualmente no implante para impedir a movimentação do mesmo. Observou-se que não houve diferença com relação à perda óssea periimplantar para as diferentes medidas de *microgap* dos implantes de um mesmo grupo. A diferença foi significativa entre os dois grupos. A reabsorção óssea ocorreu mais acentuadamente no grupo onde os componentes não foram soldados. Os autores ainda enfatizam que o tamanho do *microgap* não foi o fator principal para a reabsorção óssea, mas sim, a movimentação dos componentes.

Para avaliar a permeabilidade de bactérias na região da interface I/P de componentes calcináveis e componentes com plataforma de base metálica (onde ocorre sobre fundição), do Nascimento et al. (2008), compararam esses dois sistemas avaliando a infiltração do microrganismo *Fusobacterium nucleatum*. Em seu estudo, *in vitro*, a metodologia aplicada foi de inocular a bactéria na parte interna do implante. Posteriormente foram conectados os componentes protéticos, conforme recomendação do fabricante. O conjunto foi levado a um meio de cultura e a permeabilidade seria confirmada pela contaminação do meio de cultura. Justificado pela ausência de carga oclusal e pelo tipo de bactéria escolhida, concluíram que a

contaminação do meio de cultura foi pequena e semelhante para ambos os componentes.

Tosches et al. (2009) e Rack et al. (2010) encontraram resultados semelhantes, onde os diferentes tipos de junção I/P apresentaram valores diferentes de imprecisão e que a aplicação de cargas no componente aumentava o *microgap* existente entre o componente e o implante. Essa desadaptação aumenta por conta das forças de alavanca que ocorrem entre os implantes e componentes protéticos (Rangert et al., 1989). Outro fator, é que o torque aplicado no parafuso de fixação influencia diretamente na infiltração bacteriana sendo que, quanto maior o torque, menor é a infiltração (Gross et al., 1999).

Tesmer et al. (2009), compararam, *in vitro*, a infiltração bacteriana entre dois tipos de componentes diferentes. Para isso, foram criados 3 grupos, com 10 implantes cada. No grupo I foi utilizada a conexão do tipo cone Morse; com o componente na sua forma original, grupo II, cone Morse com a adição de um sulco de 0.5mm de profundidade na região cônica do componente, que não se estendeu até a plataforma e no grupo III, foi utilizada uma conexão do tipo triângulo interno. As bactérias *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* VT1169(A.A) e *Porphyromonas gingivalis* W83(P.G) foram utilizadas por serem bactérias causadoras da doença periodontal e estarem associadas a periimplantite. Para avaliar a contaminação, o conjunto I/P foi colocado em um caldo de cultura adequado por 5 dias. Foi feita a coleta do material na região da rosca do parafuso de retenção por meio de coletores de algodão. A análise dos resultados demonstrou que na conexão do tipo cone Morse houve apenas 3 implantes contaminados e com apenas 1 unidade formadora de colônia (UFC) para bactéria A.A e 0 UFC para bactéria P.G. No grupo II os 10 implantes foram contaminados com as duas bactérias tendo 81 UFC para A.A e 55 UFC para P.G. No grupo III 9 dos 10 implantes foram contaminados com as duas bactérias tendo 24.5 UFC para A.A e 12 UFC para P.G. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre o Grupo I e III.

Piattelli et al. (2001), estudaram, *in vitro*, a infiltração na interface I/P. Compararam um pilar protético parafusado com um sistema onde a plataforma do implante foi preenchida com o cimento Panavia 21 (Kuraray, Osaka, Japão). Três testes foram realizados para avaliar a infiltração da interface. O primeiro foi uma análise por meio de um microscópio eletrônico de varredura (MEV) onde foi avaliada a presença do *microgap* e a capacidade do material preencher esta fenda existente.

O segundo teste foi com azul de toluidina, onde foi colocado um cone de papel absorvente endodôntico dentro de cada implante e o sistema foi imerso no corante, por 30 horas, à temperatura de 37°C. No terceiro teste, foi realizada uma cultura bacteriana de *Pseudomonas aeruginosa*, a em um caldo de cultura no interior do implante e o sistema foi vedado. Posteriormente, o sistema foi levado a um meio de cultura contendo a colônia bacteriana. Para desinfecção da superfície do implante e submissão à análise interna do mesmo, lavou-se os implantes com uma solução tampão e desinfetou-se o sistema com uma solução com 0.2% de cetrimide. Por último, o conjunto foi lavado solução salina. Na microscopia eletrônica de varredura o *microgap* encontrado foi de 2 a 7µm, porém, no caso da peça cimentada o *microgap* estava completamente preenchido com o cimento. Na análise feita pelo MEV, o cimento preencheu todo o espaço existente entre o implante e o pilar protético. No teste do azul de toluidina todos os implantes que não continham os pilares cimentados apresentaram penetração do corante, diferentemente do grupo cimentado, onde não houve penetração nenhuma do corante. No teste microbiológico, o mesmo resultado foi encontrado, sendo que houve penetração de bactéria apenas no grupo onde os pilares protéticos não foram cimentados.

Steinebrunner et al. (2005), desenvolveram um trabalho, *in vitro*, para testar uma nova plataforma de implante. O trabalho foi baseado novamente em infiltração bacteriana, porém, dessa vez, o corpo de prova (implante/pilar protético) foi colocado em uma máquina de ciclagem e exposto a um meio de cultura contendo bactérias, na tentativa de demonstrar que na ciclagem mastigatória a infiltração bacteriana aumenta. Como componente protético foi utilizado um pilar protético padrão antirrotacional para prótese cimentada. Cinco tipos de implantes foram testados: *Brånemark system*, *Frialit-2*, *Camlog*, *Replace Select* e *Screw-Vent*. Dentre eles, todos sofreram a infiltração bacteriana. O sistema *Camlog* foi o que apresentou melhor resultado, necessitando de um maior número de ciclagens para que ocorresse a saída da bactéria. Justificam o fato, pelo termo do fabricante “*positive locking tube-in-tube joint*”, ou seja, travamento causado pela junta de um cone apoiado em outro. Em termos de engenharia isso quer dizer: que a razão entre o diâmetro da conexão e o comprimento da conexão deve ser maior do que o valor de 1.4 e, o sistema *Camlog*, apresentou valor de 1.68. O valor apresentado pelos outros componentes foi: 1.3 para o *Replace-Select System*; 1.13 para o *Frialit-2 System*; 0.43 para o *Screw-Vent System*; e 0.16 para o *Brånemark System*. Essa melhor

relação entre o componente e o implante parece melhorar a justeza de ambos e diminuir a movimentação durante o ciclo mastigatório.

A alteração da forma dos sistemas de implantes parece ter resultados melhores com relação à infiltração. Dibart et al. (2005), realizaram um estudo estático, *in vitro*, com implantes *Bicon* (Boston, MA, EUA), em duas etapas. A primeira avaliou a capacidade de penetração de *Actinobacillus actinomycetemcomitans* (0.4 X 1.0 µm), *Streptococcus oralis* (2µm) e *Fusobacterium nucleatum* (de 0.4 a 0.7 µm de largura e 3 a 10 µm de comprimento). Incubados por 24 horas, os corpos de prova foram retirados do meio de cultura e lavados duas vezes com solução salina (PBS) e fixados com solução de 4% de formalina, sendo preparado para análise em MEV. Na segunda etapa, avaliou-se a capacidade da bactéria de proliferar a partir de uma contaminação interna. As amostras foram contaminadas internamente e, depois de conectado, o conjunto foi levado a um caldo de cultura. Passadas 24 horas, o caldo foi analisado quanto a sua contaminação, sendo colocado em meio de cultura. A análise no MEV mostrou um *gap* de 0.5µm impossibilitando a passagem de bactérias. Os autores afirmam que o grau de conicidade e a solda a frio dos componentes permitem o selamento. Tanto a análise no MEV do primeiro grupo como a análise microbiana do segundo grupo não constataram a possibilidade de livre acesso das bactérias pelo *gap* de 0.5µm.

Aloise et al. (2009), avaliaram, *in vitro*, a infiltração bacteriana no sistema cone Morse comparando os sistemas da *Bicon* (Boston, MA, EUA) e o da Ankylos (Friadent GmbH, Alemanha). A bactéria *Streptococcus sanguinis* foi utilizada apresentando tamanho em média de 0.5-1µm. A metodologia para se analisar a infiltração foi feita por meio da inoculação da parte interna do implante com a bactéria e posterior torque dos componentes. O sistema foi então levado para tubos de ensaio contendo meio de cultura. O meio contaminado apresentou-se turvo e o meio não contaminado se manteve cristalino. Nos dois sistemas apenas 20% das amostras demonstraram turgidez do meio e, ambas, no segundo dia. O restante da amostra manteve-se inalterado até o final do estudo em 14 dias.

Jansen et al. (1997), avaliaram, *in vitro*, a penetração bacteriana (*Escherichia coli*) e a presença de *microgap* em diferentes tipos de implante. Trinta combinações foram feitas a partir de nove sistemas de implantes, avaliando-se desde conexão do tipo cone Morse até conexões do tipo hexágono externo. Todos os componentes utilizados eram componentes padrões do catálogo das empresas com exceção do

componente do implante *Frialit II* cujo componente possui um anel de silicone. O teste microbiológico foi feito com a inoculação de *Escherichia coli* dentro do implante na região do parafuso e, após o torque do componente, o sistema foi levado a tubos contendo meio de cultura para poder avaliar a migração da bactéria de dentro do implante para fora. Todos os implantes mostraram contaminação no primeiro dia de incubação, com exceção do *Frialit II* com o componente modificado, sendo que a média do gap foi de 4µm dentre todos os grupos. Concluiu que a presença do anel de silicone retardou a contaminação e preencheu o gap existente. A contaminação ocorreu somente no quinto dia e, apenas 16% da amostra foi contaminada em 14 dias, sendo esse o resultado mais baixo dos grupos estudados.

Cappiello et al. (2008), desenvolveram um estudo, em seres humanos, com um novo tipo de implante da marca 3I (Palm Beach Gardens, FL, EUA). O implante experimental possui conexão interna, que não foi especificado se era do tipo cone Morse ou hexagonal, com plataforma de 4.8mm de diâmetro. O autor justifica que ao colocar componentes protéticos menores sobre a plataforma do implante, a junção abutment-implante fica deslocada para dentro do ombro do implante e mais longe do osso. Desta forma, o tecido conjuntivo contendo o infiltrado inflamatório está contido principalmente acima da plataforma do implante e, a região periimplantar óssea fica distante do infiltrado inflamatório. Os resultados do trabalho demonstraram que este procedimento parece reduzir a reabsorção da crista óssea. No grupo controle, com plataforma padrão de 4.1mm de diâmetro, a perda óssea foi em média 0.95mm e no grupo experimental a perda óssea foi em média 1.67mm sendo que a diferença foi estatisticamente significativa.

Na tentativa de diminuir o *microgap* existente, Duarte et al. (2006), testaram dois materiais na região da plataforma dos implantes. O primeiro deles foi um verniz composto de 1% de gel de clorexidina e Timol e, o segundo material, um silicone (*Dow silastic, Dow Chemical, Midland, MI.*). Com o auxílio de uma micropipeta foi colocado um meio de cultura na parte interna do implante. O material experimental foi colocado na plataforma e o conjunto, depois de montado, foi levado a um meio de cultura de *Enterococcus faecalis American*. Os dois materiais tiveram a mesma capacidade de vedação. O grupo controle demonstrou que a contaminação interna se iniciou em 14 dias sendo que, o grupo experimental em trinta e cinco dias. Ambos os materiais permitiram a contaminação após 63 dias de avaliação. Consideram que esses resultados podem piorar se cargas oclusais forem aplicadas ao sistema.

Rimondini et al. (2001), avaliaram , *in vivo*, a possibilidade da utilização de um silicone para vedar a interface I/P. No grupo experimental foi feito um anel de silicone (*Hermetics, Friatec, Gbm.*) somente na região da plataforma e no grupo controle nada foi colocado. Posterior a este procedimento, as peças foram torquedadas e restauraram-se os implantes com coroas cimentadas provisoriamente. Após dois meses, os componentes foram removidos dos pacientes e analisados apenas pelo MEV, o que não possibilitou determinar quais as bactérias presentes, mas sim, se elas estavam presentes ou não. Dos nove pilares sem o silicone, sete apresentaram contaminação do parafuso de fixação por completo. Dos oito pilares com o silicone, apenas dois apresentaram contaminação e, dentro desses, somente dois apresentaram a parte coronária do parafuso contaminada. Os resultados mostraram que apesar de não apresentar análise microbiológica, o estudo apresentou de certa forma resultados satisfatórios por demonstrar um pequeno número de componentes contaminado após terem sofrido carga oclusal.

Groenendijk et al. (2004), estudaram, *in vivo*, com a intenção de promover a descontaminação da parte interna do sistema I/P em 12 pacientes. Em um mesmo paciente, com no mínimo dois implantes, dividiu-se os implantes em dois grupos: um que receberia um gel de clorexidina a 0,2% na região interna do parafuso e o outro que não receberia nada. Em um período de seis semanas, após a aplicação do gel, a quantidade de bactéria foi significativamente menor no grupo experimental. Os outros fatores avaliados foi o fluído gengival, índice gengival e índice de placa. Estes não tiveram alteração entre os dois grupos no período mencionado.

Paolantonio et al. (2008), desenvolveram um estudo na tentativa de manter a parte interna do implante livre de bactéria não pelo selamento, mas, pela ação antimicrobiana de um gel de clorexidina a 1 %. Participaram dessa pesquisa 30 pacientes. O critério de inclusão foi peças unitárias que reabilitassem incisivos, caninos ou pré-molares. Depois de três meses da cirurgia de instalação dos implantes, os mesmos foram restaurados com coroa metalo-cerâmicas cimentadas com cimento provisório. A parte interna do implante foi lavada com água oxigenada a 10 volumes antes de se torquear a peça. Depois de três meses todos os implantes foram abertos e coletou-se o material interno para análise microbiológica na forma de unidades formadoras de colônias, por ml (CFU/ml). A partir daí, dividiu-se os 30 pacientes em dois grupos. No grupo controle o pilar foi colocado novamente e a coroa foi cimentada. No Grupo experimental a cavidade interna do implante foi

preenchida com o gel de clorexidina a 1% e, então, o pilar foi torquado e a coroa foi cimentada novamente com cimento provisório. O resultado encontrado entre os grupos foi de uma manutenção da baixa contaminação da parte interna do implante do grupo experimental. O grupo teste apresentou 3,821 CFU/ml e o grupo controle apresentou 87,869 CFU/ml. Apesar dos implantes restaurados serem anteriores e não apresentarem fortes cargas oclusais, o resultado é significativo pela comparação entre o mesmo grupo.

