

Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”

UNIGRANRIO

Edecir Décio Cargnin Bisognin

Avaliação da adaptação e capacidade de infiltração microbiana na interface
implante-pilar protético em diferentes sistemas de implantes

Duque de Caxias

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Edecir Décio Cargnin Bisognin

Avaliação da adaptação e capacidade de infiltração microbiana na interface
implante-pilar protético em diferentes sistemas de implantes

Dissertação apresentada à Universidade do
Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy” como
parte dos requisitos para obtenção do grau de
mestre em Odontologia

Área de concentração: Implantologia Oral
Orientador: Guaracilei Maciel Vidigal Júnior
Coorientadora: Glória de Almeida Soares

Duque de Caxias

2009

B622a Bisognin, Edecir Décio Carginin.

Avaliação da adaptação e capacidade de infiltração microbiana na interface implante-pilar protético em diferentes sistemas de implantes / Edecir Décio Carginin Bisognin . – 2009.

82 f. : il. : 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”, Escola de Ciências da Saúde, 2009

“Orientador: Prof. Guaracilei Maciel Vidigal Júnior.”

“ Coorientadora: Prof^a. Glória de Almeida Soares”.

Bibliografia : 71-76

1. Odontologia. 2. Implante dentário. 3. Osseointegração. 4. Infiltração dentária - Microbiologia. 5. Implante dentário endoósseo. 6. Perda óssea alveolar. 7. Biomecânica. 8. Estudos de avaliação. I. Vidigal Júnior, Guaracilei Maciel. II. Soares, Glória de Almeida. III. Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”. IV. Título.

CDD – 617.6

Edemar Décio Cargnin Bisognin

Avaliação da adaptação e capacidade de infiltração microbiana na interface
implante-pilar protético em diferentes sistemas de implantes

Dissertação apresentada à Universidade do Grande Rio "Prof. José de Souza Perety" como
parte dos requisitos para obtenção do grau de
mestre em Odontologia

Área de concentração: Implantodontia

Aprovado em 24 de setembro de 2009

Banca Examinadora



Prof. Dr. Hugo de Andrade Filho
Universidade do Estado do Rio de Janeiro



Prof. Dr. Lúcia Mota Mendes
Universidade do Estado do Rio de Janeiro



Prof. Dr. Edson Jorge Lima Moreira
Universidade UNIGRANRIO

À minha esposa Vanessa, amiga e grande incentivadora, que com seu carinho, compreensão e apoio, muito me ajudou a superar os desafios desta etapa.

Aos meus filhos Luiz Felipe e Bianca, que apesar de tão jovens, entenderam minhas ausências. Vocês são fontes de inspiração e motivo de orgulho.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Esio e Neli, que pelo esforço, dedicação e amor, sendo meus primeiros professores na vida, todo meu reconhecimento.

Ao meu sogro Joaquim Carlos Gama de Oliveira e família pelo apoio imensurável e pela forma carinhosa com que me receberam em seu lar durante a realização do curso.

Ao Professor Dr. Guaracilei Maciel Vidigal Junior, Coordenador do Curso de Mestrado em Implantologia Oral da UNIGRANRIO e orientador desta pesquisa, por todo o conhecimento transmitido, pelo constante incentivo e inestimável colaboração para a realização deste trabalho.

À professora Dra Glória de Almeida Soares, Diretora da COPPE, co-orientadora deste trabalho, pelo apoio, orientação e suporte na realização deste projeto.

Aos demais professores do Curso de Mestrado em Implantologia Oral da UNIGRANRIO, que com desprendimento e competência souberam transmitir mais do conhecimento.

Ao laboratório de microbiologia desta Universidade, na pessoa do biomédico Sílvio Jorge Machado, pelo valioso auxílio na execução da parte microbiológica desta pesquisa.

À equipe do Laboratório de Microscopia Eletrônica da COPPE – UFRJ, especialmente ao Prof. Luiz Henrique de Almeida, Carla Woyanne Gabriel e a secretária Adriana, por viabilizarem as análises e pela atenção durante a realização das sessões de Microscopia.

Ao laboratório de Metalurgia da COPPE – UFRJ, na pessoa do Sr Nelson, pela paciência e valiosas orientações na preparação das amostras deste experimento.

Ao Professor Edson Jorge Lima Moreira, que cordialmente prestou auxílio e suporte no tratamento estatístico dos resultados.

Aos meus novos amigos do curso de mestrado em implantodontia: Camilla Neves Campos, Carlos Magno dos Santos, Leonardo Jorge Teixeira, Marcelo Lievore Brandão, Márcio Macedo Soares e Thiago Batista Degli, pela amizade, companheirismo e cumplicidade.

Aos funcionários da UNIGRANRIO pelo apoio nesta jornada.

A todos aqueles que, apesar de não estarem citados, mas que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, compartilhando idéias, críticas ou incentivando-me, meu reconhecimento e apreço.

Que os nossos esforços desafiem as impossibilidades.
Lembrai-vos que as grandes proezas da história foram
conquistas do que parecia impossível.

Charles Chaplin

RESUMO

A melhor adaptação entre o implante e seu componente protético parece ser importante para a homeostase perimplantar. Considerando-se que a cavidade oral é um ambiente naturalmente contaminado, é de importância que ao reabilitarem-se os implantes não se favoreça o surgimento de áreas para a deposição destes microorganismos que, poderiam causar doenças perimplantares comprometendo a osseointegração em longo prazo. Os objetivos deste estudo foram: avaliar a desadaptação e a infiltração bacteriana na interface implante-pilar protético de cinco sistemas de implante com hexágono externo, fabricados e comercializados no Brasil; e analisar a desadaptação vertical e horizontal de acordo com a classificação proposta por Kano, Binon e Curtis (2007). Foram testados oito implantes de cada uma das marcas Conexão[®], Dentoflex[®], Neodent[®], SIN[®] e Titanium Fix[®]. Inicialmente, os conjuntos foram inoculados com 0,3µl de uma suspensão contendo *Escherichia coli* e colocados em meio de cultura para análise da infiltração bacteriana. A leitura das amostras foi realizada com 1, 2, 5, 7 e 14 dias para avaliação da contaminação pela turvação do meio de cultura. Após a análise microbiológica, as amostras de cada sistema foram preparadas para avaliação da adaptação através de microscopia eletrônica de varredura, com aumentos de 1000 e 3000 vezes. Os resultados revelaram que a infiltração bacteriana foi observada em 25% das amostras do sistema Dentoflex[®]. A desadaptação foi observada em todos os sistemas. Os valores médios de desadaptação de cada sistema foram de: Neodent[®] - 0,51µm ± 0,39; Dentoflex[®] - 1,44µm ± 0,73; Titanium Fix[®] - 1,88µm ± 1,28; SIN[®] - 2,46µm ± 3,38; Conexão[®] - 2,68µm ± 3,02. De acordo com a classificação de Kano, Binon e Curtis (2007), foi observada uma predominância dos tipos II e IV, de desadaptação, respectivamente, horizontal e horizontal e vertical simultaneamente. Concluiu-se que todos os grupos apresentaram desadaptação, em pelo menos um dos pontos avaliados ao longo da interface, e o aumento desta não é o único fator determinante para a ocorrência do infiltrado bacteriano, devendo-se levar em consideração também a extensão da área de acoplamento da interface, que apresentou variações entre os sistemas avaliados.

Palavras-chave: implante dentário, desadaptação, infiltração bacteriana, perda óssea alveolar, biomecânica.

ABSTRACT

The best fit between the implant and the prosthetic component appears to be important for periimplant homeostasis. Considering that the oral cavity is a naturally contaminated environment, it is important that the rehabilitation with implants does not promote the emergence of areas for microorganisms deposition that might cause periimplant diseases, thus compromising the long term osseointegration. The objectives of this study were: evaluate the misfit and bacterial infiltration at the implant-abutment interface of five implant systems with external hexagon, manufactured and marketed in Brazil, and to analyze the vertical and horizontal misfit according to the classification proposed by Kano, Binon e Curtis (2007). Eight samples of each implant system: Conexão[®], Dentoflex[®], Neodent[®], SIN[®] and Titanium Fix[®] were tested. Initially, the sets were inoculated with 0.3μl of a suspension containing *Escherichia coli* and placed in culture medium for analysis of bacterial infiltration. The samples analyses were performed with 1, 2, 5, 7, and 14 days for assessment of contamination through the turbidity of the culture medium. After the microbiological analysis all, samples of each system were prepared for misfits evaluation through scanning electron microscopy (SEM), with 1000x and 3000x of magnification. The results showed that the bacterial infiltration was observed in 25% of samples of the Dentoflex[®] system. Misfit was observed in all systems. The misfit average values of each system were: Neodent[®] - 0.51μm ± 0.39; Dentoflex[®] - 1.44μm ± 0.73; Titanium Fix[®] - 1.88μm ± 1.28; SIN[®] - 2, 46μm ± 3.38; Conexão[®] - 2.68μm ± 3.02. According to the classification of Kano, Binon e Curtis (2007), it was observed a predominance types II and IV of misfit, respectively, horizontal and horizontal and vertical simultaneously. It was concluded that all groups showed misfit at least in one of the points evaluated along the interface, and this increase is not the only determining factor for the occurrence of bacterial infiltration. It was also observed that the extent of the area of coupling interface should also take into account, which showed variations among the implant systems evaluated.

Keywords: dental implant, microbial leakage, alveolar bone loss, biomechanics, misfit.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Suspensão de <i>Escherichia coli</i> sendo inoculada no implante	40
Figura 2.	Implante do sistema Neodent [®] e sua respectiva conexão protética..	41
Figura 3.	Aplicação do torque recomendado pelo fabricante.....	42
Figura 4.	Conjunto implante-pilar recém-imersos na base de resina epóxi	43
Figura 5.	Amostras após processo de recobrimento fixadas sobre a placa metálica com cola de prata.....	44
Figura 6.	Esquema representativo da análise da adaptação entre o implante e o pilar protético nos pontos 1, 2 e 3, sendo equivalentes, respectivamente, ao ponto mais externo da interface, a 100µm e 200µm de distância.....	45
Figura 7.	Classificação dos tipos de desadaptação na interface entre implante e o pilar protético, como proposta por Kano, Binon e Curtis (2007)	46
Figura 8.	Amostra do sistema Neodent [®] , em aumento original de 1000 x, evidenciando a microfenda na interface	48
Figura 9.	Desadaptação na amostra do sistema Dentoflex [®] , em aumento original de 3000 x	49
Figura 10.	Desadaptação e deformação na borda da amostra do sistema Titanium Fix [®]	49
Figura 11.	Desadaptação na amostra do sistema SIN [®]	50
Figura 12.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Conexão Master [®]	51
Figura 13.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Conexão Master [®]	51

Figura 14.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Dentoflex [®] , em aumento original de 500 x	52
Figura 15.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Dentoflex [®] , em aumento original de 500 x	52
Figura 16	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Neodent [®] , em aumento original de 500 x	53
Figura 17.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Neodent [®] , em aumento original de 500 x	53
Figura 18.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Titanium Fix [®]	54
Figura 19.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Titanium Fix [®]	54
Figura 20.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema SIN [®]	55
Figura 21.	Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema SIN [®]	55
Figura 22.	Medida da área de acoplamento na interface no sistema Conexão [®]	56
Figura 23.	Medida da área de acoplamento na interface no sistema Dentoflex [®] . ..	57
Figura 24.	Medida da área de acoplamento na interface no sistema Neodent [®]	57
Figura 25.	Medida da área de acoplamento na interface no sistema SIN [®]	58
Figura 26.	Medida da área de acoplamento na interface no sistema Titanium Fix [®]	58

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Discriminação dos implantes, seus respectivos pilares protéticos e os torques de aparafusamento recomendados.	39
Quadro 2. Especificação dos lotes de fabricação dos implantes e pilares protéticos utilizados na pesquisa.	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Porcentagem de amostras que apresentaram infiltração bacteriana.....	47
Tabela 2.	Medidas médias e desvios-padrões da desadaptação entre implantes e pilares protéticos.....	48
Tabela 3.	Distribuição dos resultados de todos os grupos, de acordo com a classificação da desadaptação vertical e horizontal	56
Tabela 4.	Razão de acoplamento entre a interface implante-pilar protético de todas as amostras	59

LISTA DE SÍMBOLOS

®	marca registrada
Cr	Cromo
Ni	Níquel
Ti CP	Titânio comercialmente puro
TiO ₂	Rutilo
μl	microlitro
μm	micrômetro

LISTA DE ABREVIATURAS

ATCC	American Type Culture Collection
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
COPPE	Coordenação dos Programas de Pós-graduação em Engenharia
D0	região do lado direito em nível da borda externa
D100	região do lado direito a 100 μ m da borda externa
D200	região do lado direito a 200 μ m da borda externa
DP	desvio-padrão
E0	região do lado esquerdo em nível da borda externa
E100	região do lado esquerdo a 100 μ m da borda externa
E200	região do lado esquerdo a 200 μ m da borda externa
Er-Yag	Erbium: Yttrium-alumínio-garnet
IL-1 β	Interleucina um beta
I-P	Implante pilar protético
KgF/cm ²	Kilograma força por centímetro quadrado
MEV	microscopia eletrônica de varredura
mm	milímetro
N	Newton
Ncm	Newton por centímetro
P	pilar protético
ICI/P	infiltrado de células inflamatórias associadas à placa
PgE2	Prostaglandina E2.
PRP	pilar protético retido por parafuso
TGF-B	Fator de crescimento tumoral beta
TNF- α	Fator de necrose tumoral alfa
TSB	Trypticase Soy Broth
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro
S	segundo
PCR	Reação de cadeia polimerase

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 MICROBIOLOGIA PERIMPLANTAR	17
2.2 PERIMPLANTITE	22
2.3 PERDA ÓSSEA MARGINAL	26
2.4 MICROFENDA	29
2.5 BIOMECÂNICA – FRATURA DE COMPONENTES	33
3 PROPOSIÇÕES	38
4 MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA	39
4.2 TESTE MICROBIOLÓGICO	40
4.3 PREPARO DOS IMPLANTES PARA ANÁLISE NO MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA	42
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	46
5 RESULTADOS	47
5.1 INFILTRAÇÃO BACTERIANA NA INTERFACE IMPLANTE-PILAR	47
5.2 AVALIAÇÕES DA DESADAPTAÇÃO ENTRE O IMPLANTE E O PILAR PROTÉTICO	47
5.3 ANÁLISE DAS DISCREPÂNCIAS DE ADAPTAÇÃO VERTICAL E HORIZONTAL NA PORÇÃO PERIFÉRICA DA INTERFACE	50
5.4 MEDIDA AO LONGO DA INTERFACE DE ACOPLAMENTO ENTRE O IMPLANTE E O PILAR PROTÉTICO	56
6 DISCUSSÃO	60
6.1 DOS MATERIAIS E MÉTODOS	60
6.2 DOS RESULTADOS	63
7 CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS	68
APÊNDICES	75

1 INTRODUÇÃO

Um aspecto que pode comprometer a estabilidade da osseointegração é a falha na adaptação entre o implante e os componentes protéticos. Esta adaptação inadequada do conjunto pode ser considerada como um fator de risco, inclusive levando a alterações clínicas e microbiológicas ao redor dos implantes. Esta desadaptação pode acarretar um acúmulo de biofilme bacteriano, além de riscos biomecânicos, pois possibilita que o conjunto implante-pilar seja submetido a cargas indesejáveis, podendo ocorrer afrouxamento do parafuso protético, fratura do parafuso protético ou a fratura do corpo do implante. Desta forma, estes fatores poderão resultar na falha do tratamento.