Gross et al. (1999), avaliaram a infiltração entre pilar protético e implante variando-se o torque entre estes, em cinco sistemas de implantes diferentes; dentre eles haviam sistemas de hexágono e cone Morse. O componente protético utilizado foi um componente padrão antirrotacional, para coroa cimentada. Como método, cortou-se a parte apical do implante e, com a utilização de um corante, sob pressão, avaliou a passagem do mesmo pela interface I/P. Os torques selecionados foram 10N, 20N e torque recomendado pelo fabricante. Os tempos de tomadas de medidas foram 5, 20 e 80 minutos. O teste estatístico mostrou diferença entre a saída do corante do sistema e o valor do torque, sendo que o torque mais baixo permitiu um maior vazamento de corante. No torque recomendado pelo fabricante só houve diferença estatística entre os sistemas após 20 minutos. O implante que apresentou pior desempenho a esse teste foi o implante da marca Straumann, com o sistema de cone Morse; no torque mínimo o implante que apresentou pior desempenho foi o *Steri-Oss*.

Como um método de descontaminação da região periimplantar a técnica PDT vem sendo utilizada e demonstrando bons resultados. A PDT, do inglês *Photodynamic Therapy*, é definida como uma reação fotoquímica, oxigênio-dependente, na qual a ativação de um corante, conhecido como fotossensibilizador, por uma luz visível e de comprimento de onda apropriado, leva à geração de espécies de oxigênio reativo, principalmente oxigênio singleto ou radicais livres, que são tóxicos aos microorganismos (Maisch, 2007; Ochsner, 1997; Wainwright, 1998). Essa técnica é indicada para prover a descontaminação da região externa do implante e do sulco periimplantar, auxiliando a manter a saúde gengival e óssea.

Sua eficiência sobre bactérias orais começou a ser investigada mais profundamente a partir da década de 90, quando Dobson e Wilson (1992), demonstraram redução bacteriana utilizando o laser de He-Ne (Hélio-Neônio), 632,8nm e 7,3mW de potência, associado aos fotossensibilizadores azul de

toluidina, azul de metileno, ftalocianina e hematoporfirina. Foram testadas *Streptococcus sanguis*, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Fusobacterium nucleatum* e *Porphyromonas gingivalis*, obtidas de biofilme subgengival de pacientes com periodontite crônica. As amostras foram expostas à luz, na presença e ausência dos corantes, com concentração de 50mg/ml. Os autores concluíram que a combinação laser e corante alcançou uma significativa redução bacteriana.

Diferentes trabalhos têm sido feitos para demonstrar a eficiência da técnica na descontaminação bacteriana. Haas et al. (1997), avaliaram diferentes superfícies de implantes com relação a aderência bacteriana e variando padrões da técnica. Nas superfícies tratadas apenas com azul de toluidina e laser isoladamente, não ocorreu diminuição da quantidade de bactérias. Já no caso de associação do corante com o laser, a terapia fotodinâmica promove a morte bacteriana e pode ser utilizada no tratamento da periimplantite, independentemente da superfície do implante.

O trabalho realizado em 2001 por Usacheva et al., teve como objetivo avaliar a eficácia do azul de metileno e do azul de toluidina na fotossensibilização letal de microorganismos patogênicos in vitro, como: *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus pneumoniae*, *Enterococcus faecalis*, *Hemophilus influenzae*, *Escherichia coli* e *Pseudomonas aeruginosa*. Os resultados obtidos pelos autores indicaram que todos os microorganismos foram eliminados em algum grau quando expostos aos dois lasers na presença dos corantes. No entanto, a fotossensibilização dependeu do corante utilizado, sua concentração, fluência, tempo de contato e intensidade da luz, bem como da espécie bacteriana envolvida.

2.2 Aspectos biomecânicos e intercambiabilidade

Em um estudo pioneiro de 1992, Binon et al., citam o início da ideia de se poder realizar a intercambiabilidade entre componentes protéticos de diferentes marcas por semelhança de desenho do implante, ou seja, padrão de hexágono externo. Relatam que o custo das peças, a facilidade em se comprar e a maior flexibilidade de opções para tratamento são atrativos para a intercambiabilidade. Advertem que os problemas em se realizar essa prática podem comprometer a longevidade da peça, caso não seja de conhecimento o grau de adaptação. Para isso, avaliaram quatro sistemas de implantes. Por não haver nenhum valor ideal de desadaptação entre as peças, criaram um padrão de comparação baseado no conjunto original, ou seja, implante e pilar protético da mesma marca. Os valores encontrados variaram de 28 a 102µm para discrepância na interface implante e pilar protético. Concluíram que, das combinações possíveis, algumas apresentam resultados melhores que o conjunto original e outras apresentam resultados piores que o do conjunto original. Este fato mostra que algumas empresas possuem um padrão de usinagem com um refinamento melhor que outras e que a intercambiabilidade é possível quando se conhece os resultados dos conjuntos formados.

Para avaliar a intercambiabilidade de quatro diferentes sistemas de implantes, Dellow et al. (1997), avaliaram, por meio da microscopia eletrônica de varredura, a discrepância entre a borda da plataforma do implante e a borda do pilar protético, tanto no sentido vertical como no sentido horizontal (sobre contorno). Para cada sistema foi utilizado quatro implantes e quatro componentes protéticos, onde cada componente seria conectado apenas uma vez em um implante. Utilizou o *Latin Square Design*, onde todas as combinações de I/P foram realizadas. Depois de lavados em cuba ultrassônica, os componentes foram montados e levados ao MEV para realizar as medidas da interface. Foi utilizado como valor padrão de comparação, o encontrado entre implante e pilar protético da mesma marca. Essa forma de selecionar o padrão de comparação demonstra que a intercambiabilidade é possível quando o valor avaliado for igual ou menor ao valor original do sistema. Em seus resultados o autor afirma que as quatro marcas apresentaram uma capacidade

de intercambiabilidade não mostrando diferença significativa em seus resultados. O único resultado que mostrou diferença foi o sobre contorno dos pilares.

Binon em 1995 citou que nessa época já havia 25 marcas de implantes utilizando o mesmo padrão de sistema de hexágono externo. Com um interesse não só na adaptação da peça na boca do paciente, mas em todo o processo de confecção de uma prótese sobre implante, Binon foi um pouco mais a fundo na análise e avaliou também a precisão dos análogos do ponto de vista de liberdade de rotação dentro do hexágono. Esse termo é conhecido como discrepância horizontal, onde foi analisado não só adaptação de superfícies, mas a precisão na usinagem da conexão hexagonal. A avaliação da precisão foi baseada em medidas realizadas diretamente no sistema. De todas as medidas avaliadas, foi utilizado o maior valor como representação da amostra. As medidas foram feitas no implante, no pilar protético e no análogo, avaliando as dimensões das superfícies usinadas. Por último, o grau de liberdade de rotação entre as peças foi feito por meio de um dispositivo acoplado no pilar protético que possui um indicador que aponta para uma graduação na mesa onde o implante foi posicionado. Quanto maior a movimentação do ponteiro, maior seria a desadaptação das peças, exemplificado pela liberdade de movimento, por ausência de precisão. Cada fabricante apresenta um grau de precisão de usinagem das peças. Esse valor é obtido pela diferença entre o maior valor e o menor valor de discrepância de cada marca. Como resultado, obteve uma grande variação com relação à padronização de medidas para o desenho do implante. Apesar disso, concluiu que a intercambiabilidade de peças é possível e mostra que, em determinadas combinações, o resultado pode ser melhor que o conjunto de mesma marca, como foi o caso da liberdade de rotação entre *Nobel Pharma* com *Impla-Med*, onde o grau de rotação foi o menor encontrado.

Vidigal et al. (1995), avaliaram a discrepância vertical em cinco marcas de implantes, por meio do microscópio eletrônico de varredura, com uma aceleração de 20 KV e distancia focal de 29 mm. Encontrou uma amplitude de desadaptação, que variou entre completa adaptação até 150µm.

A avaliação de componentes protéticos sobre implantes não se limitou na análise de peças com conexão do tipo hexágono externo. Michel et al. (2012), avaliaram três sistemas de implantes (*Straumann*, *Nobel Biocare Replace* e *Astra Tech OsseoSpeed*) com relação à geometria das peças, desajuste angular e número de ciclos necessários para fratura do sistema. Foi avaliada, também, a

intercambiabilidade, não entre os sistemas de implante, mas sim, entre o sistema de confecção da peça, por meio de CAD/CAM, de cada sistema (*Titanium CARES® abutment Institute Straumann; Astra Tech Atlantis® abutment, e Nobel Biocare Procera® abutments*). Para o implante da marca Straumann foram confeccionados pilares a partir do sistema de CAD/CAM, de cada uma das três marcas de implante. Quando avaliados, sob o critério de liberdade de rotação, a intercambiabilidade mostrou valores maiores para os componentes não originais. Em contra partida, os valores máximos para fratura do sistema foram superiores para o grupo não original, quando comparado com o sistema original. Concluíram que a falta de precisão no formato das peças não originais, pode gerar complicações no desempenho do sistema protético.

Baseado em seus estudos de desadaptação entre componentes de implantes Binon (1996), desenvolveu um modelo para avaliar as implicações de uma desadaptação horizontal com relação ao afrouxamento do parafuso de fixação. Com dez grupos experimentais, com diferentes níveis de rotação (demonstrando uma desadaptação horizontal) do pilar, foi realizada uma ciclagem sobre os pilares, com um dispositivo que cortava o ciclo assim que o parafuso soltasse. Concluiu que quanto maior a desadaptação das peças, maior é o número de ciclos necessários para o afrouxamento do parafuso. Afirma ainda, que acima de 2° de liberdade de rotação, o número de ciclos necessários para que haja o afrouxamento do parafuso é significativamente menor.

Analisando agora a correlação entre o valor de contra torque do parafuso e a desadaptação vertical nesse caso, Barbosa et al. (2008), desenvolveram uma metodologia sem ciclagem mecânica. Sobre um modelo de cinco implantes, foram confeccionadas quatro barras, fundidas em titânio. As barras foram provadas no modelo e quando não houve adaptação passiva, a barra foi cortada e unida para ponto de solda. Depois de assentadas, foram feitas as medidas das discrepâncias verticais e correlacionadas com o valor de contra torque no parafuso de fixação. Não houve diferença estatística de valor de contra torque para diferentes valores de desadaptação.

Com o intuito de avaliar o efeito da desadaptação entre pilares protéticos em implantes, Assunção et al. (2011a), relacionaram o efeito de um desajuste controlado de 50, 100 e 200µm com o contra torque do parafuso de retenção. Para esse estudo foram utilizados implantes do tipo hexágono externo com um pilar

preparado para receber uma carga oclusal com uma angulação de 30°. Além da preparação da parte oclusal os grupos foram divididos em: sem desadaptação, 50, 100 e 200µm de desajuste, de forma unilateral, na circunferência do pilar. Somente a metade do pilar apresentava o desajuste e, esse desajuste, ficou do lado contrário à preparação oclusal de 30°. Após a montagem, os sistemas foram levados a uma máquina de ciclagem mecânica e passaram por dois ciclos, 5×10^6 e 1×10^6 . O contra torque foi avaliado em três períodos: inicial, ou seja, antes da ciclagem; após 5×10^6 e após 1×10^6 . Antes da ciclagem, todos os valores de contra torque foram menores que o valor de torque inicial. O contra torque mostrou-se maior no grupo sem desadaptação e, em sequência, de forma semelhante no grupo de desadaptação de 50 e 200µm e, por último, e diferente de todos, o grupo de 100µm foi o que apresentou o menor valor de contra torque. Após a ciclagem de, 5×10^6 e 1×10^6 , o valor de contra torque foi semelhante para todos os grupos. Não houve diferença em relação ao afrouxamento do parafuso de fixação com o desajuste unilateral.

Jesus Tavaréz et al. (2011), avaliaram a relação entre a aplicação de carga e a desadaptação, para pilares usinados pré fabricados e pilares calcináveis. Foram selecionados cinco grupos ($n = 10$), de diferentes sistemas de implantes. Os implantes foram incorporados em blocos de resina acrílica e conectados a seus respectivos pilares protéticos. Foi confeccionada uma coroa sem cúspide para cada implante. O valor de adaptação foi medido em um instante inicial, antes da aplicação de carga sobre o sistema e, em um segundo instante, após passar por uma ciclagem mecânica. Concluíram que os componentes pré-fabricados apresentaram melhor adaptação do que os componentes calcináveis. Para os componentes pré-fabricados, não houve diferença na desadaptação das peças antes e após a ciclagem mastigatória. Diferentemente desses, os componentes calcináveis apresentaram uma maior desadaptação após sofrerem ciclagem mastigatória. Os componentes calcináveis, além de mostrarem uma desadaptação inicial superior ao pré-fabricado, mostraram também, uma alteração morfológica maior do que o componente usinado.

Em contra partida, Junqueira et al. (2012), avaliaram a diferença de desadaptação horizontal, representada pelo grau de liberdade de rotação entre o implante e o pilar protético, em componentes protéticos calcináveis e pré usinados, antes e depois de uma ciclagem mecânica. Foram utilizados implantes do tipo

hexágono externo. Foi avaliada a liberdade de rotação entre o implante e o componente protético de peças calcináveis e pré-usinadas, antes e após o processo de fundição e, por último, antes e após a ciclagem mecânica. Concluíram que o tipo de pilar usado não influenciou a liberdade de rotação, tanto após a fundição, como após a ciclagem mecânica. Quando os dois tipos de pilares foram comparados antes de qualquer procedimento, encontrou-se melhor resultado de adaptação para os componentes pré-usinados. A quantidade de ciclos aplicados (500.000 ciclos) não foi suficiente para alterar significativamente os valores de liberdade rotacional no conjunto I/P.

Para avaliar o efeito da desadaptação sobre uma peça planejada de acordo com o protocolo estabelecido por Brånemark, al Turki et al. (2002), aplicaram uma carga mastigatória de no máximo 298N numa frequência de equivalência de 144 dias de mastigação de uma pessoa normal. Nos implantes da extremidade da peça foram testados três magnificâncias de desadaptação, ausência de desadaptação, 100 e 175µm. Como resultado dos componentes onde não foi provocado nenhum tipo de desadaptação, o valor de contra torque diminuiu em relação ao valor inicial, mas foi significativamente maior que os componentes com 100 e 175µm de desadaptação. A presença de uma desadaptação da ordem de 100 ou 175µm provocou um afrouxamento na peça muito maior que a ausência da desadaptação.