A utilização de implantes osseointegráveis que possuem melhor adaptação aos seus componentes protéticos irá favorecer a homeostase na região perimplantar e conseqüentemente aumentar a previsibilidade em longo-prazo desta modalidade de tratamento. Além disso, a maioria dos estudos que avaliam esta desadaptação analisa a situação na margem ou periferia do implante, podendo gerar resultados falso-positivos ou, principalmente, falso-negativos. Uma análise mais completa através de toda interface, poderá revelar a verdadeira situação entre os implantes e os pilares.

Desta forma, o objetivo desta pesquisa foi realizar um estudo *in vitro* para avaliação do grau de adaptação ao longo da interface implante-pilar protético em cinco sistemas, tanto na periferia do conjunto quanto na porção interna do mesmo, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e avaliar o grau de adaptação com a capacidade de infiltração bacteriana.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 MICROBIOLOGIA PERIMPLANTAR

Quirynem e Van Steenberghe (1993) investigaram a presença de microorganismos no interior de implantes tipo Brånemark, e sendo estes provavelmente, oriundos da contaminação na interface implante-pilar protético. Realizaram uma avaliação microscópica por meio do diferencial de fase, e observaram que após três meses, em todos os parafusos protéticos analisados, havia uma quantidade significativa de microorganismos, principalmente células cocóides (86,2%), bastonetes imóveis (12,3%), organismos móveis (1,3%), ou raramente, espiroquetas (1,3%).

Persson et al. (1996) relataram que a migração de microorganismos para o interior do implante é provavelmente facilitada pela existência da microfenda, a qual sempre se forma, quando da conexão entre o implante e o pilar protético durante o primeiro e/ou segundo estágio da instalação do implante. Além disto, ocorre certa similaridade nas amostras microbianas de diferentes implantes no mesmo paciente enquanto que, amostras microbianas de diferentes pacientes apresentam grande heterogeneidade. Isto indica segundo esse estudo, que a seleção e o estabelecimento bacteriano, no interior de um implante em função, podem ocorrer de forma aleatória. Neste trabalho foram avaliados 28 componentes de implantes do sistema Brånemark em 10 pacientes, tratados com prótese fixa sobre implantes que permanecia em função por um período que variava de um a oito anos. As próteses eram avaliadas quanto à mobilidade e removidas para controle. Seus parafusos protéticos classificados como estáveis, facilmente removidos ou frouxos. Então, amostras de microorganismos eram obtidas de suas superfícies internas e cultivadas em meio de cultura Agar – sangue e posteriormente identificado através de reação de Gram, sensibilidade ao oxigênio e testes biomecânicos. As amostras individuais mostraram uma grande variação de agentes e nenhuma relação poderia ser vista entre o tipo e o comprimento do pilar protético, a estabilidade do pilar, a perda óssea e o número de microorganismos encontrados.

Hultin et al. (2002) caracterizaram a microbiota e sítios de resposta inflamatória em torno de implante e dentes com perimplantite. Para tal, foram

selecionados 17 pacientes parcialmente edêntulos com um total de 98 implantes, dos quais 45 apresentavam perda óssea marginal em mais de três espiras após o primeiro ano de carregamento e, 19 indivíduos com tecidos perimplantares apresentando boas condições de saúde serviram de controle. As amostras do fluido gengival, que foram coletadas a partir de cinco locais pré-estabelecidos, e analisadas quanto à atividade de elastase, lactoferrina e concentrações de interleucina -1 β . A atividade de elastase demonstrou ser maior nos pacientes com perimplantite do que nos que apresentavam implantes estáveis. A concentração de lactoferrina foi maior em pacientes com perimplantite do que naqueles que apresentavam implantes estáveis e estáveis com perimplantite. As concentrações de interleucina -1 β se apresentava inalterada nos diferentes locais. A análise do DNA bacteriano revelou uma microflora putativa em regiões com dentes e implantes em pacientes de controle. Além disso, indivíduos com perimplantite apresentavam elevados níveis de patógenos periodontais. Os autores concluíram que o local da inflamação, mais especificamente, está associado à resposta imunológica específica do próprio indivíduo.

Callan, Cobb e Williams (2005) tentaram distinguir *in situ* pela identificação do DNA de bactérias periodonto-patogênicas as que podem habitar a superfície interna e/ou as roscas dos cicatrizadores da interface entre o implante e o pilar protético de implantes de dois estágios. Utilizaram 32 pacientes, sendo 17 do sexo masculino e 15 do feminino, em que foi realizada a análise de 54 implantes de dois estágios, revestidos com plasma *spray* de hidroxiapatita. Em 43 implantes as amostras foram obtidas na interface entre o implante e o pilar protético, e os resultados para as bactérias alvo foram positivos, não ocorrendo diferenças significativas em função de sua localização na arcada. Enquanto que para as 11 amostras, obtidas a partir das roscas do parafuso de fixação do cicatrizador, todas foram negativas. Concluíram que os resultados parecem ser compatíveis com outros estudos que demonstram ocorrer uma migração de bactérias dos elementos remanescentes para os implantes.

Steinebrunner et al. (2005) avaliaram e compararam *in vitro* a capacidade de infiltração ao longo da interface implante-pilar protético durante o carregamento dinâmico em um simulador mastigatório. Utilizaram cinco sistemas de implantes com oito combinações padrões de implante-pilar que foram testadas em coroas unitárias de molares. As amostras foram inoculadas com uma solução contendo 5 μ l de

Escherichia coli, e depois de acoplados os pilares protéticos, imersos em um meio de cultura e submetidas ao teste de carregamento a 1.200.000 ciclos e 120 N no simulador mastigatório. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas de implante quanto ao número de ciclos e a contaminação do meio de cultura externo, em que todas as amostras demonstraram infiltração bacteriana. Concluíram que o modelo teste recém-desenvolvido se mostrou sensível à detecção das diferenças em relação à capacidade de prevenir a penetração de microorganismos na interface entre o implante e o pilar protético sob as mesmas condições de carregamento dinâmico.

Argerbaek, Lang e Persson (2006) realizaram um estudo com objetivo de comparar a microflora oral, por um método de hibridização do DNA bacteriano, em áreas de implantes e dentes em um grupo de indivíduos. Correlacionaram o sangramento e a profundidade da bolsa à sondagem, além de testar se o tabagismo e o gênero tiveram impacto sobre essa microflora. Para este estudo foram utilizados 56 indivíduos e os dados foram coletados em 127 implantes num período de quatro anos de acompanhamento. Os resultados mostraram que a profundidade da bolsa à sondagem maior ou igual a 4mm foram encontradas em 16,9% dos dentes e em 26,6% dos implantes ($p < 0,01$). Dentes com profundidade de bolsa à sondagem maior ou igual a 4mm tiveram uma quantidade 3,1 vezes maior de bactérias do que os implantes. A maior quantidade de bactérias foi encontrada em locais de implantes com profundidade de sulco à sondagem maior ou igual a 4mm. Nos locais dos implantes, o sangramento à sondagem não teve impacto sobre a quantidade de bactérias, mas tiveram influência na quantidade nos locais dos dentes ($p < 0,01$). Concluíram que o sangramento e o tabagismo não tiveram qualquer impacto sobre as bactérias nos locais dos implantes, mas que influenciaram na quantidade de bactérias no local dos dentes, os quais abrigaram mais bactérias quando comparado com a profundidade da bolsa à sondagem. A profundidade da bolsa à sondagem de 4mm influenciou o nível de distribuição e a soma de bactérias. Este fato explica a quantidade de bactérias em ambos os locais de dentes e implantes.

Quirynen et al. (2006) investigaram a dinâmica da colonização subgingival inicial em bolsas perimplantares intactas. Para esta investigação, utilizaram 42 indivíduos parcialmente edêntulos, onde foram colhidas quatro amostras de placa subgingival de sulcos médio e superficial ao redor dos implantes e dentes do mesmo quadrante, em cada indivíduo em 1, 2, 4, 13, 26 e 78 semanas após a

instalação do pilar de cicatrização. Analisaram as amostras através de testes de hibridização do DNA, técnicas de cultura ou por reação de cadeia de polimerase (PCR) em tempo real, para comparações das amostras de dentes e implantes quanto à profundidade da sondagem, entre os indivíduos. Os resultados dos testes de hibridização do DNA e PCR revelaram uma microbiota complexa, incluindo várias espécies de patógenos em sulcos perimplantares duas semanas após a conexão do pilar de cicatrização e, após sete dias, foi detectada a maioria das espécies bacterianas, incluindo as associadas à periodontite, inclusive nos sulcos perimplantares recentes, quando comparadas com as amostras dos dentes de referência. Entre 2 e 13 semanas, o número de bactérias em sulcos perimplantares aumentou discretamente, com pequenas alterações na proporção de bactérias associadas com a periodontite. Embora pequenas diferenças fossem vistas entre dentes e implantes em duas semanas através de cultura, uma notável semelhança na microbiota subgingival foi encontrada com estas técnicas três meses após, com frequência de detecções quase idênticas para as bactérias associadas com a periodontite. Com o estudo concluiu-se que a colonização inicial dos sulcos perimplantares, com bactérias associadas à periodontite, ocorre dentro de duas semanas e seu número parece estabilizar após três meses.

De Boever e De Boever (2006) realizaram um estudo com a finalidade de verificar se a colonização precoce do sulco perimplantar do implante de um estágio por microorganismos periodonto-patogênicos imediatamente após a sua instalação: após uma semana, um, três e seis meses, em pacientes tratados por um período de 12 a 240 meses, em função de doença periodontal agressiva. Além de relatar se o resultado desta colonização pode interferir com a cicatrização e a osseointegração. Avaliaram 22 pacientes, sendo 10 do sexo masculino e 12 do sexo feminino, com idade média de 63 anos. Os 68 implantes não submersos foram sondados e avaliados quanto à presença e concentração de cinco patógenos periodontais: *Actinobacillus actinomycetencomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermédia*, *Tannerella forsythensis* e *Treponema denticola*. Após a análise dos dados, concluíram que em pacientes parcialmente edêntulos previamente tratados por doença periodontal agressiva, os implantes estágio cirúrgico único são imediatamente colonizados pelos microorganismos periodonto-patogênicos semelhantes aos existentes nas bolsas periodontais residuais. Além disso, esta microbiota permanece quase inalterada ao longo do tempo e não dificulta a

osseointegração clínica e radiograficamente, além de não conduzir à perimplantite, mucosite ou início de perda óssea.

Renvert et al. (2007) avaliaram, clinicamente e através de hibridização do DNA, implantes com diagnóstico de perimplantite, mucosite e/ou clinicamente saudáveis, com o objetivo de saber se havia diferenças quanto à microbiota. Os dados foram colhidos de 213 indivíduos, de ambos os sexos, com idade média de 65,7 anos, em um total de 976 implantes. Observaram que nos sulcos gengival e perimplantar a microbiota tinha predominância por *Neisseria mucosa*, *Fusobacterium nucleatum sp nucleatum*, *Fusobacterium nucleatum sp polymorphum* e *Capnocytophaga sputigena*. Nos quadros de mucosite a *Eikenella corrodens* era encontrada em maior número do que quando comparada com os quadros clínicos de ausência de doença. Em indivíduos que perderam os dentes devido à periodontite, estes apresentavam maior número de *Fusobacterium nucleatum sp vicentii* e *Neisseria mucosa*. Além disso, independente do número de implantes do indivíduo, quem apresentava elementos dentários também apresentava níveis elevados de *Prevotella gingivalis* e *Leptotricia buccalis*. Neste estudo foi observada a presença de mucosite em 59% da amostra e perimplantite em 14,9%. Concluíram que nos locais de implantes as bactérias pouco se diferenciam nos indivíduos dentados, edentados ou com implantes.

Schupbach e Glauser (2007) avaliaram por meio de um estudo histológico se as características da interface transmucosa de implante, correspondiam àquelas encontradas na dentição natural. Foram instalados em cinco indivíduos, 12 mini-implantes com 2,3mm de diâmetro e 10mm de comprimento, inseridos na distal de implantes convencionais. Esses apresentavam três características diferentes de superfície: usinada, oxidada ou por condicionamento ácido. Após um período de cicatrização de oito semanas, os mesmos foram removidos com parte do tecido circundante e preparados para análise histológica. Os resultados mostraram que nos três tipos de superfície de implante, os componentes estruturais eram semelhantes aos encontrados na mucosa gengival e perimplantar humana, os quais fornecem proteção para os tecidos subjacentes. Os autores concluíram que a superfície dos implantes pode interferir com a orientação das fibras colágenas do tecido conjuntivo em relação a sua superfície, como observado nesse estudo, somente na superfície oxidada os feixes de fibras se mostraram orientadas mais ou menos

perpendicularmente à superfície do implante e não correndo circunferencial e longitudinalmente ao longo eixo do implante como de costume.