Para avaliar o efeito da desadaptação relacionado ao desajuste entre componente, a plataforma e o componente protético, Farina et al. (2012), simularam a aplicação de cargas mastigatórias em uma peça fixada sobre cinco implantes. Para criar a desadaptação colocaram arruelas com espessura semelhantes, em três, dos cinco implantes, fazendo com que os outros dois, ficassem suspensos, gerando, dessa forma, a desadaptação. Houve uma interação entre o tipo de parafuso utilizado e o afrouxamento da peça. Foram utilizados parafusos de fixação de titânio e parafusos de ouro. Para ambos os parafusos, houve um afrouxamento do parafuso significativamente maior para a peça que continha a desadaptação quando comparada com a peça onde não foi induzida a adaptação.

Com o intuito de se avaliar o efeito do torque aplicado em um parafuso sob condições de adaptação e desadaptação de uma prótese, Spazzin et al. (2010), comparou o tipo do material do parafuso com o efeito do reaperto do mesmo. Utilizaram um modelo com cinco implantes e, construíram sobre esse, uma prótese do tipo protocolo. Criaram duas situações para a prótese: adaptação passiva e

desadaptação de 250µm. Foi utilizado parafuso de ouro e parafuso de titânio para a fixação da peça. Para aplicação do torque foi utilizado um torquímetro digital. Estipularam dois tipos de aplicação de torque: o primeiro foi aplicado o torque de 10N/cm aguardando-se 24 horas para avaliar o contra torque; para o segundo tipo foi aplicado o mesmo torque de 10N/Cm e, após um período de dez minutos, aplicou-se novamente o mesmo torque; o contra torque também foi avaliado 24 horas depois. Para este teste, onde a peça não passou por ciclagem mastigatória, para o parafuso de ouro não houve diferença entre o contra torque tanto para a peça passivamente assentada, como para peça com a desadaptação provocada. Além disso, também não houve diferença entre o contra torque da peça que foi torquçada apenas uma vez, para a peça que se aguardou dez minutos para se realizar o reaperto. Para o parafuso de titânio o afrouxamento foi menor na peça adaptada do que na desadaptada e houve uma diferença significativa quando se procedeu com o reaperto nas duas peças, demonstrando que, para esse tipo de parafuso, o reaperto permite um contra torque maior do que quando aplicado somente uma vez.

A variação do desajuste entre os componentes protéticos dos implantes pode também afetar a micro dureza do parafuso de fixação. Assunção et al. (2011b), avaliaram o efeito da adaptação passiva e desajuste unilateral de 50, 100 e 200µm, com a redução da micro dureza do parafuso de fixação, antes e depois de uma ciclagem mecânica. Para tal, foi construída uma coroa metálica, com uma superfície angulada de 30°, para aplicação da carga, oposta à região da desadaptação. Para avaliação, foi utilizada a micro dureza Vicker's e, como resultado, todos os parafusos tiveram sua micro dureza reduzida e o grupo contendo a maior desadaptação foi o que apresentou menor diminuição.

Para avaliar a relação entre a geração de tensão e o tamanho da desadaptação, Millington et al. (1995), utilizaram a metodologia da análise fotoelástica. Utilizaram uma barra reta fundida sobre quatro implantes, posicionados em linha reta. Depois de pronta, a barra foi conectada aos implantes e esses foram imersos em resina fotoelástica, para aplicação de carga e análise das franjas. O padrão de desadaptação foi aplicado entre a interface do implante e do pilar, primeiramente no implante da ponta da barra e, em um segundo momento, no implante anterior a esse, para que se pudesse avaliar a relação do efeito da posição do componente mal adaptado com a distribuição de tensões na peça completa. Afirmaram que o parafuso de fixação não possui força suficiente para “dobrar” a

barra e aproximar o pilar do implante quando a discrepância é maior do que 55µm. Esse efeito do parafuso, tentando trazer a peça para próximo do implante, pode causar uma fadiga mecânica no parafuso que estará em constante estado de tensão. Dessa forma, quanto menor for a distância entre os implantes e, quanto maior for o *microgap* nos implantes internos (aqueles que não ficam na extremidade), maior será a tensão nos parafusos pela dificuldade em trazer a peça para próximo do implante. Como valor de comparação para a mesma tensão, uma desadaptação de 104µm em um implante terminal (extremo da barra) produz a mesma tensão que uma desadaptação de 55µm gera em um implante interno. Em suas conclusões, afirmam que, quanto maior a discrepância nos abutments intermediários, maior é a proporção de distribuição das tensões.

Para avaliar a tensão sofrida pelo osso devido a desadaptação de uma barra parafusada sobre dois implantes, Winter et al. (2011), utilizaram um aferidor de tensão diretamente no paciente. As medidas de tensão foram transferidas para um modelo de análise de elementos finitos. De acordo com a tensão obtida diretamente no paciente pode-se estipular no modelo eletrônico o nível do desajuste da barra para que se pudesse chegar ao mesmo nível de tensão. O valor encontrado para representar no modelo de análise de elementos finitos, que representa o valor de desajuste horizontal encontrado na boca, foi de 83µm. Nas variações de desajuste, quanto melhor a adaptação da peça, menor é a tensão passada ao osso. Esta análise de elementos finitos mostrou que a adaptação óssea induzida pela supraestrutura assentada de forma não passiva, pode levar ao deslocamento do implante. Embora estas alterações na posição do implante sejam mínimas, pode haver uma redução substancial nas tensões que afetam osso e supra estrutura. Além disso, o assentamento não passivo de próteses sobre implantes nas fases iniciais de osteointegração pode reduzir a carga estática exercida na interface osso-implante.

O material utilizado para confecção de supraestruturas de próteses também parece influenciar no grau de adaptação das peças sobre os implantes. Um estudo feito por da Costa et al. (2003), avaliou a desadaptação entre uma supra estrutura de uma peça tipo protocolo e a plataforma do implante, variando-se a liga utilizada para a fundição da peça. Para isso, foi utilizado um modelo padrão contendo quatro implantes do tipo hexágono externo e sobre esse modelo foram confeccionadas 16 supra estruturas, divididas em dois grupos: no primeiro a peça foi fundida em uma

liga de Ni-Cr-Ti e, no outro grupo, a liga utilizada foi Pd-Ag. Para avaliação da desadaptação, foi utilizado microscópio óptico. Como resultado, houve diferença estatisticamente significativa entre as duas ligas utilizadas, onde a liga de Ni-Cr-Ti apresentou uma adaptação maior do que a liga de Pd-Ag.

Baldassarri et al. (2012), compararam a adaptação marginal de pilares de zircônia de três diferentes sistemas de implantes. Os valores de desadaptação marginal para os pilares de zircônia variaram de $5.7 \pm 1.9\mu\text{m}$ até $11.8 \pm 2.6\mu\text{m}$, contra $1.6 \pm 0.5\mu\text{m}$ da peça de titânio. Concluíram que o pilar de titânio mostrou um ajuste significativamente melhor do que todos os pilares de zircônia, sendo que esses demonstraram uma desadaptação cerca de três a sete vezes maiores do que o pilar de titânio.

Gomes et al. (2009), avaliaram, por meio de análise de elementos finitos, os efeitos da ausência da desadaptação do ponto de vista de distribuição de stress em um implante do tipo hexágono externo. Para esse fim, foram criados quatro padrões de pilar protético: ausência de desajuste, 50, 100 e 200 μm de desajuste unilateral, ou seja, metade da circunferência do pilar não toca a plataforma do implante. Em cada padrão foi aplicado uma carga de 133N, com um ângulo de 30° do lado contrário ao da desadaptação. Iniciaram a análise com o deslocamento do sistema implante e componente protético. Na ausência de desadaptação há um deslocamento da peça de 0.3101mm. Nos grupos de desadaptações de 50, 100 e 200 μm o deslocamento foi de 0.3106, 0.332 e 0.3179mm, respectivamente. Na análise quantitativa, representada pelas forças de von Mises, as tensões foram maiores nos grupos onde a desadaptação foi maior. Em todos os grupos, a região do pescoço do parafuso de fixação e sua primeira rosca foi região que apresentou maior índice de tensão. A concentração de tensão distribuída ao osso cortical mostrou-se similar independentemente do valor do desajuste. Concluíram que houve diferença na movimentação do sistema apenas para os grupos de desadaptação de 100 e 200 μm . Além disso, os autores afirmam que, na análise das tensões, só houve diferença entre os grupos de 100 e 200 μm quando comparados com o grupo sem desadaptação e o grupo de desadaptação de 50 μm , sendo esses dois, semelhantes.

Como tentativa de melhorar mecanicamente a desadaptação, Uludamar e Leung (1996), avaliaram a utilização de um disco de titânio de 0.7mm, acoplado ao pilar protético por meio de um cimento resinoso. O padrão de uso do disco de titânio, chamado *Preci Disc*, foi utilizado para discrepâncias, que variaram de 10 até 100 μm .

Utilizaram quatro implantes, posicionados em linha reta. Sobre os implantes foi construída uma barra fundida. Foram geradas desadaptações que variaram, de 10 em 10µm, até se chegar em 100µm, tanto no implante terminal como no intermediário. O sistema foi montado em resina fotoelástica para futura análise. As tensões foram significativamente maiores para um mesmo desajuste no pilar protético intermediário quando comparado ao pilar protético terminal e para todas as variações de desajuste. Quando se utilizou o sistema *Preci Disc*, as tensões foram constantes e menores, independentemente do tamanho do desajuste quando comparado com o grupo controle (ausência do *Preci Disc*). Concluíram que a utilização do *Preci Disc* diminuiu significante mente as tensões geradas pelo desajuste das peças e, a presença de desadaptação em um pilar intermediário, gera muito mais tensão para um mesmo valor de desadaptação do que a tensão gerada em um pilar terminal.

Em contra partida, em 2002, Duyck e Naert avaliaram a eficácia do *Preci Disc* de uma forma diferente da metodologia utilizada por Uludamar e Leung em 1996. Dessa vez foi utilizado um sistema de análise de flexão do pilar em relação ao implante. Para isso, foi criado um modelo padrão de três implantes do tipo hexágono externo. Foi utilizado tanto um pilar do tipo UCLA como um pilar cônico, sob diferentes tipos de desadaptação, para se avaliar o grau de melhora causado pelo *Preci Disc*. Nos testes de flexão, para os pilares do tipo UCLA, a flexão foi significativamente maior do que para os pilares cônicos. Em todos os modelos onde se utilizou o *Preci Disc*, a flexão foi maior do que o modelo padrão, onde não foi induzida a desadaptação. Para esse padrão de teste concluíram que o uso do sistema não melhorou a flexão das peças, de acordo com o padrão utilizado.

Para avaliar o efeito da eliminação do desajuste horizontal Binon e McHugh (1996), aplicaram uma metodologia desenvolvida por Binon (1996), onde o sistema implante pilar protético é montado em um sistema, que passa por uma ciclagem mecânica, associado a uma sonda que desarma o sistema assim que o parafuso afrouxa. Neste caso, para eliminar o desajuste vertical utilizaram de um sistema de confecção de um pilar completamente personalizado. Foram desenvolvidas diferentes matrizes, com tamanhos de hexágono diferentes, para que se pudessem selecionar implantes com uma determinada medida de hexágono. Para isso, foi feita uma moldagem da plataforma do implante com um silicone de moldagem. A partir da matriz original foi constituída a matriz de medidas de hexágonos. Com ela pôde-se

construir componentes que eliminaram completamente o desajuste horizontal. Como resultado, os componentes feitos com precisão, apresentaram completo ajuste horizontal. Além disso, o número de ciclos para que houvesse o afrouxamento do parafuso foi 25 vezes maior para o componente individualizado quando comparado com o componente padrão de fábrica. Concluíram que existe uma ligação direta com o afrouxamento do parafuso e a discrepância horizontal e que, a utilização de componentes com extrema adaptação aumenta a longevidade da peça com menos intercorrências.

Outra forma de se avaliar o desajuste entre os componentes sobre os implantes foi o escaneamento óptico aplicado por Tahmaseb et al. (2011). A partir de um modelo foi confeccionada uma estrutura sobre quatro implantes. O modelo foi escaneado e criou-se duas estruturas, uma passiva e outra desadaptada. A partir do novo escaneamento, com a estrutura em posição associada ao sistema de aferição de tensão, pode-se criar uma reconstrução em 3D. Associando-se a imagem escaneada com os valores de tensão obtidos pelo aferidor de tensão, pode-se obter um modelo tridimensional representativo. Afirmam que essa metodologia permite aferições feitas diretamente na boca do paciente. O escaneamento da peça foi capaz de identificar desadaptações menores do que 10 μ m. Este novo sistema mostrou-se tão preciso quanto o sistema de aferição de tensão, além de ser mais barato e mais fácil.

A avaliação radiográfica possui uma precisão menor do ponto de vista de quantificar o tamanho da fenda entre o implante e o pilar protético. Papavassiliou et al. (2010), desenvolveram um estudo para mostrar como a utilização de um aparelho de raios X pode fornecer um resultado negativo para o clínico. Segundo o autor, uma angulação maior de 20° gera uma sobreposição que inviabiliza a identificação de um *gap* de 0.5mm. Existe uma relação entre o tamanho da desadaptação existente e a angulação do feixe de raios X. É de fundamental importância a utilização de um posicionador radiográfico para que se consiga um bom paralelismo e uma boa identificação da desadaptação entre os componentes na rotina da clínica.

Outro estudo, desenvolvido por Sharkey et al. (2011), avaliou a capacidade de detecção da desadaptação entre os componentes de implante, tanto de conexão do tipo hexágono externo como de hexágono interno, por meio de um aparelho de raios X. Foram criadas desadaptações de 0, 12.7, 25, 38, 51, 63, 76, 88, 102, 114, 127, e 190 μ m. Utilizaram um posicionador padrão que permitiu posições angulares de 0 até

35 graus. A angulação relativa da radiografia e da dimensão da desadaptação foram os fatores mais importantes que afetaram a capacidade de diagnóstico do examinador. Uma adaptação próxima de 0 μ m tomada em uma angulação de 0 graus foi a combinação diagnosticada com maior precisão. Um desajuste da ordem de 12,7 μ m foi detectado de forma segura com angulação radiográfica de até 5 graus, a partir da projeção ortogonal, este foi semelhante com configurações de 25 a 38 μ m / 10 graus e 51 μ m/ 15 graus. Nem o tipo de componente usado nem o filme radiográfico influenciaram a capacidade de diagnóstico. A angulação do feixe de raios X em relação ao implante/componente necessita ser controlada quando se utiliza radiografias para detectar o desajuste do componente.

Rack et al. (2010), utilizaram-se de um sistema mais preciso de raios X para mostrar a presença da fenda entre o pilar e o implante, em sistemas de conexão cone Morse. Não foi utilizado um aparelho de raios X comum, mas sim, uma metodologia chamada *Synchrotron-based micro-imaging*. O feixe de raios X passa por alguns filtros metálicos e produzem uma imagem com precisão de até 4 μ m. O uso dos raios X tem uma grande importância para a análise de sistemas do tipo cone Morse, onde a parede que deve ser analisada aparecerá na radiografia pela criação de um espaço vazio. A aplicação de carga lateral apresentou uma movimentação na peça, mostrando uma abertura na interface entre o implante e o pilar protético. Conforme foi aumentada a carga, maior foi o tamanho da desadaptação.

Uma forma alternativa e inovadora de se avaliar a desadaptação dos componentes foi desenvolvida por Cheshire e Hobkirk (1996). Dentre as alternativas de se avaliar a fenda presente entre o implante e o pilar protético, a única que se aplicava até o momento era o método radiográfico que não apresenta precisão de valores. A metodologia desenvolvida pelos autores permite a avaliação da interface implante/pilar protético diretamente do paciente. Avaliaram cinco pacientes com próteses sobre implantes, que estavam em função por oito meses, sem apresentar nenhum problema clínico. Depois de removidas e limpas, as peças foram numeradas e catalogadas. Fez-se isolamento relativo na região dos implantes e foi aplicado silicone leve de moldagem do tipo polivinil siloxano. Depois de aplicado o silicone na plataforma do implante as peças foram assentadas sobre e torquedadas aos implantes, com um torque de 10 N/cm. Dessa forma, o silicone formou uma fina camada preenchendo os espaços resultantes da desadaptação das superfícies.

Depois de polimerizado, as peças foram retiradas e a fina camada de silicone foi mensurada em um microscópio óptico. Dessa forma obteve-se um valor médio de desadaptação de 21µm. Em suas conclusões, afirmaram que as discrepâncias encontradas são provenientes de peças que não apresentaram nenhuma intercorrência em oito meses, mas, afirmam que, em longo prazo, esses resultados podem ser diferentes.

A forma mais completa de se avaliar a desadaptação é, sem dúvida, a análise tridimensional. Uma vez quantificada a superfície de contato entre duas peças, pode-se fazer comparações mais precisas, uma vez que, a peça será avaliada como um todo, e não de forma pontual. Meleo et al. (2012), avaliaram a adaptação de três sistemas de conexão do tipo cone Morse (*Ankylos, Strauman e Bicon*). Cada amostra passou cinco vezes pela micro tomografia de raios X, com aquisições consecutivas do sistema *SkyScan 1072 (SkyScan, Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Bélgica)*, para medir as áreas de contato entre o implante e o pilar protético e detectar a possível presença de desadaptação ao longo de toda a interface. Esta técnica de investigação inovadora tornou possível avaliar a perfeição de vedação conexão de forma não destrutiva, não invasiva, e de maneira tridimensional. Esse tipo de análise permite uma observação de desadaptação da ordem de 10µm. Os resultados são fornecidos de forma direta, como altura total do contato entre as superfícies cônicas, maior e menor raio da conexão e por último, a quantidade de superfície em contato correspondente à adaptação entre as duas peças. Dentre os sistemas avaliados, o que mostrou melhor resultado, com relação à adaptação entre as superfícies, foi o sistema da empresa *Bicon*. Afirmam que essa metodologia de análise é a mais completa para conexões do tipo cone Morse, uma vez que não é necessário cortar a peça para se analisar a interface.

De uma forma semelhante, Versluis et al. (1999), avaliaram a distribuição das tensões por meio de análise de elementos finitos interpondo-se uma arruela entre o pilar protético e a plataforma do implante. A arruela foi projetada de forma arbitrária e copiando as propriedades mecânicas do alumínio. Sobre o pilar protético foram aplicadas cargas de 350N. As cargas foram aplicadas fora do eixo axial e decresceram na medida de 10 em 10 N, até o afrouxamento do parafuso. Em seus resultados demonstram que o afrouxamento do parafuso de fixação está relacionado à movimentação do mesmo, durante a ciclagem mecânica. Quanto mais o parafuso se movimenta, mais rápido ele se solta. Os autores associam a movimentação do

parafuso com o grau de liberdade de movimento do pilar protético. Quando colocada em teste, a arruela de alumínio, a deformação axial do parafuso requerida para que ocorra o afrouxamento do mesmo, é quinze vezes maior do que sem a arruela. Os autores concluem que o uso da arruela é um sistema simples e barato para se evitar o afrouxamento do parafuso de retenção.

Além da avaliação do desajuste entre as peças proveniente de estruturas metálicas de diferentes ligas, de Torres et al. (2011), avaliaram a tensão passada para o osso, por meio de análise fotoelástica. Para isso, os autores desenvolveram um modelo baseado em uma mandíbula humana, onde foram posicionados os 5 implantes. Foram confeccionadas cinco supra estruturas de cada uma das três ligas selecionadas (*Titânio Puro CPTi—Tritan, Dentaum, Ispringen, Germany* ; *Cobalto Cromo Co—Cr—Remanium 2000, Dentaum, Ispringen, Germany* e *liga de Níquel—Cromo—Titânio (Ni—Cr—Ti—Tillite Premium, Talladium Inc., USA)*). Inicialmente as estruturas foram avaliadas em microscopia óptica com um nível de precisão de 1µm, posteriormente as estruturas foram analisadas no modelo de fotoelasticidade. A escolha da liga influenciou de forma estatisticamente significativa no tamanho do desajuste entre as peças. A liga de Cobalto Cromo apresentou o maior desajuste entre os componentes, da ordem de 66µm em média, enquanto a liga de Titânio puro apresentou o menor desajuste (22µm) seguida da liga de Níquel Cromo Titânio (32µm)

Para avaliar a influência do desajuste nas tensões transmitidas aos implantes causadas por estruturas de titânio e zircônia, Abduo e Swain (2012), confeccionaram estruturas sobre dois implantes do tipo Brånemark, nas regiões de segundo pré-molar e segundo molar, de uma mandíbula artificial de resina epóxi. A partir deste modelo, cinco estruturas de titânio e cinco estruturas de zircônia, de projeto similar foram confeccionadas. Os tensiômetros foram montados em torno de cada implante para avaliar o desenvolvimento das tensões. Além disso, a diferença vertical na interface de estrutura-implante foi medida utilizando microscópio óptico, em dois momentos: quando apenas um parafuso foi apertado e, quando ambos os parafusos foram apertados. Para cada condição, uma quantidade mensurável de tensão foi registrada. Com a introdução do desajuste vertical, foi observado um aumento linear de tensão periimplantar. A alteração do material utilizado para a confecção da peça não demonstrou diferença significativa para as tensões transmitidas. Uma relação direta foi observada entre a tensão e o desajuste de vertical. A magnitude da tensão

periimplantar é afetada principalmente pelo desajuste entre as partes do que pelo material utilizado.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo:

- 3.1. Comparar o valor de adaptação entre o pilar protético rotacional original e o da marca alternativa (Microplant) em uma mesma marca de implante.
- 3.2. Comparar o valor de adaptação entre o pilar protético antirrotacional original e o da marca alternativa (Microplant) em uma mesma marca de implante.
- 3.3. Avaliação da intercambiabilidade dos componentes protéticos rotacionais das marcas SIN, NEO e CON sobre os implantes das mesmas marcas.
- 3.4. Avaliação da intercambiabilidade dos componentes protéticos antirrotacionais das marcas SIN, CON e NEO sobre os implantes das mesmas marcas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Para a análise da adaptação da interface I/P, foram utilizados dez implantes do tipo hexágono externo de três diferentes fabricantes (SIN: *Sin Sistemas de Implantes, São Paulo, SP*; CON: *Conexão Sistemas de Próteses, Arujá, SP*; NEO: *Neodent, Curitiba, PR*) totalizando trinta implantes. O modelo e o código dos implantes estão descritos no quadro 4.1.

Fabricante	Modelo	Código
SIN	Tryon 3,75 X 10mm	SA 310
NEO	Titamax Ti 3,75 X 11,5	109285
CON	Linha Master (Porous) 3,75 X10	518710

Quadro 4.1.1 - Marca, modelo e código dos implantes utilizados

Além dos implantes, foram utilizados dez pilares do tipo UCLA calcinável de base metálica (em cobalto cromo) rotacional e dez antirrotacionais de cada marca de implante e de uma marca alternativa (MIC: *Microplant Sistemas de Próteses, São Paulo, SP*), totalizando oitenta pilares protéticos, descritos no quadro 4.2.

Fabricante	Modelo	Código	Quantidade
SIN	rotacional	EUCLA 400	10
SIN	antirrotacional	EUCLA 406	10
NEO	rotacional	118234	10
NEO	antirrotacional	118235	10
CON	rotacional	055025	10
CON	antirrotacional	056025	10
MIC	rotacional		10
MIC	antirrotacional		10

Quadro 4.2 - Marca, modelo e quantidade de componente protéticos utilizados

4.2 Métodos

Para cumprir com objetivo deste trabalho, foi empregada a mesma metodologia utilizada por Dellow et al. (1997). Para a determinação do tamanho do desajuste entre o pilar protético e a plataforma do implante foi utilizado o microscópio eletrônico de varredura da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. A utilização deste aparelho permite a realização de mensurações de pequenas estruturas com precisão nanométrica.

A avaliação no microscópio exige um preparo prévio das peças. Para essa etapa, todas as peças foram lavadas em cuba ultrassônica (*Cuba ultrassom Cristófoli 2,5Litros, Cristófoli Equipamentos de Biossegurança Campo Mourão, PR, Brasi*) com detergente enzimático (*Riozyme III, Rioquímica Brazil São José do Rio Preto, SP, Brasil*), de acordo com as orientações do fabricante, para se obter uma completa limpeza das peças como mostra a figura 4.1.

Figura 4.1 - Cuba ultrassônica e detergente enzimático utilizados na limpeza das peças

Posteriormente a higienização das peças, as mesmas foram manipuladas apenas com o uso de pinças para não haver nenhuma contaminação do material. O UCLA foi conectado ao implante por meio de um parafuso de fixação proveniente da mesma marca, com o torque de menor valor determinado pelos três fabricantes de implantes, ou seja, 20N/cm. O torque foi aplicado ao sistema, estando este posicionado em uma morsa de bancada protegida para não danificar o implante. Após montado, o sistema foi levado a uma base plástica proveniente de um conector

de fio elétrico como mostra a figura 4.2. O conector foi desmontado e seccionado permitindo o posicionamento do implante no mesmo.

Figura 4.2.2 - Conector de fio elétrico

Uma vez removidos os parafusos de fixação do cabo elétrico, pode-se remover de dentro do segmento plástico o casulo metálico que faz a união do fio. Com essa remoção corta-se o protetor do parafuso e tem-se uma base plástica com dois furos superiores que permitem a colocação do implante, como mostra a figura 4.3.

Figura 4.3 - Conjunto montado em base plástica para ser levado ao microscópio eletrônico

Este sistema foi desenvolvido para que o conjunto formado pelo implante conectado ao UCLA possa ser avaliado em duas posições: uma de frente (F) e um no verso (V).

Normalmente quando se leva um corpo de prova ao microscópio eletrônico é necessário que se faça a metalização do material com uma camada de ouro. Neste caso como o material avaliado é de origem metálica, não houve a necessidade de se fazer a metalização da peça (deposição de ouro) para que a mesma pudesse ser avaliada no microscópio.

As bases plásticas foram levadas ao microscópio e dispostas de forma linear na base do microscópio, como mostra a figura 4.4. Desta maneira, pôde-se colocar seis espécimes por vez, dentro do microscópio. Depois do posicionamento, aguarda-se a formação do vácuo na câmara interna do microscópio para que se as imagens sejam obtidas. Após avaliação das peças, espera-se a pressurização do microscópio para que a câmara seja aberta e os conjuntos sejam virados, na mesma ordem que se encontravam, para que as fotos do verso sejam realizadas.

Figura 4.4 - Espécimes dispostos na base do microscópio

Inicialmente uma imagem é avaliada com uma pequena ampliação (25X), para que seja posicionada a peça no local desejado (figura 4.5).

Figura 4.5 - Área da interface I/P centralizada em uma pequena ampliação

Posteriormente, com a utilização da base de comando do microscópio (figura 4.6) posiciona-se a imagem centralizando a área a ser ampliada.

Figura 4.6 - Base de comando do microscópio

Na sequência, é realizada a captura da imagem, com a ampliação de 1000X, da região da interface I/P (figura 4.7).

Figura 4.2.7. Área da interface I/P centralizada em uma ampliação de 1000X

A partir da imagem posicionada com a ampliação correta, pode-se realizar a medida do espaço existente entre o pilar protético e a plataforma do implante, da mesma forma como foi estabelecido por Kano et al. (2007).

O microscópio possui uma ferramenta de medida que permite que se faça o registro imediato na imagem adquirida (Figura 4.8). Para registro da imagem, a medida foi anotada e posteriormente removida do campo selecionado.

Figura 4.8 - Medida realizada pelo microscópio na região do *microgap* da interface I/P

Para a análise dos implantes, foram realizadas quatro fotografias ao redor do mesmo. Com o auxílio da base plástica pode-se avaliar o implante na F e no V. Inicialmente é feito um enquadramento com um aumento de 25X e, após o local ter sido determinado, fez-se uma ampliação de 1000X para que fosse fotografado e feito a medida do *microgap* existente entre as peças. Foram obtidas duas fotos na F e duas no V, na região da interface I/P. A presença de duas faces permite uma avaliação mais padronizada ao redor de todo o implante. Para uma mesma face F ou V, estabeleceu-se uma distância média de 0.5mm entre um ponto de eleição para o outro. Os valores foram todos tabulados e organizados para análise estatística, sendo utilizado o maior dos quatro valores para cada implante, uma vez que este será o mais representativo da amostra. Como forma de registro das imagens capturadas criou-se uma sigla formada pela letra inicial da marca do implante, seguido pela letra inicial da marca do componente protético, seguido pela letra “R” para rotacional ou “A” para antirrotacional, seguido da letra “F” para frente e “V” para

verso, depois o numeral de 1 a 10 representativo do numero do implante e por ultimo o e por ultimo o algarismo 1 para a primeira foto e 2 para a segunda foto(exemplo: foto SSRF11; implante SIN conectado ao pilar protético da marca SIN rotacional sendo o primeiro implante da série e a primeira foto da região da frente do conjunto).

Do ponto de vista de análise estatística o valor padrão para comparação da possibilidade de intercambiabilidade é o valor do conjunto original, ou seja, implante e pilar protético de mesmo fabricante. Esse parâmetro é citado por Dellow et al. (1997) e demonstra que a intercambiabilidade será aceita caso o pilar de outra marca apresente valor menor ou igual ao conjunto original.