Schierano et al. (2008) investigaram em um grupo de 25 indivíduos, com idade média de 53 anos e de ambos os sexos, as mudanças quantitativas dos níveis de interleucina um beta (IL-1 β), fatores de necrose tumoral alfa (TNF- α) e fatores de crescimento beta (TGF- β 2) nos fluidos sulculares gengival e perimplantar após o acúmulo de biofilme bacteriano ao redor de dentes e implantes no mesmo indivíduo. Os indivíduos foram avaliados em um estágio de saúde periodontal depois de realizados os procedimentos de manutenção periodontal por profissional, após um período de suspensão dos procedimentos de higiene oral de 21 dias, e após o restabelecimento da mesma em 69 dias. Os resultados não mostraram diferenças significativas dos níveis de TNF- α e TGF- β 2 em dentes e implantes nas três análises. Entretanto, nos dentes foi observada uma diminuição significativa dos níveis de IL-1 β . Concluíram que o aumento do volume dos fluídos gengival e perimplantar poderiam servir de marcadores nos tecidos periodontais e perimplantares, além disso, na presença de novo biofilme, os implantes apresentaram menor e pouco significativa diferença nos níveis de IL-1 β quando comparados aos dentes naturais.

2.2 PERIMPLANTITE

Zitzmann et al. (2004) avaliaram presença e a progressão de lesões inflamatórias em implantes submetidos à perimplantite experimental em cães. Esta foi induzida com a instalação de anéis e, permitindo o acúmulo de biofilme ao redor dos implantes num período de 2 e 12 meses. Com acompanhamento radiográfico e exames histomorfométricos observaram que a maior perda óssea ocorreu nos primeiros dois meses, e que a mucosa de todos os implantes se apresentava com lesões inflamatórias. Estas se estendiam apicalmente, até o epitélio do sulco, sendo separada do tecido ósseo marginal por uma faixa aparentemente normal de tecido conjuntivo. Os autores concluíram que remissão das lesões inflamatórias destrutivas nos tecidos perimplantares foi observada após a remoção do anel, mas que tinha ocorrido perda das estruturas de suporte, principalmente tecido ósseo.

Sánchez-Gárcez e Gay-Escoda (2004) relacionaram a perimplantite a alguns fatores como: estado dos tecidos perimplantares; ao desenho, morfologia e grau de rugosidade do implante; a desadaptação a seus componentes protéticos; e sobrecargas mecânicas. Os autores relataram que a maioria dos fatores que causam o fracasso com o tratamento de implantes poderia ser controlada por um planejamento adequado previamente; pacientes de alto risco, como por exemplo, os que fazem uso de corticóides de forma crônica, diabéticos descompensados, com patologias periodontais ativas e com doenças sistêmicas ou com fatores genéticos predisponentes. Além disso, o prognóstico de implante afetado por mucosite e/ou perimplantite vai depender da sua identificação e tratamento precoces.

Quirynen et al. (2005) realizaram um estudo retrospectivo com o objetivo de encontrar condições predisponentes para lesões perimplantares retrógradas e avaliar estratégias de tratamento. Neste, avaliaram 539 implantes, sendo 426 na maxila e 113 na mandíbula, dos quais 1,6% e 2,7% para a maxila e mandíbula, respectivamente, apresentaram perimplantite retrógrada antes ou após a conexão do pilar. Também observaram que os implantes de superfície tratada eram mais acometidos do que os usinados. O tratamento desta patologia era realizado através da curetagem das lesões, associados ou não a substitutos ósseos com a finalidade de impedir a progressão dessas lesões na maxila e na mandíbula e, embora se apresentando menos eficazes, era associada à antibioticoterapia. Segundo os autores, os resultados parecem indicar que a perimplantite retrógrada é provocada pelos remanescentes teciduais ou granulomatosos em locais que apresentavam patologias endodônticas prévias ou provenientes de elementos adjacentes com o mesmo quadro.

Abrahamsson e Soldini (2006) analisaram a capacidade de penetração da sonda em tecidos periodontais e perimplantares de indivíduos saudáveis. Para tal, realizaram, em cães, a extração de todos os pré-molares inferiores e após três meses instalaram quatro implantes nessas regiões. Decorridos seis meses, mediram as distâncias biológicas através da sondagem balanceada, pressão de 0,2N. Foram preparadas as lâminas para avaliação histométrica onde foram observados que os resultados eram semelhantes para as medidas encontradas em dentes e implantes, tanto em nível de barreira gengival, quanto da distância da ponta da sonda ao osso (1mm). Concluíram que o uso de uma força moderada é uma ferramenta valiosa na manutenção dos implantes.

Em uma revisão de literatura, Parente et al. (2007) abordaram aspectos referentes à anatomia dos tecidos perimplantares; dos critérios de sucesso da osseointegração; da avaliação da saúde; da etiologia e do tratamento das perimplantites. Concluíram que apesar da semelhança entre as mucosas periodontal e perimplantar, a resistência à sondagem e à infecção desta última é inferior; e o acúmulo de placa subgengival e a colonização dos espaços na interface do implante-pilar são os principais fatores etiológicos da perimplantite. Quanto à colonização bacteriana, parece claro que a microbiota de um implante bem sucedido e/ou com perimplantite é semelhante à de um dente em mesma situação clínica. Além disso, consideram que estes fatores podem contribuir para decisão terapêutica e dos antimicrobianos a serem utilizados.

Roos-Jansåker et al. (2007) abordaram sobre uma técnica de regeneração óssea em defeitos perimplantares onde, após remoção da prótese, realizava-se curetagem do tecido granulomatoso e preenchimento do mesmo com biomaterial associado à membrana absorvível em que a mesma ficava submersa para cicatrização. Para realização do presente estudo foram utilizados 12 pacientes voluntários, em que era necessária a presença de pelo menos um implante osseointegrado com quadro clínico de perimplantite com perda óssea maior ou igual a três espiras, ou seja, 1,8mm após o primeiro ano de instalação. A técnica consistia em limpeza e desinfecção da área com peróxido de hidrogênio a 3% e preenchimento do mesmo biomaterial e membrana e espera de seis meses para cicatrização e reabertura para recolocação do pilar protético. Os exames clínico e radiográfico mostraram melhora após um ano e redução média de 4,2mm da profundidade à sondagem e uma média de 2,3mm no preenchimento do defeito ósseo. Concluíram que esta técnica associada à cicatrização submersa pode ser viável para o restabelecimento da saúde perimplantar.

Kotsovilis et al. (2008) após realização de uma revisão sistemática de estudos e ensaios clínicos controlados, relativos à eficiência de todas as modalidades de tratamento para a perimplantite, concluíram que os mesmos são limitados em número e apresentam amostras insuficientes e acompanhamento de curta duração. Dentre as modalidades os autores citaram o debridamento mecânico combinado com antissépticos e associados ao uso de antibioticoterapia; o uso do Er-Yag Laser ou técnicas de regeneração óssea. Entretanto, estas não foram claramente definidas e, além disso, necessitam de serem avaliadas com maior

clareza, através de ensaios clínicos randomizados, controlados e principalmente, longitudinais.

Zigdon e Machtei (2008) estudaram se a dimensão da mucosa queratinizada em torno dos implantes influencia os parâmetros clínicos e imunológicos na região. Analisaram o comportamento de 63 implantes em 32 pacientes, sendo 14 do sexo masculino e 18 do feminino, com idade média de 58,6 anos. Ao exame clínico observaram que a faixa de mucosa queratinizada variava de 0 a 7mm (média de 2,5mm \pm 2), a espessura oscilava de 0,38 a 2,46mm (média de 1,11mm \pm 0,4), a recessão de 0 a 3mm (média de 0,62mm), e a dosagem de PgE2 variou de 28,41 a 375,15 (média de 88,69pg \pm 53,08). As análises mostraram que a espessura e largura da mucosa queratinizada em torno de implantes afetam os parâmetros clínicos e imunológicos destes locais, inclusive, mostrando que há correlação positiva entre a faixa de mucosa queratinizada e à profundidade de sondagem e correlação negativa entre recessão com espessura, e recessão com o nível de PgE2. Os autores concluíram este estudo afirmando que a mucosa fina e estreita pode levar a uma maior recessão da mucosa em áreas estéticas.

Fardal e Linden (2008) investigaram os fatores associados com a perda contínua dos dentes em pacientes durante o tratamento periodontal de manutenção e dos resultados da reabilitação através de implantes. O trabalho foi elaborado a partir da análise e controle de casos de pacientes que não respondiam à terapia periodontal, e de acordo com os critérios de inclusão, foram considerados refratários, permanecendo em tratamento por período médio de 13,4 anos, variando de 8 a 19 anos. De um total de 1.251 pacientes, somente 27, ou seja, 2% desses foram incluídos no grupo dos refratários e a taxa de elementos dentários perdidos foi de 0,78 dentes ao ano, sendo equivalente a 35 vezes mais do que no grupo controle. Concluíram que apenas um pequeno número de pacientes é refratário e não respondem ao tratamento periodontal de suporte e a perda dos elementos dentários será contínua. Além disso, estes indivíduos também apresentam um nível elevado de complicações e perdas de implantes quando submetidos a essa terapia. Fatores como tabagismo intenso, *stress* e um histórico familiar de doença periodontal estão associados aos quadros de doenças refratárias.

2.3 PERDA ÓSSEA MARGINAL

Oh et al. (2002) relacionaram seis fatores etiológicos para a perda óssea perimplantar inicial, dentre esses, o trauma cirúrgico, a sobrecarga oclusal, a perimplantite, a microfenda, o espaço biológico e a remodelação da crista perimplantar. Além disso, demonstraram que a microfenda entre o implante e o pilar protético tem um efeito direto sobre a crista óssea, independente da abordagem cirúrgica, se de um ou dois estágios.

Assenza et al. (2003) avaliaram em cães a resposta da crista óssea em implantes carregados e não-carregados através de testes histológicos. Após instalarem seis implantes em cada segmento mandibular e decorridos três meses, realizaram o segundo passo cirúrgico para instalação de cicatrizadores no segmento direito, e pilares seguidos da prótese no lado esquerdo. As análises histológicas mostraram que após 6 e 12 meses, não havia diferenças significativas no valor da perda óssea entre os dois grupos. Concluíram que o carregamento não parece ser o fator mais relevante para a perda óssea observada durante o primeiro ano em função e cita a localização da microfenda como fator que influenciaria os níveis da crista óssea.

Piattelli et al. (2003) avaliaram histologicamente, em macacos, a resposta óssea para implantes instalados em diferentes níveis de profundidade, correlacionando à posição da microfenda em relação à crista alveolar. Utilizaram 40 implantes divididos em: grupo I - 15 implantes inseridos um a 2mm acima da crista; grupo II - 12 implantes inseridos ao nível da crista; e grupo III - 13 implantes inseridos 1 a 1,5mm abaixo da crista, estes últimos, carregados precoce, imediatamente ou inseridos pós-exodontia. Os resultados mostraram formação óssea de $0,13\text{mm} \pm 0,12$ no sentido coronal para o grupo I e, perda óssea no sentido apical de $2,1\text{mm} \pm 0,29$ e $3,6\text{mm} \pm 0,46$, para os grupos II e III, respectivamente. Importante também relatar a ausência de células inflamatórias no perimplante do grupo I, o mesmo não ocorrendo com os demais grupos, com destaque para a presença de infiltrado inflamatório próximo e no interior microfenda. Concluíram que quando a microfenda se afasta coronalmente da crista alveolar, menos perda óssea vai ocorrer e, do contrário, maior perda óssea estará presente e, esta remodelação independe se o carregamento dos implantes é precoce ou imediato ou com inserção pós-extração.

Fransson et al. (2005) estudaram a prevalência de indivíduos com perda óssea em implantes em função a mais de cinco anos. Para tal, analisaram 1.346 radiografias de implantes que apresentavam próteses sobre implante do tipo total e/ou parcial. Os resultados mostraram que 28% dos 662 pacientes apresentavam um ou mais implantes com perda óssea, sendo que 12,4% destes apresentavam uma perda mais acentuada do que os demais. Os autores sugerem que a prevalência da perda óssea progressiva nos implantes avaliados é maior do que a avaliação em outras bases de dados existentes.

Ao realizarem, através de uma revisão da literatura, uma avaliação do sucesso dos implantes em longo prazo, Schwartz-Arad, Herzberg e Levin (2005) encontraram quatro padrões hipotéticos para a perda óssea marginal: uma baixa taxa de perda óssea marginal ao longo dos anos – semelhante à proposta por Albrektsson e colaboradores; baixa taxa de perda óssea nos primeiros anos seguida de uma rápida perda do osso de suporte; elevada taxa de perda óssea marginal nos primeiros anos seguidos de quase nenhuma perda óssea; e elevada perda óssea marginal contínua e levando a uma perda completa do osso suporte. Com base nesses achados sugeriram que os critérios universais de sucesso dos implantes em longo prazo poderiam ser revistos.

Norton (2006) mensurou a perda óssea marginal de implantes múltiplos com plataforma de acoplamento protético cônico interno, estando em função de forma independente a pelo menos 7,5 anos na região posterior dos maxilares. Adotou como referência a microfenda entre o implante-pilar protético e a crista óssea. Foram avaliados 181 implantes em 54 indivíduos, sendo 20 do sexo masculino e 34 do feminino, através de controle radiográfico padronizado. A perda óssea marginal média foi de 0,65mm, variando de 0 a 4,8mm, com uma média de 0,56mm na maxila e 0,70mm na mandíbula. Além disso, não foram observadas diferenças significativas quanto ao sexo, ou entre fumantes ou não fumantes. No entanto, a diferença entre o nível de perda óssea na mesial e distal foi estatisticamente significativa, com uma média de 0,53mm e 0,76mm, respectivamente. Concluiu que este tipo de sistema permite a reabilitação de áreas posteriores dos maxilares com restaurações múltiplas e independentes além de manter o nível ósseo ao redor dos implantes com uma perda mínima após três anos de função.