Para a randomização das peças, inicialmente selecionou-se uma das três marcas de implantes e, foram conectados nestes, dez pilares, dez pilares rotacionais da mesma marca do implante. Depois de analisadas todas as peças, esses mesmos dez pilares passarão pelo outro grupo de dez implantes, representante da segunda marca de implante e, por último, os dez pilares passarão pela terceira e última marca de implante, como mostra a figura 4.9.

Figura 4.9 - Montagem dos pilares passando pelas três marcas de implante

O mesmo foi feito para as outras marcas de pilares protéticos, tanto para o componente rotacional como para o componente antirrotacional. Dessa forma, todos os conjuntos de componentes passarão por todas as marcas de implantes.

5 RESULTADOS

De acordo com o total de número de dados proveniente das 960 fotografias e respectivas medidas, os resultados serão apresentados da seguinte forma:

- Comparação do valor de adaptação entre o pilar protético rotacional original e o da marca alternativa (MIC) em uma mesma marca de implante.
- Comparação do valor de adaptação entre o pilar protético antirrotacional original e o da marca alternativa (MIC) em uma mesma marca de implante.
- Avaliação da intercambiabilidade dos componentes protéticos rotacionais das marcas SIN, NEO e CON sobre os implantes das mesmas marcas.
- Avaliação da intercambiabilidade dos componentes protéticos antirrotacionais das marcas SIN, NEO e CON sobre os implantes das mesmas marcas.

Segue abaixo a tabela de resultados dos valores de microgap para o implante com seu componente rotacional original e, ao lado, o mesmo, com o componente genérico.

Tabela 5.1 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN com seu componente rotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante SIN com componente SIN rotacional				Implante SIN com componente MIC rotacional			
SSRF11	1,4	SSRV11	2,3	SMRF11	3,1	SMRV11	2,1
SSRF12	1,2	SSRV12	3,5	SMRF12	3,0	SMRV12	1,4
SSRF21	3,7	SSRV21	1,5	SMRF21	1,9	SMRV21	1,5
SSRF22	3,4	SSRV22	0,2	SMRF22	2,6	SMRV22	1,2
SSRF31	1,3	SSRV31	1,2	SMRF31	3,1	SMRV31	2,2
SSRF32	2,7	SSRV32	1,3	SMRF32	3,2	SMRV32	2,3
SSRF41	2,5	SSRV41	1,0	SMRF41	4,8	SMRV41	5,7
SSRF42	2,6	SSRV42	1,8	SMRF42	3,9	SMRV42	4,8
SSRF51	2,8	SSRV51	1,2	SMRF51	1,2	SMRV51	1,1
SSRF52	2,1	SSRV52	1,1	SMRF52	1,7	SMRV52	1,0
SSRF61	2,0	SSRV61	1,3	SMRF61	0,8	SMRV61	0,0
SSRF62	1,6	SSRV62	1,2	SMRF62	3,3	SMRV62	0,0
SSRF71	0,8	SSRV71	1,0	SMRF71	0,0	SMRV71	0,5
SSRF72	0,6	SSRV72	1,0	SMRF72	0,0	SMRV72	0,6
SSRF81	1,6	SSRV81	1,3	SMRF81	1,7	SMRV81	1,0
SSRF82	0,7	SSRV82	2,1	SMRF82	1,0	SMRV82	2,4
SSRF91	1,2	SSRV91	0,3	SMRF91	3,1	SMRV91	3,0
SSRF92	1,5	SSRV92	1,2	SMRF92	2,7	SMRV92	1,1
SSRF101	1,4	SSRV101	0,9	SMRF101	0,9	SMRV101	1,8
SSRF102	1,0	SSRV102	4,1	SMRF102	0,5	SMRV102	2,1
Média	1,80		1,48		2,13		1,79
D.P.	0,89		0,94		1,06		1,43

Tabela 5.2 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO com seu componente rotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante NEO com componente NEO rotacional				Implante NEO com componente MIC rotacional			
NNRF11	3,4	NNRV11	3,8	NMRF11	8,6	NMRV11	3,1
NNRF12	2,3	NNRV12	5,3	NMRF12	5,7	NMRV12	2,6
NNRF21	0,0	NNRV21	0,4	NMRF21	2,4	NMRV21	4,1
NNRF22	0,0	NNRV22	0,6	NMRF22	2,7	NMRV22	0,5
NNRF31	2,3	NNRV31	2,8	NMRF31	5,8	NMRV31	6,4
NNRF32	2,0	NNRV32	3,2	NMRF32	6,6	NMRV32	4,8
NNRF41	0,5	NNRV41	1,0	NMRF41	2,8	NMRV41	1,2
NNRF42	1,6	NNRV42	0,8	NMRF42	1,3	NMRV42	0,7
NNRF51	2,4	NNRV51	2,8	NMRF51	1,2	NMRV51	1,2
NNRF52	1,0	NNRV52	2,7	NMRF52	2,4	NMRV52	1,6
NNRF61	0,9	NNRV61	0,3	NMRF61	1,4	NMRV61	2,7
NNRF62	1,1	NNRV62	1,0	NMRF62	1,6	NMRV62	2,0
NNRF71	2,7	NNRV71	5,2	NMRF71	2,8	NMRV71	2,0
NNRF72	3,2	NNRV72	5,6	NMRF72	1,2	NMRV72	2,9
NNRF81	2,0	NNRV81	2,0	NMRF81	4,4	NMRV81	0,0
NNRF82	1,9	NNRV82	3,4	NMRF82	2,7	NMRV82	0,0
NNRF91	0,9	NNRV91	0,0	NMRF91	2,6	NMRV91	1,7
NNRF92	1,1	NNRV92	0,6	NMRF92	1,0	NMRV92	2,5
NNRF101	2,0	NNRV101	4,0	NMRF101	2,3	NMRV101	2,7
NNRF102	2,1	NNRV102	3,0	NMRF102	2,7	NMRV102	3,6
Média	1,67		2,43		3,11		2,32
D.P.	1,14		1,79		2,06		1,61

Tabela 5.3 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON com seu componente rotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante CON com componente CON				Implante CON com componente MIC			
rotacional				rotacional			
CCRF11	7,2	CCRV11	8,3	CMRF11	1,1	CMRV11	5,7
CCRF12	4,3	CCRV12	5,4	CMRF12	0,4	CMRV12	0,0
CCRF21	8,7	CCRV21	10,1	CMRF21	3,6	CMRV21	0,6
CCRF22	3,9	CCRV22	11,2	CMRF22	0,8	CMRV22	5,6
CCRF31	7,2	CCRV31	11,3	CMRF31	1,9	CMRV31	9,4
CCRF32	13,0	CCRV32	7,5	CMRF32	8,2	CMRV32	1,0
CCRF41	4,7	CCRV41	7,1	CMRF41	1,8	CMRV41	8,1
CCRF42	6,2	CCRV42	8,7	CMRF42	9,1	CMRV42	1,1
CCRF51	10,1	CCRV51	6,6	CMRF51	8,8	CMRV51	5,5
CCRF52	2,7	CCRV52	3,5	CMRF52	9,2	CMRV52	2,6
CCRF61	11,2	CCRV61	5,6	CMRF61	1,0	CMRV61	0,8
CCRF62	2,3	CCRV62	3,9	CMRF62	1,2	CMRV62	0,9
CCRF71	2,8	CCRV71	14,2	CMRF71	1,4	CMRV71	7,5
CCRF72	1,7	CCRV72	14,3	CMRF72	2,1	CMRV72	3,2
CCRF81	4,1	CCRV81	11,2	CMRF81	2,5	CMRV81	1,3
CCRF82	11,5	CCRV82	6,4	CMRF82	4,0	CMRV82	1,4
CCRF91	6,2	CCRV91	2,7	CMRF91	1,2	CMRV91	5,4
CCRF92	8,8	CCRV92	10,6	CMRF92	5,5	CMRV92	6,3
CCRF101	6,4	CCRV101	5,1	CMRF101	4,2	CMRV101	0,0
CCRF102	1,1	CCRV102	5,0	CMRF102	1,8	CMRV102	0,0
Média	6,22		7,94		3,49		3,32
D.P.	3,50		3,42		3,03		3,06

Para cada implante foram feitas quatro medidas, baseada cada uma em uma fotografia. Para o implante 1 foram registradas as medidas de frente 11 e 12, e de verso 11 e 12 (em μm) sendo que o primeiro algarismo refere-se ao número do implante e, o segundo algarismo, refere-se à sequência da fotografia. Entre as quatro medidas, foi selecionada a de maior valor para cada implante (Dellow et al., 1997), gerando os resultados relatados na tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Maior valor de desadaptação de cada implante com seu componente rotacional, original e genérico, seguido de média e desvio padrão (D.P)

Implante/Pilar	SIN/SIN	SIN/MIC	NEO/NEO	NEO/MIC	CON/CON	CON/MMIC
1	3.5	3.1	5.3	8.6	8.3	5.7
2	3.7	2.6	0.6	4.1	11.2	5.6
3	2.7	3.2	3.2	6.6	13.2	9.4
4	2.6	5.7	1.6	2.8	8.7	9.1
5	2.8	1.7	2.8	2.4	10.1	9.2
6	2.0	3.3	1.1	2.7	11.2	1.2
7	1.0	0.6	5.6	2.9	14.3	7.5
8	2.1	2.4	3.4	4.4	11.5	4.0
9	1.5	3.1	1.1	2.6	10.6	6.3
10	4.1	2.1	4.0	3.6	6.4	4.2
Média	2,6	2,8	2,9	4,1	10,6	6,2
D.P.	1,0	1,3	1,8	2,0	2,3	2,7

Para esses resultados foi utilizado o teste de ANOVA dois critérios (Implante X Pilar), complementado pelo teste de Tukey, uma vez que os resultados apresentaram uma distribuição normal. Como resultado, obteve-se que: para as marcas de implante SIN e NEO, não houve diferença estatisticamente significativa entre o pilar original e o da marca MIC ($p > 0,05$). Já o pilar da empresa CON apresentou uma desadaptação maior do que o pilar da empresa MIC ($p < 0,01$).

Segue abaixo a tabela de resultados do implante com seu componente original e, ao lado, o implante com o componente genérico antirrotacional.

Tabela 5.5 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN com seu componente antirrotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante SIN com componente SIN antirrotacional				Implante SIN com componente MIC antirrotacional			
SSAF11	3,4	SSAV11	2,8	SMAF11	2,0	SMAV11	2,2
SSAF12	3,4	SSAV12	2,4	SMAF12	3,1	SMAV12	2,6
SSAF21	4,6	SSAV21	2,8	SMAF21	1,8	SMAV21	4,0
SSAF22	2,4	SSAV22	2,6	SMAF22	3,0	SMAV22	3,4
SSAF31	0,8	SSAV31	0,0	SMAF31	1,2	SMAV31	1,8
SSAF32	1,5	SSAV32	0,0	SMAF32	0,4	SMAV32	2,4
SSAF41	2,4	SSAV41	0,4	SMAF41	3,6	SMAV41	1,0
SSAF42	2,8	SSAV42	1,0	SMAF42	2,1	SMAV42	0,8
SSAF51	4,0	SSAV51	2,4	SMAF51	2,4	SMAV51	1,2
SSAF52	3,1	SSAV52	2,4	SMAF52	2,6	SMAV52	2,2
SSAF61	2,0	SSAV61	0,8	SMAF61	2,4	SMAV61	3,0
SSAF62	1,0	SSAV62	0,6	SMAF62	1,4	SMAV62	1,2
SSAF71	1,2	SSAV71	1,4	SMAF71	1,0	SMAV71	2,2
SSAF72	1,1	SSAV72	0,0	SMAF72	0,6	SMAV72	2,1
SSAF81	1,4	SSAV81	3,8	SMAF81	2,0	SMAV81	1,2
SSAF82	0,7	SSAV82	3,2	SMAF82	1,6	SMAV82	1,4
SSAF91	1,6	SSAV91	2,6	SMAF91	1,9	SMAV91	0,9
SSAF92	1,0	SSAV92	2,2	SMAF92	1,6	SMAV92	2,2
SSAF101	1,8	SSAV101	3,2	SMAF101	2,0	SMAV101	2,2
SSAF102	3,6	SSAV102	2,6	SMAF102	1,2	SMAV102	2,1
Média	2,2		1,9		1,9		2,0
D.P.	1,2		1,2		1,0		0,9

Tabela 5.6 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO com seu componente antirrotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante NEO com componente NEO antirrotacional				Implante NEO com componente MIC antirrotacional			
NNAF11	3,0	NNAV11	0,5	NMAF11	1,4	NMAV11	2,00
NNAF12	1,5	NNAV12	2,3	NMAF12	0,6	NMAV12	2,20
NNAF21	21,5	NNAV21	19,8	NMAF21	0,8	NMAV21	2,20
NNAF22	14,6	NNAV22	17,9	NMAF22	0,9	NMAV22	4,60
NNAF31	1,2	NNAV31	0,9	NMAF31	0,6	NMAV31	1,60
NNAF32	0,6	NNAV32	1,6	NMAF32	0,6	NMAV32	1,60
NNAF41	1,6	NNAV41	0,6	NMAF41	0,9	NMAV41	0,40
NNAF42	2,1	NNAV42	2,2	NMAF42	0,0	NMAV42	1,20
NNAF51	2,1	NNAV51	0,3	NMAF51	1,2	NMAV51	2,20
NNAF52	1,0	NNAV52	0,4	NMAF52	1,1	NMAV52	1,00
NNAF61	1,4	NNAV61	0,6	NMAF61	3,4	NMAV61	1,60
NNAF62	0,9	NNAV62	0,9	NMAF62	3,2	NMAV62	2,60
NNAF71	1,2	NNAV71	0,5	NMAF71	1,2	NMAV71	0,00
NNAF72	0,4	NNAV72	0,7	NMAF72	2,2	NMAV72	2,80
NNAF81	11,7	NNAV81	13,7	NMAF81	0,8	NMAV81	1,00
NNAF82	14,2	NNAV82	15,2	NMAF82	1,2	NMAV82	1,40
NNAF91	1,0	NNAV91	1,2	NMAF91	2,6	NMAV91	0,90
NNAF92	1,60	NNAV92	2,0	NMAF92	2,2	NMAV92	2,00
NNAF101	1,4	NNAV101	1,2	NMAF101	3,2	NMAV101	0,00
NNAF102	1,3	NNAV102	1,6	NMAF102	0,6	NMAV102	0,60
Média	4,2		4,2		1,4		1,6
D.P.	7,1		6,5		1,0		1,1

Tabela 5.7 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON com seu componente antirrotacional, original e genérico (MIC) seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante CON com componente CON antirrotacional				Implante CON com componente MIC antirrotacional			
CCAF11	4,2	CCAV11	4,6	CMAF11	1,8	CMAV11	4,5
CCAF12	6,4	CCAV12	7,2	CMAF12	0,6	CMAV12	4,8
CCAF21	1,8	CCAV21	4,2	CMAF21	3,3	CMAV21	5,7
CCAF22	8,6	CCAV22	0,9	CMAF22	3,0	CMAV22	0,6
CCAF31	11,0	CCAV31	7,2	CMAF31	0,4	CMAV31	1,2
CCAF32	11,1	CCAV32	3,0	CMAF32	0,6	CMAV32	0,5
CCAF41	4,4	CCAV41	4,5	CMAF41	1,3	CMAV41	1,5
CCAF42	3,6	CCAV42	2,7	CMAF42	1,2	CMAV42	0,6
CCAF51	10,3	CCAV51	8,1	CMAF51	4,2	CMAV51	1,5
CCAF52	7,8	CCAV52	2,8	CMAF52	2,1	CMAV52	0,4
CCAF61	7,8	CCAV61	3,8	CMAF61	0,4	CMAV61	0,3
CCAF62	4,4	CCAV62	2,0	CMAF62	4,2	CMAV62	0,6
CCAF71	1,6	CCAV71	4,0	CMAF71	1,8	CMAV71	1,4
CCAF72	12,9	CCAV72	3,1	CMAF72	1,6	CMAV72	1,2
CCAF81	3,0	CCAV81	4,4	CMAF81	3,4	CMAV81	1,2
CCAF82	5,8	CCAV82	7,7	CMAF82	0,0	CMAV82	4,0
CCAF91	10,5	CCAV91	3,0	CMAF91	3,6	CMAV91	1,2
CCAF92	5,5	CCAV92	7,7	CMAF92	3,7	CMAV92	1,6
CCAF101	5,5	CCAV101	4,8	CMAF101	4,2	CMAV101	3,2
CCAF102	7,0	CCAV102	2,1	CMAF102	7,2	CMAV102	0,0
Média	6,7		4,4		2,4		1,8
D.P.	3,3		2,1		1,8		1,7

Novamente o maior valor de desadaptação, resultante das quatro medidas ao redor do implante, foi selecionado para gerar a tabela 5.8 a seguir.