Tawil (2008) relatou que o controle da sobrecarga oclusal aplicada às próteses sobre implante parece ser importante ao longo do tempo para a

estabilidade dos tecidos perimplantares e a prevenção das complicações biomecânicas. Entretanto, formulou duas hipóteses para que ocorra a reversão e/ou reparação em áreas que tenha ocorrido perda óssea aguda: que durante o período de sobrecarga, ocorra um controle da contaminação bacteriana e a intensidade da sobrecarga não ultrapasse o potencial de reparação óssea, e segunda, o trauma agudo em ausência de infecção bacteriana, permite a remineralização da matriz orgânica para recuperar estrutura e função. Contudo, segundo o autor, estas hipóteses necessitam ser confirmadas através de outros estudos experimentais.

Deporter et al. (2008) mensuraram através de testes histométricos a distância dos tecidos ósseo e mucoso em relação ao colar liso do implante. Para tanto, utilizaram diferentes alturas do colar sendo o primeiro designado como curto, com uma altura de 0,75mm, e o segundo, longo de 1,8mm. Os implantes foram instalados em alvéolos de extração cicatrizados de cães e, quatro semanas após, foi realizada a instalação das próteses, os quais permaneceram por nove meses, que após esse período foram preparadas em lâminas para análise. Os resultados mostraram que diferenças significativas entre o primeiro contato osso-implante foram encontradas entre os espécimes, dos implantes localizados posteriormente, mas não para os colocados na região anterior. Sugeriram que o espaço biológico ocorre pela acomodação óssea da crista dos implantes e os dados obtidos histometricamente para o contato ósseo, mostram que não há diferenças significativas entre os modelos de implantes com colar curto ou longo.

Bouri Jr et al. (2008) realizaram um estudo por cruzamento de dados em 76 pacientes, com um total de 200 implantes avaliados, para determinar se a faixa de gengiva queratinizada ao redor dos implantes tinha efeito sob a saúde dos tecidos mucoso e ósseo. Os dados obtidos mostraram que a média do índice gengival, índice de placa e a perda óssea constatada radiograficamente foram significativamente maiores para aqueles implantes com faixa de gengiva queratinizada considerada estreita, ou seja, menor que 2mm. Além disto, também estavam mais propensos a sangramento após a sondagem. Observaram que a faixa de gengiva queratinizada em torno dos implantes está associada com a menor perda óssea alveolar e a melhora nos índices de saúde dos tecidos mucosos.

Qahash et al. (2008) avaliaram a dinâmica da cicatrização óssea vestibular de implantes instalados em alvéolos de extração em função das dimensões da crista alveolar. Os pesquisadores instalaram implantes com 10mm de comprimento em

alvéolos dos terceiro e quartos pré-molares de cães, onde estes ficaram 5mm acima da crista alveolar e foram fechados pelo relaxamento e sutura do tecido muco-periósteo. Os animais receberam marcadores ósseos fluorescentes no período entre três e quatro semanas após a cirurgia para posterior análise em microscopia óptica fluorescente e incandescente. Os resultados mostraram que os implantes instalados em sítios de extração e em proximidade com a parede alveolar vestibular merecem maior consideração, visto que a largura da crista óssea vestibular deve ser de pelo menos 2mm para manter o nível do osso alveolar.

Fransson, Wennström e Berglundh (2008) realizaram um estudo com objetivo de descrever as características clínicas associadas à história de perda óssea progressiva em implantes em função por mais de cinco anos. Avaliaram 82 pacientes nos seguintes parâmetros: presença de biofilme; sangramento e/ou supuração à sondagem; profundidade de bolsa; presença de cálculo na superfície dos implantes; e o grau de recessão do tecido mucoso. Os resultados mostraram que a frequência de sangramento à sondagem, supuração e a profundidade de bolsa maior ou igual a 6mm foram maiores em indivíduos do grupo com perda óssea progressiva e também fumantes. A análise de regressão logística revelou que esses sintomas, associados ao tabagismo, apresentava uma precisão de 69% na identificação desta patologia. Os resultados demonstraram haver associação entre os sinais clínicos da doença e a perda óssea progressiva em implantes, além de recomendar incluir avaliações clínicas na preservação dos implantes instalados.

2.4 MICROFENDA

Broggini et al. (2003) relacionaram a presença da microfenda com a persistente inflamação aguda, através do acúmulo de células inflamatórias, na interface implante-pilar protético e como consequência uma maior perda óssea perimplantar. Avaliaram histomorfometricamente a cronologia de instalação dos pilares de cicatrização e a influência da microfenda, através de três projetos de implantes colocados na mandíbula de cães. Os implantes de duas peças foram colocados na crista alveolar e os pilares colocados na cirurgia inicial (não submersos) ou três meses mais tarde (submersos), sendo que o terceiro implante era de corpo único. Após seis meses, da instalação dos implantes, os espécimes

histológicos foram preparados para análise. Ambos os implantes de duas peças apresentaram um pico de células inflamatórias de cerca de 0,5mm coronalmente à microfenda, principalmente neutrófilos polimorfo nucleares. Não havia diferenças significantes entre os projetos de implantes de duas peças, submersos ou não-submersos, com relação à distância entre o osso alveolar e o epitélio gengival, da distância da mucosa acima da microfenda, e a perda óssea medida da microfenda ao nível do osso alveolar. No implante de corpo único não foi observado pico de células inflamatórias. Concluíram então que a ausência da microfenda na interface implante-pilar em nível de crista óssea está associada com a redução de células inflamatórias perimplantares e a mínima perda óssea.

Hecker e Eckert (2003) investigaram as possíveis mudanças, quantitativas e qualitativas, na microfenda entre implantes e os componentes protéticos sob carregamento cíclico da prótese. Utilizaram um dispositivo fixo contendo cinco implantes dispostos de forma semelhante a um arco, em que foram testadas 15 estruturas protéticas em três diferentes condições: cinco receberam carga na região anterior; cinco na região posterior do elemento protético suspenso unilateral; e cinco nos elementos suspensos posteriores bilateralmente. Uma significativa diminuição das dimensões da microfenda ocorreu na região anterior quando a estrutura estava sob carga e uma simulação funcional de carga aplicada, uni ou bilateralmente na porção do elemento protético suspenso, não resultou em mudanças do tamanho da microfenda destas próteses.

Joly e Lima (2003) avaliaram por meio do MEV, sistemas de implante de dois e um estágios cirúrgicos, as características da superfície e a extensão e localização da microfenda. Para tal selecionaram três amostras de cada sistema, com os respectivos pilares acoplados, avaliados em quatro pontos equidistantes e em um aumento de 1.500 vezes. Os tratamentos de superfície proporcionaram diferentes padrões de rugosidade, e independente do sistema, ocorre formação de microfenda entre os componentes dos implantes.

Rodrigues Júnior et al. (2005) avaliaram a adaptação marginal de coifas confeccionadas em ligas de níquel-cromo (Ni-Cr) e de cerâmica In Ceran Zircônia sobre componentes tipos CeraOne[®]. Avaliaram dez coifas de cada tipo de material através de microscopia óptica. Os resultados mostraram que o desajuste entre as coifas e o pilar protético foi menor nas ligas confeccionadas com Ni-Cr do que com as de In Ceran Zircônia.

Dibart et al. (2005) testaram *in vitro* o selamento fornecido pela conexão protética de travamento cônico interno frente à infiltração de microorganismos orais. No primeiro momento verificaram a capacidade de selamento do implante-pilar protético em resistir à infiltração, quando colocado o conjunto em um meio de cultura bacteriano e posteriormente avaliados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Num segundo momento, foi testada a capacidade de selamento do implante-pilar protético em evitar que bactérias presente no seu interior alcançassem o meio externo. Após, amostras do meio de cultura foram semeadas em placa de Petri. Em ambos os momentos, as amostras foram negativas para a contaminação, tanto externa como interna. Logo, o selamento na interface implante-pilar protético fornecido pelo desenho com travamento cônico interno demonstrou, nesse estudo, ser hermético com relação à infiltração *in vitro*.

Broggini et al. (2006) compararam, em experimento com cães, a presença de células inflamatórias em torno de implantes correlacionando com a posição da interface implante-pilar se supra-crista, sub-crista ou em nível de crista. Todos os implantes desenvolveram um padrão de inflamação perimplantar, com acúmulo de neutrófilos polimorfo-nucleares na interface ou imediatamente acima desta. O número de neutrófilos perimplantares aumentava progressivamente quando a profundidade da interface implante-pilar aumentava, ou seja, interfaces localizadas subcrista, mais apicalmente, promoviam uma densidade significativamente maior de neutrófilos do que quando supracrista ($10,51 \pm 691$ versus $2,39 \pm 1077$ neutrófilos/mm²). Concluíram que uma intensa concentração de células inflamatórias no perimplante estaria associada com o nível da interface implante-pilar/coroa e que quando estivesse abaixo da crista óssea original, estaria significativamente correlacionado com a perda óssea.

Para Proff et al. (2006), embora que as dimensões das desadaptações entre o implante e o pilar protético sejam relativamente pequenas, quando comparadas a de outras restaurações dentárias como, por exemplo, coroas convencionais, a existência delas permite penetração e colonização bacteriana para o interior dos implantes. Esta colonização é induzida pela contaminação durante a inserção ou instalação do pilar.

Torres et al. (2007) comparam a adaptação passiva e vertical, em um modelo composto de cinco implantes, através da confecção de uma estrutura em três diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Ti CP), cobalto-cromo (Co-Cr)

e níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Não foram encontradas diferenças significativas entre a adaptação passiva das estruturas em Co-Cr e Ni-Cr-Ti, entretanto, ambas foram diferentes estatisticamente em relação à de Ti CP, que apresentou melhores resultados. Para a adaptação vertical, as ligas de Ti CP e Ni-Cr foram estatisticamente similares, além de apresentarem a melhor adaptação vertical em relação à liga de Co-Cr. Concluíram que, independente do material utilizado na fabricação das estruturas em peça única, nenhum apresenta adaptação passiva e vertical aceitáveis, e a melhor adaptação marginal foi obtida com o uso da liga de Ti CP.

Silva et al. (2007) avaliaram o desajuste vertical de intermediários tipo Multi-unit[®] de três marcas comerciais de fabricação nacional em relação ao implante tipo Brånemark. Para este fim utilizaram cinco espécimes em cada grupo e verificaram por meio da medição de quatro pontos ao redor da interface implante-pilar protético o grau de desajuste através de um microscópio cirúrgico, uma câmera digital e uma programa de computador, obtendo um aumento final de 80 vezes. Os resultados mostraram que todos os sistemas avaliados mostraram resultados satisfatórios de desajuste vertical na interface implante-pilar protético.

Kano, Binon e Curtis (2007) classificaram em quatro tipos as discrepâncias vertical e horizontal da microfenda, ao nível da interface, entre o implante e o pilar protético como: Tipo I – não existe espaço na microfenda no sentido horizontal e vertical; Tipo II – discrepância somente no sentido horizontal e o pilar protético pode apresentar sub ou sobrecontorno vertical; Tipo III – somente discrepância no sentido vertical é observada; Tipo IV – discrepâncias nos sentidos horizontal e vertical são observadas simultaneamente entre o implante e o pilar protético.

Torsello et al. (2008) compararam a precisão na adaptação marginal de estruturas protéticas para arco edentados, na maxila ou mandíbula, confeccionadas em uma única peça de titânio por meio de cinco métodos diferentes: técnica da cera perdida; coifas e estruturas pré-fabricadas de titânio soldadas a laser; Procera[®] implante Bridge; Sistema Ti Cresco[®]; e Sistema CAM StructSURE[®]. O estudo analisou 15 estruturas, as quais eram suportadas por um número que variava entre cinco e nove implantes divididos em cinco grupos. Após a entrega das estruturas pelo laboratório, estas eram encaixadas sobre o ombro dos análogos e avaliadas quanto ao tamanho da microfenda em quatro pontos determinados pelo estereomicroscópio com ampliação de 100 vezes. Os resultados constataram uma

melhor precisão entre as estruturas confeccionadas com auxílio do computador, não apresentando diferenças significativas entre os respectivos métodos. Todavia, quando comparado com as técnicas convencionais, esses apresentaram maior precisão, principalmente quando comparada à técnica da cera perdida, à qual apresentou os maiores índices de desadaptação.

Do Nascimento et al. (2009) avaliaram, *in vitro*, a capacidade de infiltração bacteriana entre a interface de implante com pilares protéticos pré-fabricados e pilares calcináveis. Dividiram as amostras em dois grupos (n=10 cada) e inocularam 0,3µl de uma solução microbiana (*Fusobacterium nucleatum*) no interior da porção oca do implante. Esses conjuntos foram colocados em meio de cultura para observar, através do turvamento da solução, se ocorreu ou não infiltração microbiana. Somente 11,1% das amostras de cada grupo apresentaram contaminação. Concluíram que, sendo um estudo *in vitro*, e sem a aplicação de cargas oclusais, ambos os pilares protéticos, pré-fabricados e calcináveis, mostraram baixos percentuais de infiltração bacteriana na interface, quando corretamente seguidas às instruções para o processo de fundição.

2.5 BIOMECÂNICA – FRATURA DE COMPONENTES

Lang, Wang e May (2002) analisaram a influência do torque e a posição dos hexágonos do pilar protético e do implante com e sem o uso de um dispositivo de contra-torque em quatro tipos de pilares. Os resultados demonstraram que o grau máximo de rotação para todos os grupos foi de 3,53° e os valores absolutos da rotação dos pilares média 1,50° com ou sem a utilização de dispositivo de contra torque. Atestaram que a orientação do hexágono do pilar protético para o hexágono do implante medido para a adaptação, de todos os sistemas, foi abaixo dos 5° preconizados como ideal para a estabilidade do conjunto pilar protético-implante.

Nergiz, Schmage e Shahin (2004) descreveram uma técnica para remoção de fragmento de parafuso fraturado no interior do implante através do uso sequencial e meticuloso de fresas especialmente desenvolvido para este fim. Também classificaram os fracassos resultantes de problemas técnicos das restaurações sobre implante em dois grupos, sendo um relacionado ao implante e outro às próteses. Segundo estes autores, a fratura do parafuso protético pode ser um problema grave, uma vez que o fragmento remanescente permanece no interior

do implante, e com isto, pode inviabilizar o acoplamento da prótese. Além disto, segundo os mesmos, o objetivo do tratamento protético seria evitar qualquer fratura de componentes do implante e usar esse sistema de reparo somente em casos excepcionais.

Misch et al. (2005) realizaram uma pesquisa com a finalidade de correlacionar o trauma oclusal e a perda óssea perimplantar através da busca seletiva de publicações nas últimas três décadas. Abordaram os seguintes aspectos: biomecânica; princípios de engenharia; propriedades mecânicas do osso; fisiologia óssea; biomecânica dos projetos de implantes; estudos em animais e estudos clínicos. Concluíram através dessa revisão que a sobrecarga oclusal em implantes pode aumentar a incidência da perda óssea marginal em implantes.

Vigolo et al. (2006) compararam a liberdade rotacional entre a extensão hexagonal do implante e o hexágono homólogo, com três diferentes tipos de materiais, dos pilares protéticos fabricados pela tecnologia CAD/CAM Procera[®]. Avaliaram 20 pilares protéticos produzidos em titânio, 20 em zircônia e 20 em alumina. Os resultados mostraram que o grupo de pilares protéticos confeccionados em titânio e zircônia não apresentou diferenças significativas entre si, entretanto, ambos apresentaram médias de liberdade rotacionais significativamente menores do que o grupo da alumina. Apesar disso, os três grupos apresentaram liberdade rotacional abaixo dos três graus, concluindo que a desadaptação hexagonal destes pilares protéticos sobre o implante, pode implicar em afrouxamento do parafuso no conjunto.

Piermatti et al. (2006) analisaram em um ambiente controlado o efeito da conexão implante-pilar protético e o projeto do parafuso protético sob a ação de cargas não axiais. Utilizaram neste experimento quatro tipos de implantes, sendo dois de plataforma de acoplamento protético tipo hexágono externo e dois do tipo interno, num total de 40 amostras. As mesmas foram carregadas com 200 N e submetidas a uma simulação de 1×10^6 ciclos mastigatórios e os torques de aparafusamento, recomendados pelos fabricantes, avaliados em $2,5 \times 10^5$, 5×10^5 , $7,5 \times 10^5$ e 1×10^6 ciclos. Analisados os resultados, os autores concluíram que apesar dos implantes de conexões internas serem clinicamente favorecidos, estes não apresentam qualquer vantagem com relação ao afrouxamento do parafuso protético quando comparados aos de hexágono externo nas mesmas condições.

Não obstante, sugerem que o projeto do parafuso protético pode ser um fator significativo no afrouxamento do conjunto implante-pilar protético.

Hecker, Eckert e Choi (2006) avaliaram se havia diferença significativa nas medidas da microfenda, quando pilares de ouro eram submetidos a testes para verificar se havia deformação por carregamento cíclico, quando comparado aos pilares protéticos novos, que não faziam o processo de ciclagem, e substituíam os anteriores. Para tal experimento utilizaram 15 implantes e três barras confeccionadas por técnicas convencionais de fundição. Estas recebiam cargas de 200 N e completando, uma sequência de 200.000 ciclos em estruturas que simulavam a região anterior, posterior unilateral e bilateral com elemento protético suspenso. Entretanto, os resultados mostraram que apesar das mudanças terem sido observadas, estas falharam em mostrar se a microfenda da interface das próteses nos pilares ciclados, eram significativamente diferentes daqueles pilares novos.

Kano, Binon e Curtis (2007) avaliaram *in vitro* o grau de desadaptação rotacional em implantes de hexágono externo e diferentes pilares protéticos. Utilizaram pilares protéticos calcináveis, pilares calcináveis com a base pré-fabricada e esses foram comparados com os pilares de titânio usinados. Para os calcináveis utilizaram ligas de Ni-Cr e Co-Cr e para o calcinável com base pré-fabricada em Paládio (Pd). Após microscopia eletrônica de varredura as amostras foram fotografadas, e submetidas à aferição do grau de desadaptação através de um transferidor de mesa, que posteriormente procedeu-se a análise dos dados. Concluíram que o grau de desadaptação rotacional foi significativamente maior com os pilares calcináveis com o Co-Cr quando comparado com os de titânio usinados. Concluíram que a desadaptação rotacional foi menor que dois graus para todos os grupos, à exceção dos pilares calcináveis com Co-Cr.

Sundh e Sjögren (2007) testaram a resistência flexural de diferentes pilares cerâmicas sobre implante, confeccionados pelo processo CAD/CAM e pelo processo convencional manual. Os mesmos foram avaliados pela incidência de uma força estática perpendicular ao longo eixo do pilar protético onde era aferida e registrada a carga limite antes da fratura do componente. Os resultados mostraram todos os espécimes testados exibiram valores iguais ou superiores ao grupo controle para a região anterior em forças incisais máximas. Além disso, os autores sugeriram a avaliação do comportamento em longo prazo em ambiente clínico.

Quek, Tan e Nicholls (2008) avaliaram a interface implante-pilar protético de quatro sistemas de implante quando submetidos à fadiga por cargas em diferentes torques de aparafusamento. Foram avaliados 12 grupos teste com cinco amostras cada, em que 3 torques de aperto diferentes eram dados: o recomendado pelo fabricante, o recomendado pelo fabricante menos 20%, e o torque recomendado pelo fabricante mais 20%. Após a análise dos dados concluíram que o desempenho à fadiga sob cargas e a localização da falha é específica para cada sistema e relacionado com as características da combinação implante-pilar protético, e parece que se a interface implante-pilar protético for mantida, a carga de fadiga vai ocorrer no ponto mais fraco do implante mesmo quando dado o torque recomendado pelo fabricante.

Steinebrunner et al. (2008) avaliaram a influência da força de fratura sob carregamento cíclico em longo prazo de diferentes conexões protéticas. Foram testadas conexões de hexágono externo e interno em simulador com 1.200.000 ciclos com 120N correspondente a região de molar. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes na força de fratura entre os grupos com diferentes projetos de conexão e, a os grupos com conexão interna mais longa apresentaram vantagens com relação à longevidade e resistência à fratura, quando comparados aos sistemas de conexão interna, mais curtos e/ou com conexão externa.

Vigolo et al. (2008) compararam a precisão na interface implante-pilar protético quanto à liberdade rotacional entre o implante e o pilar protético com conexão hexagonal externa e interna. Utilizaram 60 amostras divididas em quatro grupos: 15 pilares protéticos de hexágono externo tipo UCLA fundidos em ouro; 15 pilares protéticos de hexágono interno tipo UCLA fundidos em ouro; 15 pilares protéticos confeccionados através da concepção assistida por computador (CAD/CAM) em titânio e com conexão hexagonal externa; e 15 pilares protéticos confeccionados através da concepção assistida por computador (CAD/CAM) em titânio e com conexão hexagonal interna. Não foram encontradas diferenças significativas entre os quatro grupos quanto à liberdade rotacional e, além disso, ambos os tipos de pilares apresentavam um grau de liberdade entre o implante e o pilar protético, independente do tipo de conexão utilizada.

Conrad, Schulte e Vallee (2008) relataram duas situações clínicas onde ocorreram fraturas de implantes unitários posteriores, sendo que, em ambos os

casos, os sinais clínicos iniciais eram de afrouxamento do parafuso de fixação do pilar protético. Alguns fatores, tais como, sobrecarga oclusal, localização do implante, ajuste e/ou desenho inadequado da prótese, perda óssea progressiva, fadiga do metal, diâmetro do implante, defeito de fabricação e atividade galvânica, parecem estar relacionados à etiologia da fratura de implantes e/ou seus componentes. Os autores sugeriram que para minimizar o risco de tais complicações é necessário um planejamento meticuloso e execução criteriosa do tratamento.

3 PROPOSIÇÕES

O presente trabalho se propõe a:

- a) identificar se ocorre infiltração bacteriana através da interface de implantes e seus respectivos pilares protéticos em cinco sistemas de implantes;
- b) avaliar a desadaptação vertical ao longo de toda interface entre o implante e o pilar protético, por meio do MEV e;
- c) analisar a desadaptação entre o implante e o pilar protético nos pontos externos da interface, de acordo com a classificação sugerida por Kano, Binon e Curtis (2007).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi desenvolvido no Departamento de Implantologia Oral da Unigranrio, com apoio do Laboratório de Microbiologia desta Universidade e do Laboratório de Microscopia Eletrônica do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa em Engenharia (COPPE) – Universidade Federal do Rio de Janeiro.

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Nesta pesquisa foi avaliado o grau de desadaptação de cinco sistemas de implantes osseointegráveis fabricados e comercializados no Brasil, com plataforma de acoplamento protético com diâmetro de 4,1mm, tipo hexágono externo, aparafusados aos seus respectivos pilares protéticos de titânio com torque recomendado pelos fabricantes (Quadro 1), e a capacidade de infiltração bacteriana através desta interface.

Sistema	Modelo do implante	Pilar protético (código)	Torque de aparafusamento em Ncm
Neodent¹	TitamaxTI 4,0 x 11mm	15039	20
Conexão²	Porus 4,0 x 11,5mm	009023	20
SIN³	SCO 4010	MA 4102	20
Titanium Fix⁴	SP 311	AES2.0	32
Dentoflex⁵	IMHE 4,0 x 11mm	MARFHE3753	32

Quadro 1: Discriminação dos implantes, seus respectivos pilares protéticos e os torques de aparafusamento recomendados.

Foram utilizados oito implantes e oito pilares protéticos de cada sistema, totalizando 40 amostras. Os lotes dos implantes e pilares protéticos utilizados no presente trabalho estão relacionados no Quadro 2.

¹ Neodent Implante Osteointegrado. Curitiba-PR-Brasil

² Conexão Sistema de Prótese. São Paulo-SP-Brasil

³ SIN Sistema de Implante Nacional. São Paulo-SP-Brasil

⁴ Technology. São José dos campos-SP-Brasil

⁵ Dentoflex. São Paulo-SP-Brasil

Sistema	Lote do implante	Lote do pilar protético
Neodent	165347	120812
Conexão	5081785173	5110755171
SIN	D3021 e D5074	D9140
Titanium Fix	72005	Pilar- 02905 e Parafuso: 24705
Dentoflex	2840	01690802

Quadro 2: Especificação dos lotes de fabricação dos implantes e pilares protéticos utilizados na pesquisa.

4.2 TESTE MICROBIOLÓGICO

Para a realização dos testes microbiológicos os implantes foram removidos de suas embalagens como fornecidos pelos fabricantes. Todos os pilares protéticos e seus respectivos parafusos de fixação foram esterilizados em autoclave Cristófoli[®] Lister⁶ 12L por 22min, sob temperatura de 121°C sob pressão de 1,0 KGF/cm². Foi feita então à inoculação, com 0,3µl de uma suspensão de *Escherichia coli* (cepa referência – 25922-ATCC) com auxílio de uma micropipeta Pipetman⁷ (Figura 1), aplicada na porção oca interna do implante. Esta etapa foi realizada dentro de uma zona de segurança formada pelas chamas de dois bicos de Bunsen. Antes de seu uso, as bactérias foram mantidas congeladas, sendo então ativadas em meio de cultura TSB, 24 horas antes do procedimento de inoculação.



Figura 1. Suspensão de *Escherichia coli* sendo inoculada no implante.

⁶ Cristófoli Equipamentos de Biossegurança Ltda. Campo Mourão-PR-Brasil

⁷ Gilson S.A.S. Villiers-le-Bel-França

Após a inoculação, os pilares foram imediatamente conectados aos seus respectivos implantes (Figura 2) e, a seguir, aplicados os torques recomendados pelos fabricantes aos parafusos de fixação dos pilares (Figura 3), conforme descrito no Quadro 1. Para aplicação do torque no parafuso de fixação do pilar protético foi usada a chave de torque recomendada por cada fabricante, acoplada a um torquímetro manual. Para estabilização e fixação dos implantes foi utilizado um torno de bancada previamente esterilizado em autoclave.



Figura 2. Implante do sistema Neodent[®] e sua respectiva conexão protética.

Posteriormente à aplicação do torque, os pilares protéticos tiveram o acesso do parafuso selados com guta-percha estéril⁸, e sobre esta foi aplicada uma cola adesiva de cianometacrilato⁹. As amostras foram colocados em tubos de ensaio estéreis, contendo meio de cultura para enterobactérias (Caldo MacConkey)¹⁰, ficando totalmente cobertos.

⁸ Dentsply[®]. Petrópolis- RJ-Brasil

⁹ Henkel[®]. Diadema-SP-Brasil

¹⁰ Merck[®]- Alemanha.



Figura 3. Aplicação do torque recomendado pelo fabricante.

Para cada amostra, foi realizado um suabe para ser o controle negativo, onde uma haste flexível com algodão estéril na ponta era esfregada no perímetro da interface, após a inoculação e acoplamento do conjunto, e colocado imediatamente em um tubo de ensaio estéril com meio de cultura de caldo MacConKey, idêntico ao utilizado para os implantes.

Posteriormente, os tubos de ensaio com meio de cultura contendo os implantes inoculados e os controles negativos, foram incubados em estufa biológica Q-316M2¹¹ a 37°C. A verificação da contaminação no meio de cultura foi efetuada com 1, 2, 5, 7 e 14 dias após a inoculação, através do turvamento do meio de cultura.