Tabela 5.8 – Maior valor de desadaptação de cada implante com seu componente antirrotacional, original e genérico seguido de média e desvio padrão (D.P)

Implante/pilar	SIN.SIN	SIN.MIC	NEO.NEO	NEO.MIC	CON.CON	CON.MIC
1	3.4	3.1	3.0	2.2	7.2	4.8
2	4.6	4.0	1.8	4.6	8.6	5.7
3	1.5	2.4	1.6	1.6	11.1	1.2
4	2.8	3.6	2.2	1.2	4.5	1.5
5	4.0	2.6	2.1	2.2	10.3	4.2
6	2.0	3.0	1.4	3.4	7.8	4.2
7	1.4	2.2	1.2	2.8	12.9	1.8
8	3.8	2.0	1.8	1.4	7.7	4.0
9	2.6	2.2	2.0	2.6	10.5	3.7
10	3.6	2.2	1.6	3.2	7.0	7.2
Média	3,0	2,7	1,9	2,5	8,8	3,8
D.P.	1,1	0,7	0,5	1,0	2,4	1,9

Novamente foi utilizado o teste de ANOVA dois critérios (Implante X Pilar) complementado pelo teste de Tukey. De forma semelhante aos componentes rotacionais, o resultado obtido para as marcas de implante SIN e NEO, demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre o pilar original e o da marca MIC ($p>0,05$). Já o pilar da empresa CON apresentou uma desadaptação maior do que o pilar da empresa MIC ($p<0,01$).

Os valores do desajuste dos pilares rotacionais, quando intercambiados apresenta-se nas tabelas a seguir.

Tabela 5.9 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN quando intercambiado com componente rotacional da marca NEO e CON, seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante SIN com componente NEO rotacional				Implante SIN com componente CON rotacional			
SNRF11	1,2	SNRV11	1,3	SCRF11	2,8	SCRV11	4
SNRF12	0,9	SNRV12	0,8	SCRF12	3	SCRV12	2,8
SNRF21	3,9	SNRV21	5,5	SCRF21	5	SCRV21	4,6
SNRF22	4,6	SNRV22	6,6	SCRF22	4,7	SCRV22	6,1
SNRF31	4,3	SNRV31	5,8	SCRF31	4,3	SCRV31	10,6
SNRF32	4,3	SNRV32	5,5	SCRF32	6,3	SCRV32	10,4
SNRF41	3,2	SNRV41	4,5	SCRF41	2,1	SCRV41	7,3
SNRF42	4,2	SNRV42	3,6	SCRF42	4	SCRV42	7,3
SNRF51	3,3	SNRV51	2,5	SCRF51	6,6	SCRV51	10
SNRF52	5,1	SNRV52	3,6	SCRF52	7,5	SCRV52	9,2
SNRF61	0,8	SNRV61	1,6	SCRF61	11,3	SCRV61	12,7
SNRF62	0,9	SNRV62	0,8	SCRF62	9,2	SCRV62	13,6
SNRF71	6,4	SNRV71	6,8	SCRF71	7,62	SCRV71	2,7
SNRF72	5,3	SNRV72	6,7	SCRF72	6,6	SCRV72	3
SNRF81	2,7	SNRV81	4,6	SCRF81	5,3	SCRV81	8
SNRF82	2,7	SNRV82	3,9	SCRF82	4,6	SCRV82	5,4
SNRF91	3,8	SNRV91	5,6	SCRF91	6,8	SCRV91	4,7
SNRF92	5,9	SNRV92	4,6	SCRF92	5,3	SCRV92	3,8
SNRF101	4,4	SNRV101	2,3	SCRF101	9	SCRV101	7,2
SNRF102	3,8	SNRV102	2,8	SCRF102	16,9	SCRV102	8,2
Média	3,6		4,0		6,5		7,1
D.P.	1,7		2,0		3,4		3,3

Tabela 5.10 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO quando intercambiado com componente rotacional da marca CON e SIN, seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante NEO com componente CON rotacional				Implante NEO com componente SIN rotacional			
NCRF11	2,6	NCRV11	4,6	NSRF11	0,0	NSRV11	1,2
NCRF12	2,1	NCRV12	3,2	NSRF12	0,0	NSRV12	1,9
NCRF21	5,1	NCRV21	5,5	NSRF21	0,3	NSRV21	0,9
NCRF22	10,1	NCRV22	7,5	NSRF22	0,0	NSRV22	5,4
NCRF31	10,2	NCRV31	5,3	NSRF31	1,3	NSRV31	1,8
NCRF32	8,0	NCRV32	5,1	NSRF32	1,0	NSRV32	1,2
NCRF41	5,8	NCRV41	4,1	NSRF41	3,5	NSRV41	0,7
NCRF42	3,9	NCRV42	4,1	NSRF42	2,3	NSRV42	1,5
NCRF51	5,5	NCRV51	4,6	NSRF51	0,9	NSRV51	3,9
NCRF52	6,0	NCRV52	3,4	NSRF52	0,3	NSRV52	1,2
NCRF61	10,6	NCRV61	7,1	NSRF61	0,0	NSRV61	4,0
NCRF62	7,5	NCRV62	6,5	NSRF62	0,0	NSRV62	2,1
NCRF71	8,6	NCRV71	14,1	NSRF71	1,1	NSRV71	2,5
NCRF72	8,0	NCRV72	12,2	NSRF72	2,6	NSRV72	0,8
NCRF81	3,8	NCRV81	6,6	NSRF81	1,0	NSRV81	0,0
NCRF82	7,8	NCRV82	4,4	NSRF82	0,8	NSRV82	0,7
NCRF91	4,0	NCRV91	3,0	NSRF91	0,7	NSRV91	2,0
NCRF92	4,0	NCRV92	3,6	NSRF92	0,7	NSRV92	1,2
NCRF101	4,6	NCRV101	5,5	NSRF101	3,3	NSRV101	0,3
NCRF102	3,2	NCRV102	5,0	NSRF102	0,7	NSRV102	0,0
Média	6,1		5,8		1,0		1,7
D.P.	2,6		2,8		1,1		1,4

Tabela 5.11 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON quando intercambiado com componente rotacional da marca SIN e NEO, seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante CON com componente SIN rotacional				Implante CON com componente NEO rotacional			
CSRF11	7,4	CCRV11	0,6	CNRF11	1,4	CNRV11	1,3
CSRF12	7,2	CCRV12	0,0	CNRF12	0,4	CNRV12	0,6
CSRF21	5,2	CCRV21	5,6	CNRF21	7,6	CNRV21	4,6
CSRF22	2,0	CCRV22	1,4	CNRF22	0,6	CNRV22	1,7
CSRF31	5,0	CCRV31	0,0	CNRF31	4,0	CNRV31	4,8
CSRF32	5,5	CCRV32	0,0	CNRF32	3,6	CNRV32	5,9
CSRF41	9,5	CCRV41	2,4	CNRF41	10,9	CNRV41	8,4
CSRF42	8,2	CCRV42	1,3	CNRF42	5,0	CNRV42	4,9
CSRF51	1,8	CCRV51	1,6	CNRF51	5,1	CNRV51	6,5
CSRF52	2,0	CCRV52	1,2	CNRF52	5,2	CNRV52	4,8
CSRF61	0,0	CCRV61	0,6	CNRF61	6,2	CNRV61	5,1
CSRF62	0,0	CCRV62	0,0	CNRF62	5,8	CNRV62	5,9
CSRF71	0,5	CCRV71	3,8	CNRF71	1,6	CNRV71	7,3
CSRF72	7,1	CCRV72	1,6	CNRF72	1,3	CNRV72	1,2
CSRF81	1,9	CCRV81	4,0	CNRF81	1,7	CNRV81	1,1
CSRF82	4,2	CCRV82	5,4	CNRF82	1,6	CNRV82	0,9
CSRF91	2,3	CCRV91	0,9	CNRF91	1,8	CNRV91	5,6
CSRF92	1,2	CCRV92	3,1	CNRF92	5,1	CNRV92	1,0
CSRF101	1,3	CCRV101	3,0	CNRF101	1,4	CNRV101	8,3
CSRF102	3,2	CCRV102	1,7	CNRF102	10,2	CNRV102	4,0
Média	3,8		1,9		4,0		4,2
D.P.	3,0		1,7		3,1		2,6

Juntando os maiores valores de desadaptação de cada implante tem-se a tabela 5.12.

Tabela 5.12 – Maior valor de desadaptação de cada implante quando intercambiado com componente rotacional, das três marcas de implantes avaliadas (SIN, NEO e CON) seguido de média e desvio padrão (D.P)

Implante/pilar	SIN.SIN	SIN.NEO	SIN.CON	NEO.NEO	NEO.SIN	NEO.CON	CON.CON	CON.SIN	CON.NEO
1	3,5	1,3	4,0	5,3	1,9	4,6	8,3	7,4	1,4
2	3,7	6,6	6,1	0,6	5,4	10,1	11,2	5,6	7,6
3	2,7	5,8	10,6	3,2	1,8	10,2	13,2	5,5	5,9
4	2,6	4,5	7,3	1,6	3,5	5,8	8,7	9,5	10,9
5	2,8	5,1	10,0	2,8	3,9	6,0	10,1	2,0	6,5
6	2,0	1,6	13,6	1,1	4,0	10,6	11,2	0,6	6,2
7	1,0	6,8	7,6	5,6	2,6	14,1	14,3	7,1	7,3
8	2,1	4,6	8,0	3,4	1,0	7,8	11,5	5,4	1,7
9	1,5	5,9	6,8	1,1	2,0	4,0	10,6	3,1	5,6
10	4,1	4,4	16,9	4,0	3,3	5,5	6,4	3,2	10,2
Média	2,6	4,7	9,1	2,9	2,9	7,9	10,6	4,9	6,3
D.P.	0,9	1,8	3,6	1,7	1,3	3,1	2,2	2,6	2,9

Para esses resultados foi realizado o teste de Mann-Whitney comparando-se o conjunto original implante / pilar protético comparado com o mesmo implante, agora conectado com um pilar protético de outra marca. As comparações foram pareadas respeitando-se a mesma marca de implante uma vez que o conjunto original é o padrão de adaptação. Os resultados das combinações estão apresentados no quadro 5.1

Combinação implante/componente	Conjunto original		
	SIN	NEO	CON
SIN/NEO	p<0,05		
SIN/CON	p<0,05		
NEO/SIN		p>0,05	
NEO/CON		p<0,05	
CON/SIN			p<0,05
CON/NEO			p<0,05

Quadro 5.1 - Resultado estatístico da comparação da intercambiabilidade com o conjunto original para pilares rotacionais

Para o implante da marca SIN, o melhor valor de adaptação foi quando foi o utilizado o pilar protético original. Os pilares das outras duas marcas apresentaram uma desadaptação pior que o conjunto original. Para o implante NEO, o componente protético da marca SIN apresentou uma adaptação semelhante ao original, já o componente da marca CON apresentou uma desadaptação pior. Para a marca CON, tanto o componente da marca SIN como o componente da marca NEO apresentaram uma adaptação significativamente melhor que o componente original desta empresa.

Dentro dessas três marcas a intercambiabilidade não foi possível senão para a marca de implante NEO com o componente SIN e para a marca de implante CON onde houve diferença significativa uma vez que o conjunto original desta empresa apresentou uma desadaptação pior do que com os componentes da empresa SIN e NEO.

Os valores do desajuste dos pilares antirrotacionais, quando intercambiados apresenta-se nas tabelas a seguir.

Tabela 5.13 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca SIN quando intercambiado com componente antirrotacional da marca NEO e CON, seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante SIN com componente NEO antirrotacional				Implante SIN com componente CON antirrotacional			
SNAF11	1,4	SNAV11	1,8	SCAF11	3,6	SCAV11	4,2
SNAF12	3,2	SNAV12	1,1	SCAF12	3,0	SCAV12	3,6
SNAF21	13,1	SNAV21	24	SCAF21	6,2	SCAV21	3,8
SNAF22	19,4	SNAV22	13,0	SCAF22	5,0	SCAV22	4,4
SNAF31	0,8	SNAV31	1,6	SCAF31	5,8	SCAV31	3,4
SNAF32	1,6	SNAV32	2,4	SCAF32	4,4	SCAV32	5,4
SNAF41	2,6	SNAV41	2,6	SCAF41	6,0	SCAV41	4,6
SNAF42	2,4	SNAV42	2,0	SCAF42	6,2	SCAV42	4,4
SNAF51	1,2	SNAV51	1,6	SCAF51	4,6	SCAV51	5,2
SNAF52	2,0	SNAV52	1,2	SCAF52	4,6	SCAV52	5,8
SNAF61	24,0	SNAV61	16,7	SCAF61	3,2	SCAV61	2,8
SNAF62	23,4	SNAV62	20,0	SCAF62	2,6	SCAV62	3,4
SNAF71	2,0	SNAV71	2,4	SCAF71	5,0	SCAV71	5,5
SNAF72	0,8	SNAV72	2,0	SCAF72	6,2	SCAV72	4,6
SNAF81	0,9	SNAV81	0,8	SCAF81	5,0	SCAV81	6,2
SNAF82	0,6	SNAV82	1,2	SCAF82	5,2	SCAV82	5,8
SNAF91	2,8	SNAV91	1,4	SCAF91	4,8	SCAV91	4,2
SNAF92	2,6	SNAV92	1,2	SCAF92	4,0	SCAV92	4,0
SNAF101	3,8	SNAV101	2,4	SCAF101	3,8	SCAV101	4,2
SNAF102	3,9	SNAV102	4,6	SCAF102	3,8	SCAV102	4,6
Média	3,8		1,9		4,0		4,2
D.P.	2,9		1,7		3,1		2,6

Tabela 5.14 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca NEO quando intercambiado com componente antirrotacional da marca CON e SIN, seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante NEO com componente CON antirrotacional				Implante NEO com componente SIN antirrotacional			
NCAF11	2,4	NCAV11	2,1	NSAF11	3,0	NSAV11	0,4
NCAF12	2,0	NCAV12	1,4	NSAF12	1,8	NSAV12	0,0
NCAF21	2,8	NCAV21	4,0	NSAF21	2,4	NSAV21	1,2
NCAF22	3,6	NCAV22	3,8	NSAF22	0,8	NSAV22	1,4
NCAF31	3,2	NCAV31	4,0	NSAF31	1,2	NSAV31	0,0
NCAF32	5,4	NCAV32	4,2	NSAF32	4,0	NSAV32	0,5
NCAF41	3,2	NCAV41	3,8	NSAF41	1,0	NSAV41	3,0
NCAF42	2,6	NCAV42	4,0	NSAF42	0,4	NSAV42	2,2
NCAF51	1,2	NCAV51	1,0	NSAF51	0,0	NSAV51	3,0
NCAF52	2,0	NCAV52	1,8	NSAF52	0,5	NSAV52	3,2
NCAF61	4,4	NCAV61	4,0	NSAF61	0,0	NSAV61	2,0
NCAF62	4,6	NCAV62	4,6	NSAF62	0,5	NSAV62	3,4
NCAF71	2,8	NCAV71	4,0	NSAF71	3,4	NSAV71	2,8
NCAF72	3,8	NCAV72	2,6	NSAF72	1,2	NSAV72	4,0
NCAF81	4,6	NCAV81	5,4	NSAF81	0,6	NSAV81	4,6
NCAF82	4,0	NCAV82	5,2	NSAF82	0,8	NSAV82	3,4
NCAF91	2,0	NCAV91	2,4	NSAF91	0,4	NSAV91	1,6
NCAF92	1,8	NCAV92	3,2	NSAF92	0,0	NSAV92	0,6
NCAF101	3,8	NCAV101	3,4	NSAF101	1,4	NSAV101	3,0
NCAF102	3,4	NCAV102	4,0	NSAF102	2,6	NSAV102	0,8
Média	3,9		1,9		4,0		4,2
D.P.	2,9		1,7		3,1		2,6

Tabela 5.15 - Valores de desadaptação dos quatro pontos ao redor do implante da marca CON quando intercambiado com componente antirrotacional da marca SIN e NEO, seguido de média e desvio padrão (D.P.)

Implante CON com componente SIN antirrotacional				Implante CON com componente NEO antirrotacional			
CSAF11	1,8	CCAV11	0,4	CNAF11	5,5	CNAV11	1,6
CSAF12	0,0	CCAV12	2,8	CNAF12	2,4	CNAV12	5,0
CSAF21	1,0	CCAV21	0,0	CNAF21	16,5	CNAV21	19,8
CSAF22	0,5	CCAV22	0,0	CNAF22	22,1	CNAV22	16,8
CSAF31	0,6	CCAV31	4,0	CNAF31	3,6	CNAV31	6,4
CSAF32	0,0	CCAV32	8,0	CNAF32	2,2	CNAV32	1,6
CSAF41	0,0	CCAV41	0,3	CNAF41	4,8	CNAV41	0,8
CSAF42	0,0	CCAV42	0,0	CNAF42	2,0	CNAV42	11,3
CSAF51	7,2	CCAV51	0,2	CNAF51	8,0	CNAV51	1,4
CSAF52	0,2	CCAV52	0,0	CNAF52	2,4	CNAV52	6,8
CSAF61	1,2	CCAV61	5,6	CNAF61	4,2	CNAV61	2,4
CSAF62	1,2	CCAV62	1,6	CNAF62	0,8	CNAV62	1,4
CSAF71	2,4	CCAV71	1,0	CNAF71	3,2	CNAV71	2,6
CSAF72	2,2	CCAV72	2,4	CNAF72	3,0	CNAV72	4,8
CSAF81	0,0	CCAV81	0,0	CNAF81	23,0	CNAV81	15,4
CSAF82	3,2	CCAV82	0,0	CNAF82	16,5	CNAV82	20,0
CSAF91	0,3	CCAV91	0,8	CNAF91	2,6	CNAV91	1,2
CSAF92	0,0	CCAV92	3,0	CNAF92	3,0	CNAV92	2,5
CSAF101	2,2	CCAV101	6,5	CNAF101	9,6	CNAV101	2,4
CSAF102	4,0	CCAV102	2,2	CNAF102	6,2	CNAV102	0,8
Média	3,78		1,9		4,0		4,2
D.P.	2,93		1,7		3,1		2,6

Agrupando os maiores valores de desadaptação de cada implante tem-se a tabela 5.16.

Tabela 5.16 – Maior valor de desadaptação de cada implante quando intercambiado com componente antirrotacional, das três marcas de implantes avaliadas (SIN, NEO e CON) seguido de média e desvio padrão (D.P)

Implante / Pilar	SIN.SIN	SIN.NEO	SIN.CON	NEO.NEO	NEO.SIN	NEO.CON	CON.CON	CON.SIN	CON.NEO
1	3,4	3,2	3,1	3,0	2,4	2,2	7,2	2,8	5,5
2	4,6	2,5	4,0	1,8	4,0	4,6	8,6	1,0	6,0
3	1,5	2,4	2,4	1,6	5,4	1,6	11,1	8,0	6,4
4	2,8	2,6	3,6	2,2	4,0	1,2	4,5	0,3	11,3
5	4,0	2,0	2,6	2,1	2,0	2,2	10,3	7,2	8,0
6	2,0	2,5	3,0	1,4	4,6	3,4	7,8	5,6	4,2
7	1,4	2,4	2,2	1,2	4,0	2,8	12,9	2,4	4,8
8	3,8	1,2	2,0	1,8	5,4	1,4	7,7	3,2	6,0
9	2,6	2,8	2,2	2,0	3,2	2,6	10,5	3,0	3,0
10	3,6	4,6	2,2	1,6	4,0	3,2	7,0	6,5	9,6
Média	2,6	4,7	9,1	2,9	2,9	7,9	10,6	4,9	6,3
D.P.	0,9	1,8	3,6	1,7	1,3	3,1	2,2	2,6	2,9

Para esses resultados foi realizado o teste de Mann-Whitney comparando-se o conjunto original implante / pilar protético comparado com o mesmo implante, agora conectado com um pilar protético de outra marca. As comparações foram pareadas respeitando-se a mesma marca de implante uma vez que o conjunto original é o padrão de adaptação. Os resultados das comparações estão apresentados no quadro 5.2.

Combinação implante/componente	Conjunto original		
	SIN	NEO	CON
SIN/NEO	P>0,05		
SIN/CON	p<0,05		
NEO/SIN		p<0,05	
NEO/CON		p<0,05	
CON/SIN			p<0,05
CON/NEO			p<0,05

Quadro 5.2 - Resultado estatístico da comparação da intercambiabilidade com o conjunto original para pilares antirrotacionais

Para o implante da marca SIN, o valor de adaptação foi semelhante com o pilar da marca NEO e teve um pior resultado com o componente da marca CON. Para o implante da marca NEO, nenhum dos outros dois componentes apresentaram adaptação semelhante ou melhor que o sistema original. Para a marca CON, tanto o componente da marca SIN como o componente da marca NEO apresentaram uma adaptação significativamente melhor que o componente original desta empresa.

Dentro dessas três marcas a intercambiabilidade não foi possível senão para a marca de implante SIN com o componente NEO e para a marca de implante CON, onde houve diferença significativa, uma vez que o conjunto original desta empresa apresentou uma desadaptação pior do que com os componentes da empresa SIN e NEO.

O gráfico 5.1 e o gráfico 5.2 expõem de forma ilustrativa os valores mínimos e máximos (linha vertical), mediana (traço) e desvio padrão (para mais e para menos representado por um retângulo) de todas as combinações de componentes rotacionais e antirrotacionais respectivamente. Segundo McGill et al. (1978), a diferença entre os grupos pode ser avaliada, de forma mais clara, pelo limite de confiança do ilustrado pelo retângulo formado pelo valor mínimo e máximo do desvio padrão. Neste tipo de análise, haverá diferença significativa entre os grupos quando não houver nenhuma medida semelhante para a área dos retângulos dos grupos comparados. Dessa mesma forma, haverá diferença estatisticamente significativa para os grupos onde existe a coincidência de valores para a área do retângulo.

Gráfico 5.1 - Mediana (traço), valor mínimo e máximo (linha vertical) e limite de confiança (retângulo), para os maiores valores de discrepância (μm) distribuídos por marca do implante e pilar protético rotacional. (SIN: Sistemas SIN Implante, São Paulo; CON: Conexão Sistemas de próteses, Arujá; NEO: Neodent, Curitiba)

Gráfico 5.2 - Mediana (traço), valor mínimo e máximo (linha vertical) e limite de confiança (retângulo), para os maiores valores de discrepância (μm) distribuídos por marca do implante e pilar protético antirrotacional. (SIN: Sistemas SIN Implante, São Paulo; CON: Conexão Sistemas de próteses, Arujá; NEO: Neodent, Curitiba)

Nessa comparação, onde os resultados são exatamente iguais aos obtidos pelo teste estatístico, os dados são mais facilmente visualizados não só do ponto de vista de comparação de resultados, mas a amplitude das variações da amostra.

6 DISCUSSÃO

O estudo da infiltração bacteriana, clínico e histológico, é realizado desde 1981, quando Adell e seus colaboradores começaram a avaliar a contaminação bacteriana presente ao redor dos implantes dentários. A contaminação da superfície externa bem como da região interna dos implantes vem sendo estudada e relacionada com a perda óssea periimplantar (Covani et al., 2006). Ainda nesse aspecto, tanto a superfície do implante como o material dos seus componentes, podem interferir na formação do biofilme dessa região (Subramani et al., 2009).

Normalmente o osso periimplantar sofre uma reabsorção média de 0.8mm a cada 5 anos (Cochran et.al, 2009; Pikner et al., 2009). Por conta da formação desse biofilme em volta do implante e pela ausência de precisão na interface I/P, muitos pesquisadores vêm demonstrando que esse conjunto de fatores pode promover, inclusive, a contaminação do parafuso de fixação do pilar protético (Aloise et al., 2009; Covani et al., 2006; do Nascimento et al., 2008; Nascimento et al., 2009; Persson et al., 1996; Steinebrunner et al., 2005)

Para reduzir essa contaminação causada pela imprecisão da interface-I/P, algumas propostas foram sugeridas, como a do próprio fabricante fornecer componentes protéticos com a plataforma pré-usinada, onde a única região que não é fundida é a região da plataforma. Isso justificaria que a fundição completa do componente calcinável pode favorecer a formação do *microgap* (imprecisão de contato entre os componentes) na interface I/P.

Os estudos *in vitro*, onde é feita simplesmente a conexão entre o I/P e colocado em meio de cultura, podem apresentar resultados melhores do que a situação real que o conjunto apresenta na boca.

Foram utilizados em nossa pesquisa, componentes calcináveis com plataforma metálica (componente pré-usinado) por apresentarem melhor adaptação do que os componentes totalmente calcináveis (do Nascimento et al., 2008; Jesus Tavares et al., 2011; Junqueira et al., 2012) e por representarem diretamente a qualidade de usinagem das empresas avaliadas. Além disso, a liga utilizada para a fabricação da base metálica é a que apresenta melhor acabamento de superfície, e por consequência, melhor adaptação (Costa et al., 2003).

A movimentação das peças protéticas sobre implantes parece influenciar de forma expressiva o processo de perda óssea periimplantar, pois, quando não há movimentação entre o implante e o pilar protético ela diminui de forma significativa. As variações de amplitude do *microgap* geradas e avaliadas por Hermann et al.(2001), com valores de 10µm, 50µm e 100µm, apresentaram o mesmo padrão de perda óssea, seja para o componente soldado ou para o componente não soldado, sendo esses valores de *microgaps* muito maiores do que os encontrados na presente pesquisa, onde o valor máximo encontrado foi de 16,9µm. Da mesma forma, Steinebrunner et al. (2005) mostraram que a movimentação das peças está diretamente associada à adaptação entre os componentes e que, o travamento causado pela junta de um cone apoiado em outro, está relacionado à razão entre o diâmetro e o comprimento da conexão.

A melhor relação entre o componente e o implante parece melhorar a justeza de ambos e diminuir a movimentação durante o ciclo mastigatório. Essa movimentação durante a ciclagem pode favorecer o afrouxamento do parafuso. A perda de torque, causada por uma maior movimentação das peças, causada, por sua vez, por uma desadaptação maior, pode aumentar a permeabilidade de fluidos na interface implante/componente protético (Gross et al.,1999). Quanto menor o torque, mais permeável se torna a interface. Dessa forma, a perda de torque parece ter um papel importante no aumento da permeabilidade da interface I/P. Neste aspecto, foi importante o trabalho de Binon (1996) que verificou que quanto maior a desadaptação das peças, menor é o número de ciclos necessários para o afrouxamento do parafuso e, que acima de 2° de liberdade de rotação, o número de ciclos cai rapidamente para que haja o afrouxamento do parafuso.

Os testes desenvolvidos para avaliar as tensões transmitidas e perda de torque (al Turki et al., 2002 ; Assunção et al., 2011a; Assunção et al., 2011b; Farina et al., 2012) utilizam-se de magnitudes de variáveis muito acima da amplitude dos resultados da nossa pesquisa. Os estudos revisados na literatura utilizam padrões de 50, 100 e 200µm como valores de desadaptação padrão, para tentar compreender quais são os efeitos que o aumento da desadaptação causa em um sistema de implante. É fato sedimentado que a tensão transmitida, bem como o afrouxamento do parafuso, aumentam diretamente proporcional ao aumento da desadaptação. A questão é a determinação de um valor aceitável de desadaptação. Partindo-se dos resultados anteriores, as diferenças não surgem do padrão de

adaptação para um *microgap* de 50µm. As diferenças começam a surgir quando se compara um componente com adaptação passiva com um gap de 100µm. Se a amplitude dos resultados é de 0 até 16,9µm, para os padrões de tensão e afrouxamento de parafuso, todas as combinações seriam passíveis de intercambiabilidade.