4.3 PREPARO DAS AMOSTRAS PARA ANÁLISE NO MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA

Terminado o teste microbiológico, todas as amostras foram submetidas à análise da adaptação da interface entre os implantes e os pilares protéticos em MEV. Antes, porém, foram submetidas ao processo de esterilização em autoclave Cristófoli Lister¹² 12L por 22min, sob um a temperatura de 121°C em 1,0 KGF/cm².

¹¹ Quimis Aparelhos Científicos Ltda. Diadema-SP-Brasil

¹² Cristófoli Equipamentos de Biossegurança Ltda-Campo Mourão-PR-Brasil

As peças foram preparadas para análise através da inclusão do conjunto implante-pilar em uma base de resina epóxi da marca Epofix¹³ (Figura 4).



Figura 4. Conjunto implante-pilar recém-imersos na base de resina epóxi.

Após a inclusão em resina, cada conjunto implante-pilar protético foi submetido a um desgaste no sentido longitudinal, até a área de interesse, ou seja, aproximadamente na metade de seu diâmetro, por meio de uma sequência de lixas de carbeto de silício com granulação de 100, 220, 320, 400, 600, 1200 da marca 3M Brasil¹⁴. Posteriormente, foi realizado polimento com pasta de diamante, com grânulos de 6 μ m, 3 μ m e 1 μ m de diâmetro. Para acabamento foi utilizada uma pasta de óxido de alumínio para remoção de vestígios de gorduras e impurezas. Todas as amostras foram lavadas com álcool e secas com auxílio de um secador.

Após a limpeza, as amostras foram submetidas a um processo de deposição de ouro em sua superfície, com a finalidade de torná-la condutora de elétrons em MEV.

Terminado o processo de recobrimento, foi realizada a fixação das amostras sobre uma placa metálica por meio de uma cola de prata com o objetivo de permitir a análise de várias amostras simultaneamente em MEV (Figura 5).

¹³ Struers S/A-Ballerup-Dinamarca

¹⁴ 3M Brasil. Sumaré-SP-Brasil

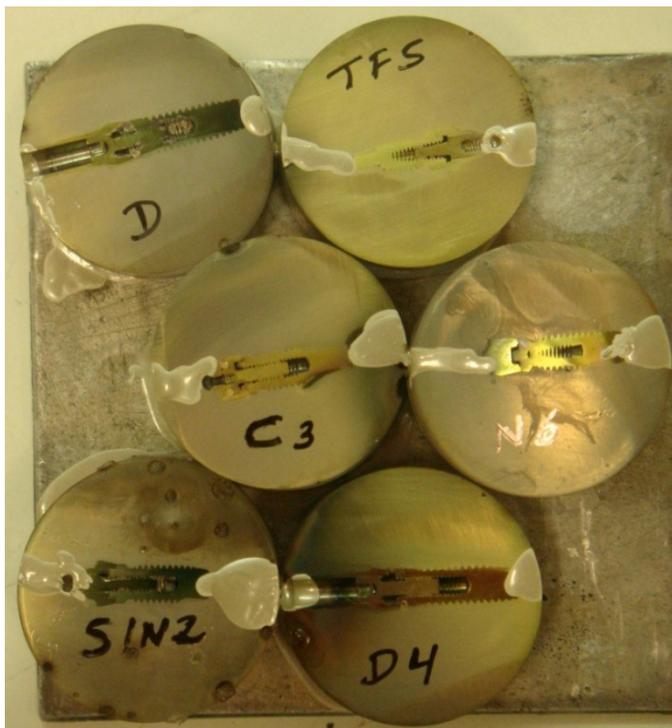


Figura 5. Amostras após processo de recobrimento fixadas sobre a placa metálica com cola de prata.

Em MEV¹⁵, ao longo da interface em direção ao centro do implante com aceleração de elétrons de 20kV, a interface implante-pilar protético foi avaliada em três pontos, de cada lado (Figura 6). A partir da borda, o ponto um, o mais externo; a uma distância de 100 μ m o ponto dois; e a 200 μ m o ponto três. Obtendo-se seis medidas de cada amostra, totalizando 240 medidas.

Em aumentos de 1.000 e 3.000 vezes foram realizadas as medidas na interface, nos segmentos direito e esquerdo, da amostra. Entretanto, em alguns casos houve necessidade de aumentos maiores, múltiplos de 1000, para medir a desadaptação com maior precisão.

¹⁵ JEOL JSM-6460, **Japan** Electron Optics Laboratory Co. Ltd–Mitaka–Tóquio-Japão

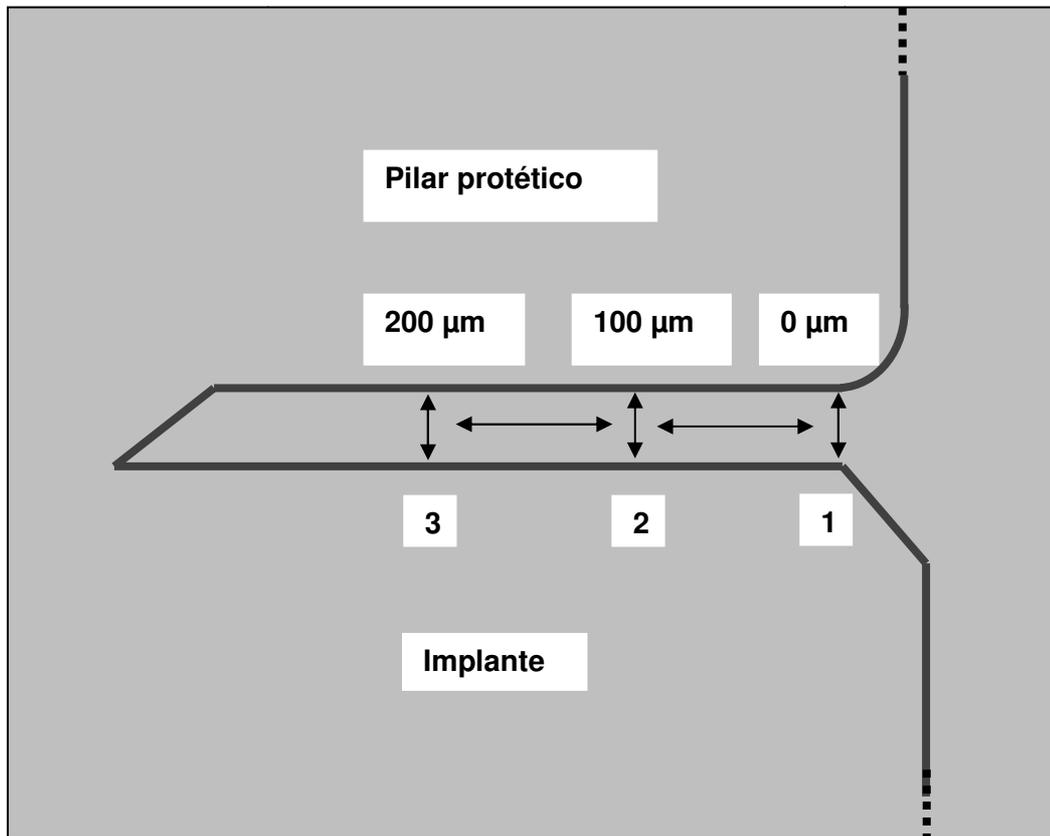


Figura 6. Esquema representativo da análise da adaptação entre o implante e o pilar protético nos pontos 1, 2 e 3, sendo equivalentes, respectivamente, ao ponto mais externo da interface, a 100μm e 200μm de distância.

Para análise da adaptação nos dois pontos externos da interface, foi utilizado o sistema de classificação da desadaptação da microfenda, entre o implante e o pilar protético, proposta por Kano, Binon e Curtis (2007) (Figura 7).

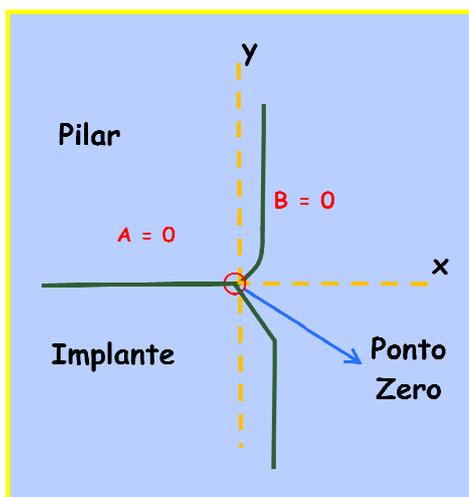


Figura 7a: Tipo I: A e B = 0

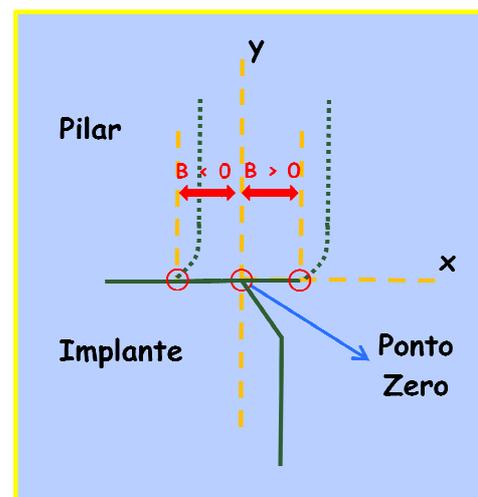


Figura 7b: Tipo II: B > 0 ou B < 0

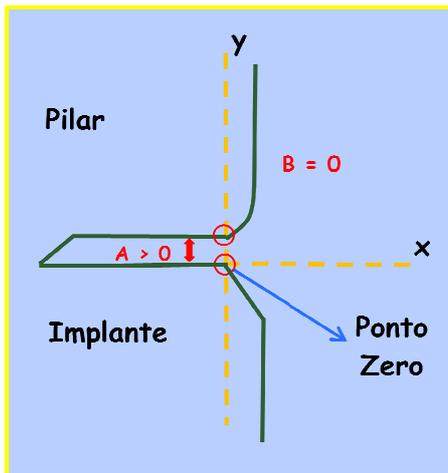


Figura 7c: Tipo III: $A > 0$ e $B = 0$

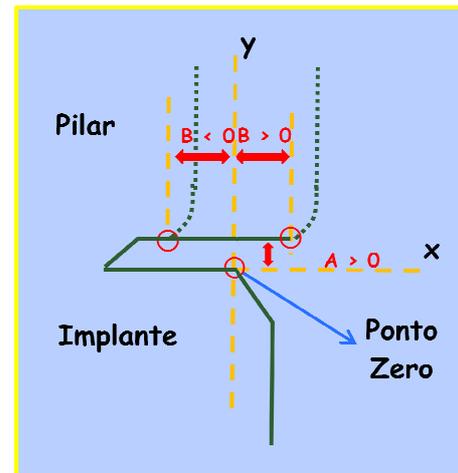


Figura 7d: Tipo IV: $A > 0$ e $B > 0$ ou $B < 0$

Figura 7. Classificação dos tipos de desadaptação na interface entre implante e o pilar protético, como proposta por Kano, Binon e Curtis (2007).

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para comparar os resultados da desadaptação, entre os implantes e os pilares protéticos, encontrados na interface dos vários sistemas, os dados foram analisados estatisticamente pelo teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis e o teste de comparações múltiplas de Fisher (PLSD), ao nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 INFILTRAÇÃO BACTERIANA NA INTERFACE IMPLANTE-PILAR

O sistema Dentoflex[®] apresentou infiltração bacteriana em duas das oito amostras, equivalente a 25% das mesmas (Tabela 1). Ao contrário, os demais sistemas, Neodent[®], Conexão[®], Titanium Fix[®] e SIN[®], não apresentaram contaminação bacteriana em nenhuma de suas amostras durante todo o período. As amostras com resultado positivo à infiltração bacteriana se manifestaram nas primeiras 24h após a inoculação e, as demais não apresentaram contaminação até o final do experimento.

Tabela 1. Porcentagem de amostras que apresentaram infiltração bacteriana.

Sistema	Nº de amostras	Amostras contaminadas	Contaminação (%)
CONEXÃO [®]	8	0	0
DENTOFLE X [®]	8	2	25
NEODENT [®]	8	0	0
SIN [®]	8	0	0
TITANIUM FIX [®]	8	0	0

5.2 AVALIAÇÕES DA DESADAPTAÇÃO ENTRE O IMPLANTE E O PILAR PROTÉTICO

Para avaliação em MEV foram analisadas as oito amostras de cada um dos cinco sistemas de implante, que haviam sido submetidas previamente ao teste microbiológico.

Os valores das medidas obtidas na microfenda apresentaram variação de zero até 18,4µm (Tabela 2). Entretanto, as desadaptações não foram observadas de forma contínua ao longo da interface entre os implantes e os pilares protéticos em todas as amostras, e sim em pequenas extensões (Figuras 8 e 9). Também foram observadas discrepâncias, nos sentidos vertical e horizontal, na borda externa entre o pilar protético e a plataforma do implante, em todos os sistemas (Figuras 8, 10 e

11). As medidas da interface obtidas no MEV nas respectivas amostras estão apresentadas no apêndice A.

Tabela 2. Medidas médias e desvios-padrões da desadaptação entre implantes e pilares protéticos.

Sistema	Média (μm)	Desvio-padrão
CONEXÃO [®]	2,68	3,02
DENTOFLEX [®]	1,44	0,73
NEODENT [®]	0,51	0,39
SIN [®]	2,46	3,38
TITANIUM FIX [®]	1,88	1,28

Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5%, onde revelou que existia pelo menos um grupo diferente ($P=0,0401$). Ao aplicar o teste de comparações múltiplas de Fisher (PLSD) a 5% foi identificada uma diferença significativa entre os implantes Conexão e Neodent. Todas as outras comparações não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

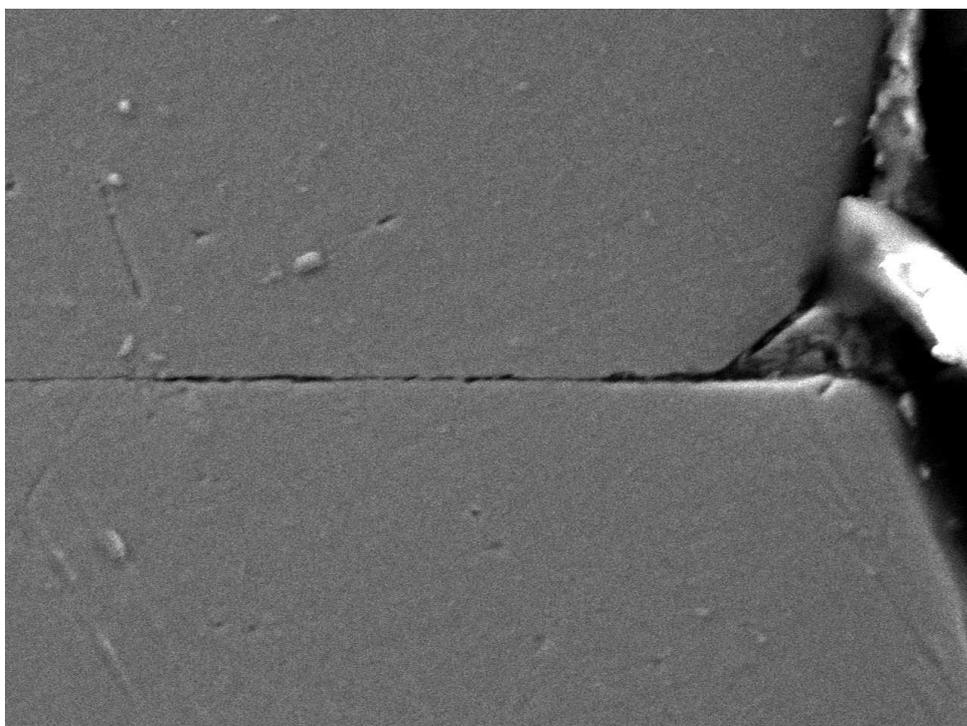


Figura 8. Amostra do sistema Neodent[®], em aumento original de 1000 x, evidenciando a microfenda na interface.

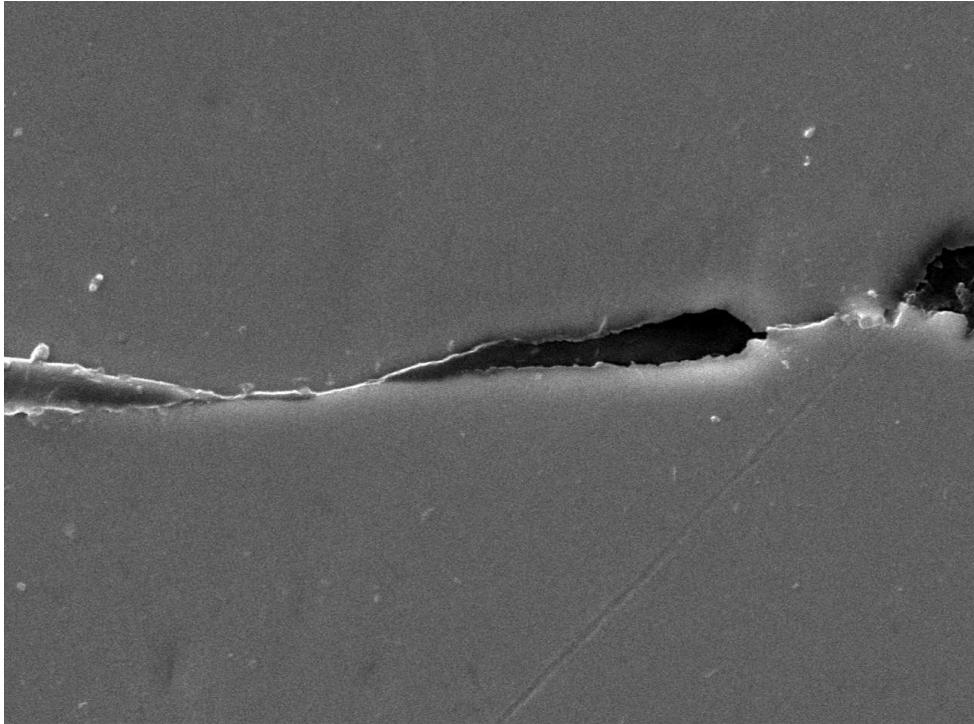


Figura 9. Desadaptação na amostra do sistema Dentoflex[®], em aumento original de 3000 x.

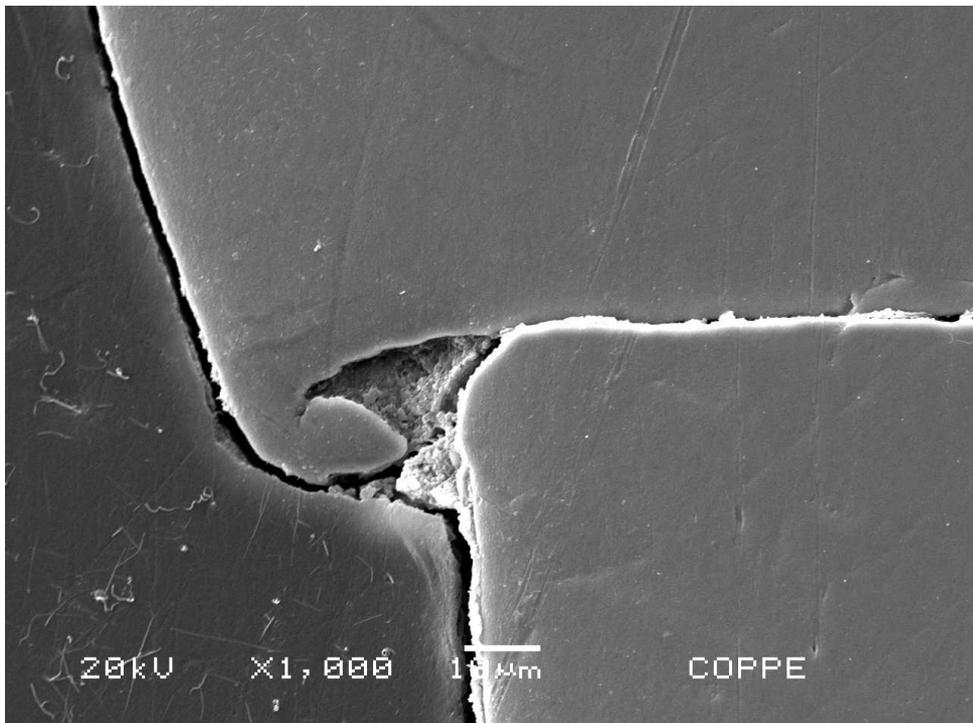


Figura 10. Desadaptação e deformação na borda da amostra do sistema Titanium Fix[®].

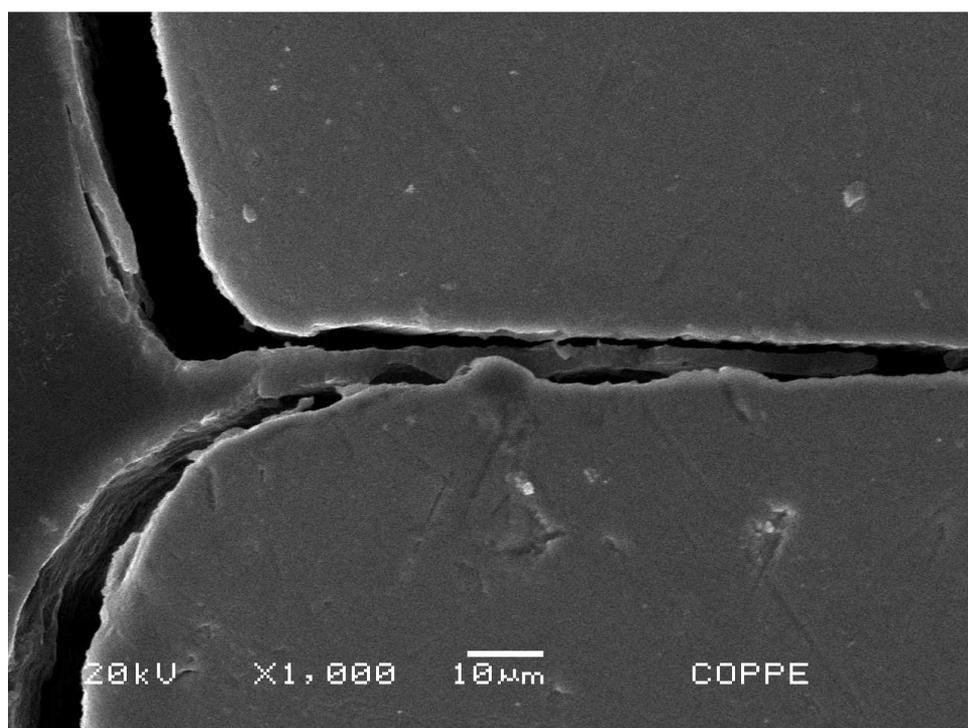


Figura 11. Desadaptação na amostra do sistema SIN®.

5.3 ANÁLISE DAS DISCREPÂNCIAS DE ADAPTAÇÃO VERTICAL E HORIZONTAL NA PORÇÃO PERIFÉRICA DA INTERFACE

As análises das discrepâncias de adaptação nos dois pontos externos da interface entre o implante e o pilar protético, foram realizadas utilizando-se o sistema de classificação proposto por Kano, Binon e Curtis (2007), em todos os sistemas de implantes (Figuras 12 a 21) e os resultados observados estão discriminados na Tabela 3. As discrepâncias dos grupos, observadas na interface das respectivas amostras, estão apresentadas nos apêndices B e C.

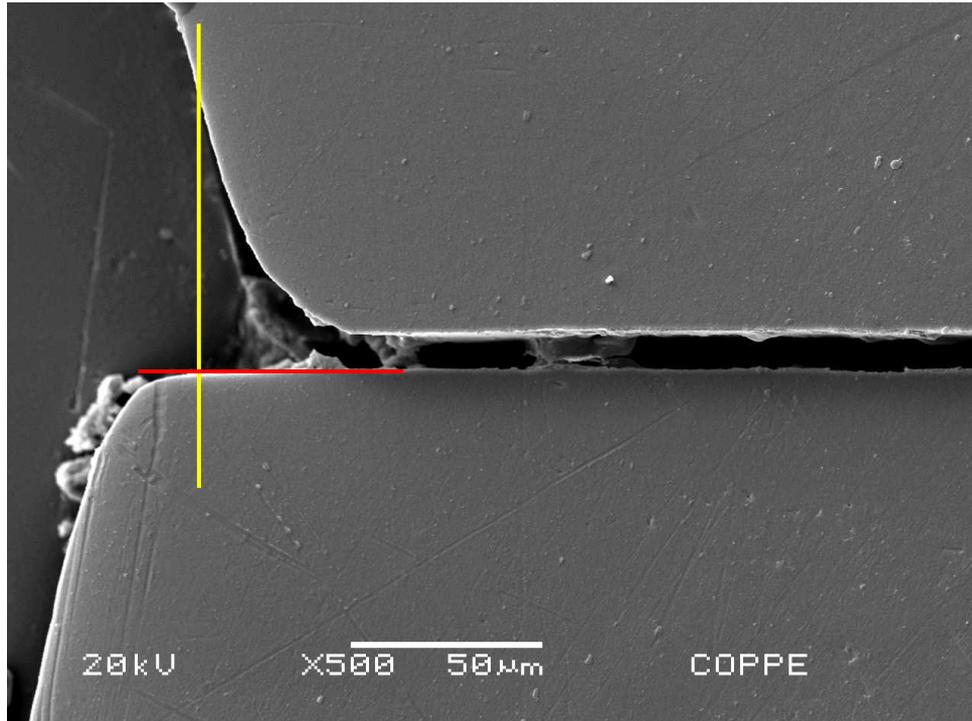


Figura 12. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Conexão Master®.

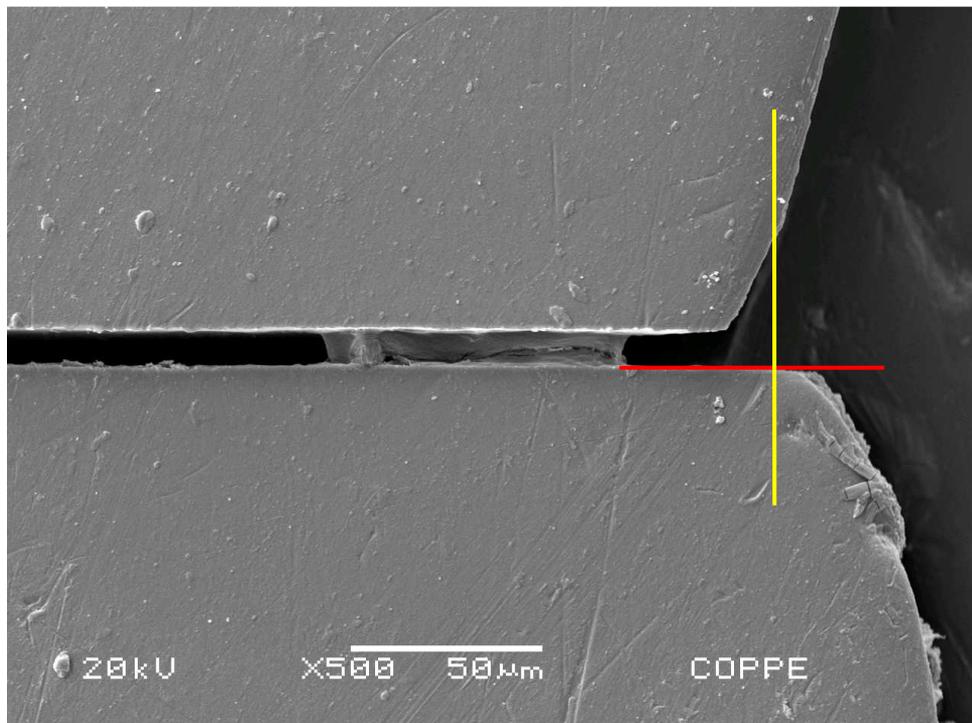


Figura 13. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Conexão Master®.