Os desajustes encontrados nesta pesquisa são muito inferiores aos encontrados por Binon et al (1992) e Vidigal et al. (1995). Em seus estudos encontraram valores de *microgap* que variaram de 0 a 150µm. Com o passar dos anos, o desajuste das peças pareceu diminuir consideravelmente. Nossos resultados foram semelhantes aos resultados de Jansen et al. (1997) e Piattelli et al. (2001) que encontraram *gaps* de 2-7µm. Piattelli et al. (2001) verificaram que houve penetração de bactéria nos pilares que apresentaram desajustes semelhantes aos valores de mínimo e máximo desse estudo. As bactérias penetraram tanto na desadaptação de 2µm como na de 7µm. Para esse grupo, a diferença de tamanho de *microgap* não parece ser um fator crucial para a penetração bacteriana, fator esse que nos mostra, que a amplitude dos resultados deste trabalho é muito pequena, apesar da diferença estatisticamente significativa entre os componentes da marca Conexão para com os outros componentes. O valor crítico para a passagem de microrganismos parece ser de 0.5µm (Dibart et al., 2005; Aloise et al., 2009). Apesar desse valor mínimo de *microgap* ainda não ter sido bem determinado, coincidentemente ou não, esse valor de 0.5µm foi capaz de evitar a infiltração bacteriana em um sistema de encaixe por travamento de superfície, o cone Morse puro, encontrado nos implantes da empresa Bicon (Boston, MA, EUA). Esse sistema parece apresentar o melhor sistema de vedação bacteriano. Dibart et al. (2005), mostraram que um *microgap* de 0.5µm foi capaz de bloquear a passagem de três bactérias diferentes: *Actinobacillus actinomycetemcomitans* (0.4 X 1.0 µm), *Streptococcus oralis* (2µm) e *Fusobacterium nucleatum* (de 0.4 a 0.7 µm de largura e 3 a 10 µm de comprimento) cujo tamanho se assemelha ao *microgap* encontrado no sistema de implante da empresa Bicon. O grau de conicidade e a solda a frio dos componentes favorece o selamento, levando-se em consideração apenas o tamanho do *microgap*. Apenas cinco dos duzentos e quarenta corpos de prova apresentaram valores de *microgap* menor ou ao redor de 0.5µm nas quatro medidas ao redor do implante (SMRF7, NNRF2, CSRF6, CSAF2, CSAF4). Dentro dessa amplitude de resultados, se compararmos os resultados com o valor estabelecido de 0.5µm, para

haver infiltração bacteriana, mesmo os componentes que apresentaram valores de discrepância com diferença significativa, como, por exemplo, os componentes da marca conexão, que apresentaram o mesmo nível de infiltração bacteriana, quando comparado com os outros componentes avaliados. Além dessa questão do valor ideal de adaptação, deve-se levar em conta, que o trabalho de Dibart et al., (2005) foi feito de forma estática, ou seja, sem aplicação de ciclagem mecânica. A aplicação de cargas com o intuito de simular o ciclo mastigatório parece aumentar esse *microgap*.

Como forma de se contornar essa questão da desadaptação, a interposição de materiais na região da interface I/P (Rimondini et al., 2001; Piattelli et al., 2001; Groenendijk et al., 2004; Duarte et al., 2006; Paolantonio et al., 2008) e a utilização de substâncias antimicrobianas, parecem impedir ou combater a contaminação na região da interface I/P.

A intercambiabilidade pode também apresentar benefícios financeiros uma vez que se pode utilizar componentes de empresas com um custo mais barato. Essa prática requer uma análise mais precisa do ponto de vista de adaptação entre as peças utilizadas. O desajuste entre os componentes pode gerar o afrouxamento frequente do parafuso de fixação, a quebra do parafuso, maior acúmulo de placa, resposta tecidual adversa e ausência de ósseointegração (Dellow et al., 1997). Este autor utilizou como valor padrão de comparação, o valor encontrado no conjunto original, ou seja; implante e pilar protético da mesma marca. Essa forma de selecionar o padrão de comparação demonstra que a intercambiabilidade é possível quando o valor avaliado for igual ou menor ao valor original do sistema. Em seus resultados verificou que as quatro marcas apresentaram uma capacidade de intercambiabilidade, não mostrando diferença significativa. O único resultado que mostrou diferença foi o sobre contorno dos pilares.

Em um estudo pioneiro de 1991, realizado por Binon et al., os valores encontrados variaram de 28 a 102µm. Verificaram que, das combinações possíveis, algumas apresentaram resultados melhores que o conjunto original e outras, apresentaram resultados piores que o do conjunto original. Este fato mostra que algumas empresas possuem um padrão de usinagem com um refinamento melhor que outras e que a intercambiabilidade é possível quando se conhece os resultados dos conjuntos formados. Dessa forma, as comparações realizadas neste estudo utilizaram como padrão de comparação o resultado da combinação do sistema

original, formado por implante e pilar protético da mesma marca. A única marca de componente protético que apresentou valor semelhante ou menor que o *microgap* original, foi a marca de componente *Microplant*. Tanto para componentes rotacionais como componentes antirrotacionais, os pilares da marca *Microplant*, ou copiaram a mesma adaptação ou tiveram adaptação superior.

Esse comportamento já havia sido citado por Binon em 1995, que avaliou a precisão dos análogos do ponto de vista de liberdade de rotação dentro do hexágono. Esse termo é conhecido como discrepância horizontal, onde foi analisado não só adaptação de superfícies, mas a precisão na usinagem da conexão hexagonal. O autor afirma que cada fabricante apresenta um grau de precisão de usinagem das peças. Esse valor é obtido pela diferença entre o maior valor e o menor valor de discrepância de cada marca. Como resultado, obteve uma grande variação com relação a padronização de medidas para o desenho do implante. Apesar disso, concluiu que a intercambiabilidade de peças é possível e mostra que, em determinadas combinações, o resultado pode ser melhor que o conjunto de mesma marca, como foi o caso da liberdade de rotação entre *Nobel Pharma* com *Impla-Med*, onde o grau de rotação foi o menor encontrado. Dessa mesma forma, para a marca de implante Conexão, todos os componentes que foram conectados a esse implante apresentaram valores de adaptação significativamente melhores do que o componente protético de mesma marca. Um fato que chama atenção para o grau de precisão de usinagem é que o valor de desadaptação para os componentes rotacionais e antirrotacionais foram semelhantes entre si para a marca Conexão e, de certa forma, com um grau de precisão claramente pior do que as outras marcas. Isso demonstra que o problema pode ser apenas uma questão de melhorar ou aumentar o grau de precisão na usinagem dos componentes protéticos. Esse fato se repete para a superfície do implante, uma vez que, quando um componente de outra marca foi assentado sobre este, o valor de adaptação foi pior ao encontrado nos implantes de outras marcas. Isso demonstra que a imprecisão de usinagem é semelhante para componente protético e plataforma do implante, conforme pode ser visualizado no gráfico de resultados 5.1 e 5.2

Outras pesquisas devem ser realizadas com o intuito de avaliar o efeito das variáveis inerentes ao processo de fabricação do sistema de implante para que a consequência desses problemas possam ser quantificados.

7 CONCLUSÕES

De acordo com as limitações deste estudo pode-se concluir que os componentes da marca alternativa apresentaram valores de adaptação semelhante ao original para a marca SIN e NEO e uma melhor adaptação do que o sistema original da marca CON tanto para componentes rotacionais como antirrotacionais. O único componente que apresentou completa intercambiabilidade foi o componente da marca alternativa.

REFERÊNCIAS

Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):529-36.

Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branernark PI. A 15-Year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10: 387-416.

al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002 Jan-Feb;15(1):38-42.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM and Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 3:328-35.

Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes É, Garcia IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res*. 2011a Jan;55(1):12-8.

Assunção WG, Jorge JR, Dos Santos PH, Barão VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on Vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont*. 2011b Oct;20(7):523-7.

Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):537-43.

Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos MaG, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008;19(4):358-63.

Binon PP, Weir DJ, Marshall SJ. Surface Analysis of an Original Brånemark Implant and Three Related Clones. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:168-175.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995 Mar-Apr;8(2):162-78.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996 Mar-Apr;9(2):149-60.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996 Nov-Dec;9(6):511-9.

Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG . Retention force and fatigue strength of Overdenture attachment system. *J Oral Rehab*. 2004;31;884-89.

Brånemark P, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses – osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ Co Inc; 1985.

Brewer AA, Morrow RM. Overdenture. St Louis: Mosby; 1980.

Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol*. 2005; 1:115-20.

Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R and Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;4:347-55.

Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil*. 1996 Nov;23(11):782-9.

Cochran DL, Nummikoski PV, Schoolfield, JD, Jones AA and Oates TW. A prospective multicenter 5-year radiographic evaluation of crestal bone levels over time in 596 dental implants placed in 192 patients. *J Periodontol*. 2009;5:725-733.

Costa HM, Rodrigues RC, Mattos MaG, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. *Braz Dent J*. 2003;14(3):197-202.

Covani U, Marconcini S, Crespi R and Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent*. 2006; 3:298-304.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos MaG, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech*. 2011 Jun;44(9):1735-9.

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 May-Jun;10(3):216-21.

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

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

do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY and de Albuquerque RFJr. 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.* 2009; 6:571-7.

Dobson J, Wilson M. Sensitization of oral bacteria in biofilms to killing by light from a low-power laser. *Arch Oral Biol.* 1992 Nov;37(11):883-7.

Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA and Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol.* 2006; 11:1828-1832.

Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2002 Jul-Aug;15(4):389-96.

Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(5): 579-84.

Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul;27(4):833-8.

Federick DR, Caputo AA. Effects of Overdentures retention designs and implant orientation on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(6): 624-31.

Gomes EA, Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Delben JA, de Sousa EA. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2009 Nov;20(6):2000-5.

Groenendijk E, Dominicus JJ, Moorer WR, Aartman IH and van Waas MA. Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;2:174-9.

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

Haas R, Dortbudak O, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G. Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Aug;8(4):249-54.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D and 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;10:1372-83.

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

Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete overdenture. *J Prosthet Dent.* 1986;55:357-61.

Jesus Tavaréz RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):16-21.

Junqueira MC, Silva TE, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Almeida RP. Abutment Rotational Freedom Evaluation of External Hexagon Single-Implant Restorations after Mechanical Cycling. *Clin Implant Dent Relat Res.* Epub 2012 Jan.

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

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained Overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998;80(5): 559-64.

McGill R, Tukey JW, Larsen WA. Variations of box plots . Am Statistician. 1978;32(1):12-16.

Maisch T. Anti-microbial photodynamic therapy: useful in the future? Lasers Med Sci. 2007 Jun;22(2):83-91.

Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. Ann Ist Super Sanita. 2012;48(1):53-8.

Mesquita MF, Cardoso LAM. Prótese total imediata: Reaproveitamento dos Dentes Naturais. São Paulo: Santos; 1996.

Michel G, Gianni B, Francisco F, Bürgin W, Brägger U. Implants with Original and Non-Original Abutment Connections. Clin Implant Dent Relat Res. Epub 2012 Jul.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthodont. 1995 Nov-Dec;8(6):511-6.

Morais JÁ, Heydecke G, Pawliuk J, Lund JP, Feine JS. The effects of mandibular two implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals. J Dent Res. 2003;82(1):53-8

Naert I, Quirynen M, Hooghe M. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. J Prosthet Dent. 1994;71(5): 486-90.

Ochiai TK, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-retained Overdenture design. J Prosthet Dent. 2004;91(5):421-7.

Ochsner M. Photophysical and photobiological processes in the photodynamic therapy of tumours. J Photochem Photobiol B. 1997 May;39(1):1-18.

Paolantonio M, Perinetti G, D'Ercole S, Graziani F, Catamo G, Sammartino G and Piccolomini R. Internal decontamination of dental implants: an in vivo randomized microbiologic 6-month trial on the effects of a chlorhexidine gel. J Periodontol. 2008; 8:1419-25.

Papavassiliou H, Kourtis S, Katerelou J, Chronopoulos V. Radiographical evaluation of the gap at the implant-abutment interface. *J Esthet Restor Dent*. 2010 Aug;22(4):235-50.

Pavlatos J. Mandible implant-supported overdentures. *CDS Rev*. 1997;90:32-9.

Pavlatos J. Root-supported overdentures. *CDS Rev*. 1998;91:20-2.

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

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

Pikner SS, Grondahl K, Jemt T and Friberg B. Marginal bone loss at implants: a retrospective, long-term follow-up of turned Brånemark System implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2009; 1:11-23.

Porter AJ, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):651-62.

Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat*. 2010 Mar;17(2):289-94.

Rangert B, Jemt T and Jorneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 3:241-7.

Rimondini L, Marin C, Brunella F and 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;12:1652-7.

Sharkey S, Kelly A, Houston F, O'Sullivan M, Quinn F, O'Connell B. A radiographic analysis of implant component misfit. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Aug;26(4):807-15.

Spazzin AO, Henrique GE, Nóbilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J*. 2010 Jan;21(1):12-7.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K and Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 6:875-81.

Subramani K, Jung RE, Molenberg A and Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;4:616-26.

Tahmaseb A, Mercelis P, de Clerck R, Wismeijer D. Optical scan analysis to detect minor misfit on implant-supported superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Nov-Dec;26(6):1344-50.

Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T and Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol*. 2009; 12:1991-7.

Tosches NA, Bragger U and Lang NP. Marginal fit of cemented and screw-retained crowns incorporated on the Straumann (ITI) Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 1:79-86.

Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont*. 1996 Jan-Feb;9(1):16-20.

Usacheva MN, Teichert MC, Biel MA. Comparison of the methylene blue and toluidine blue photobactericidal efficacy against gram-positive and gram-negative microorganisms. *Lasers Surg Med*. 2001;29(2):165-73.

Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 May-Jun;14(3):337-41.

Vidigal GM, Novaes AB, Chevitarese O, de Avillez RR, Groisman M. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. *Braz Dent J*. 1995;6(1):17-23.

Wainwright M. Photodynamic antimicrobial chemotherapy (PACT). *J Antimicrob Chemother*. 1998 Jul;42(1):13-28.

Winter W, Taylor TD, Karl M. Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: a finite element analysis based on in vivo strain measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Nov-Dec;26(6):1288-95.