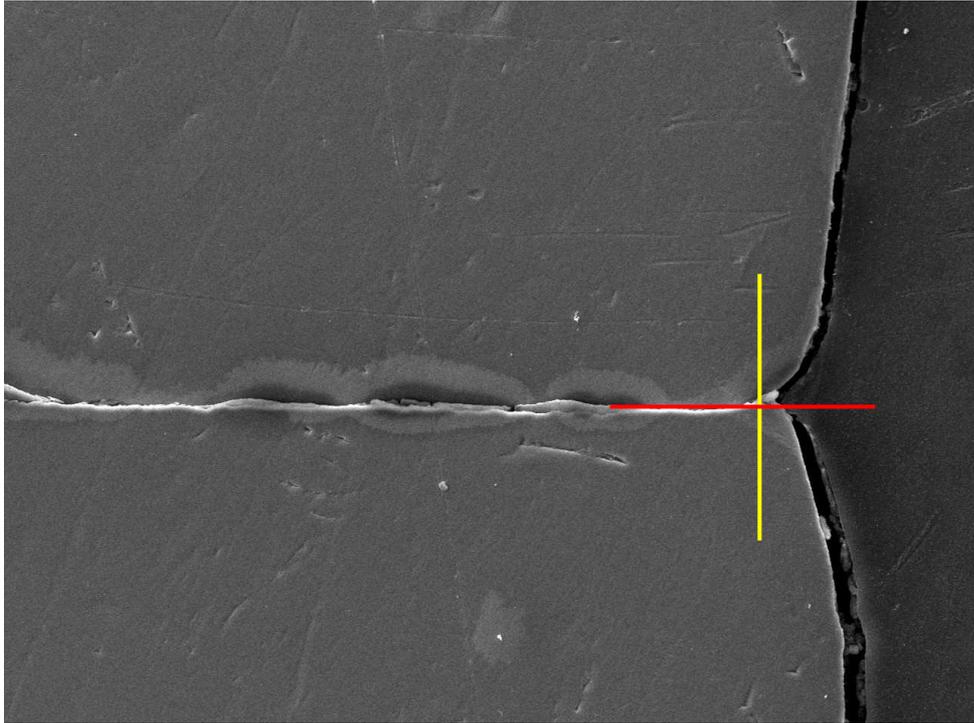


Figura 14. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Dentoflex[®], em aumento original de 500 x.

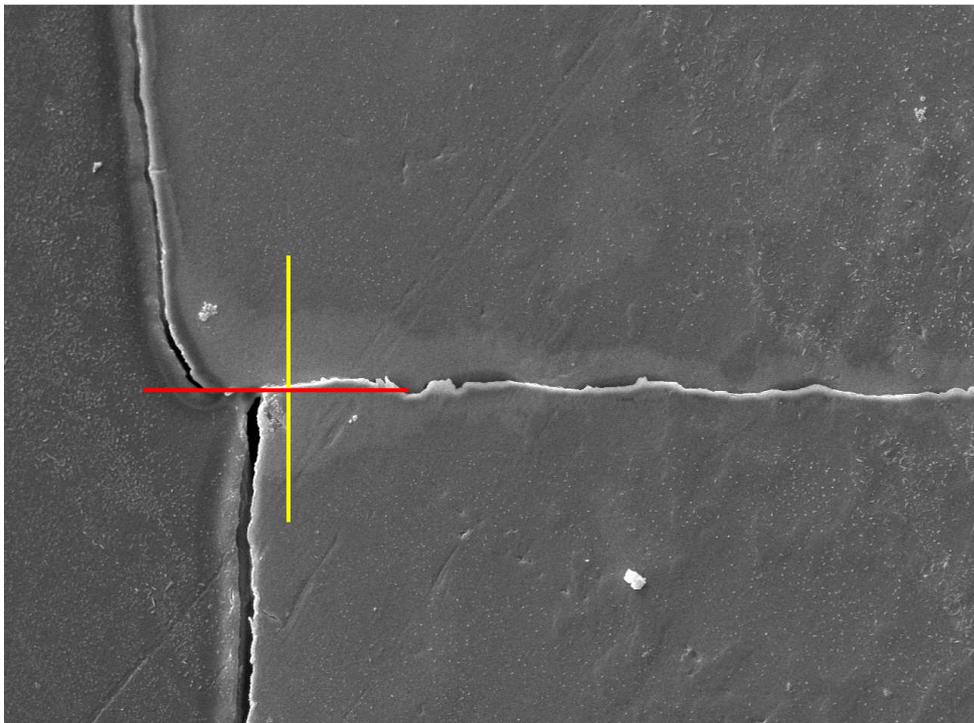


Figura 15. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Dentoflex[®], em aumento original de 500 x.

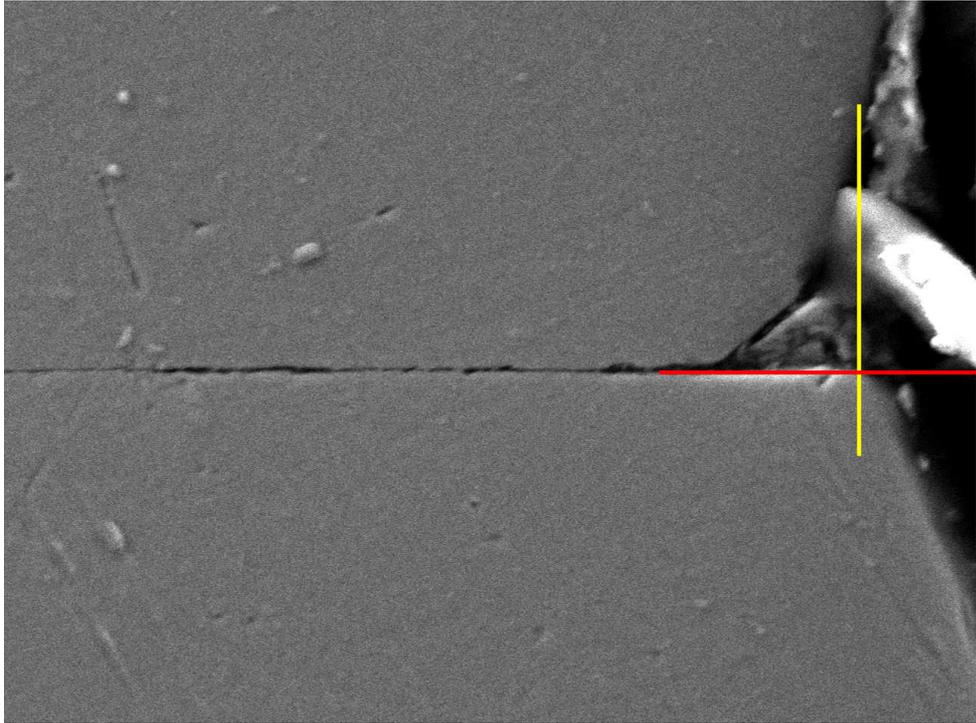


Figura 16. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Neodent[®], em aumento original de 500 x.

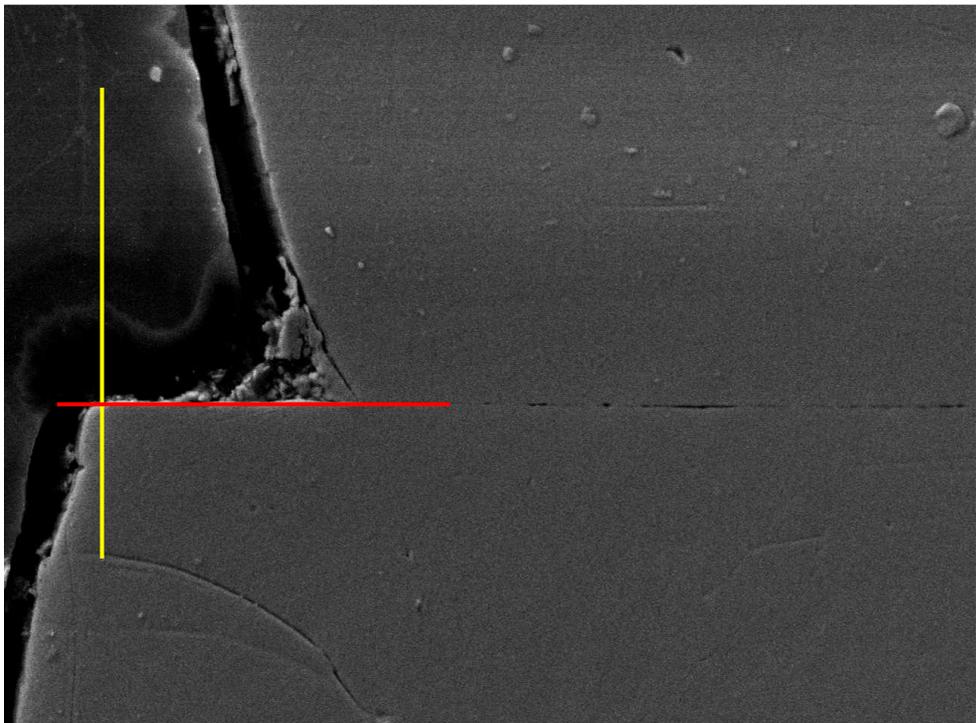


Figura 17. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Neodent[®], em aumento original de 500 x.

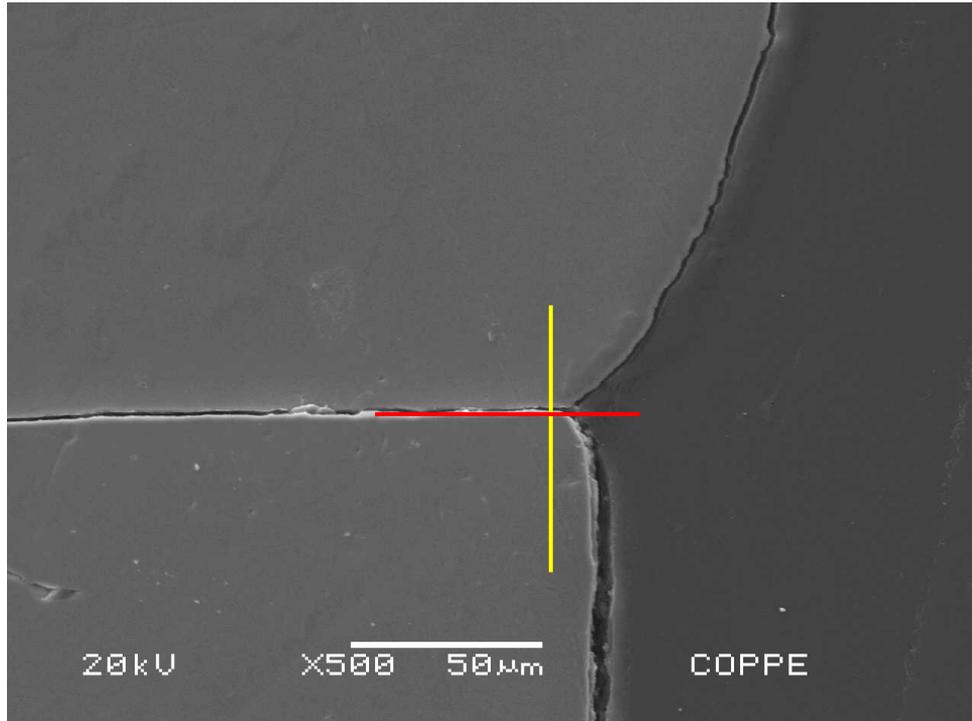


Figura 18. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Titanium Fix®.

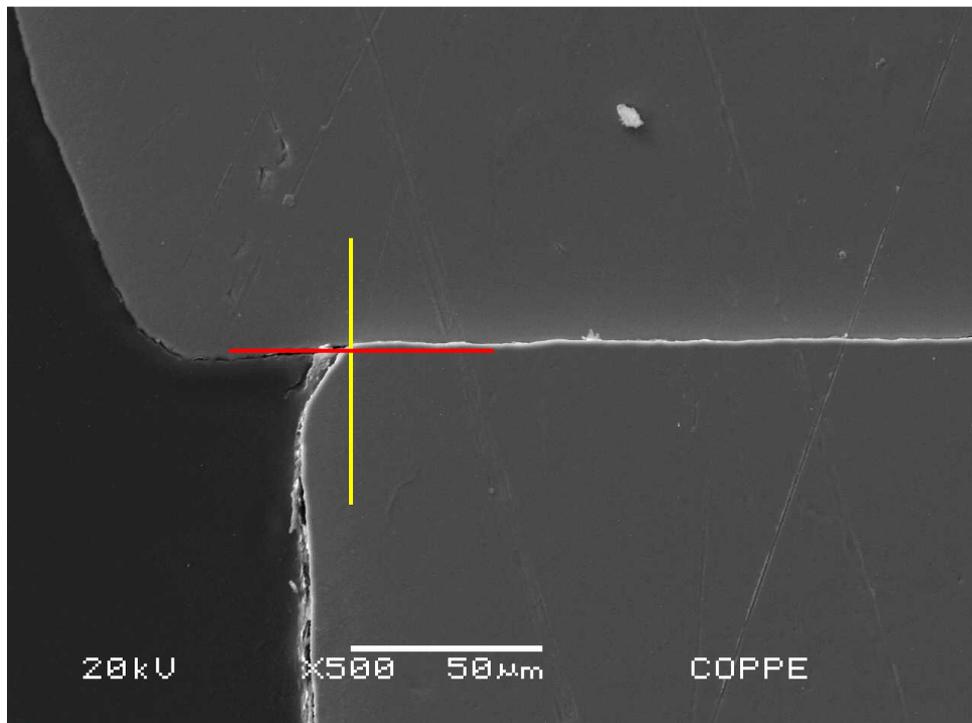


Figura 19. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema Titanium Fix®.

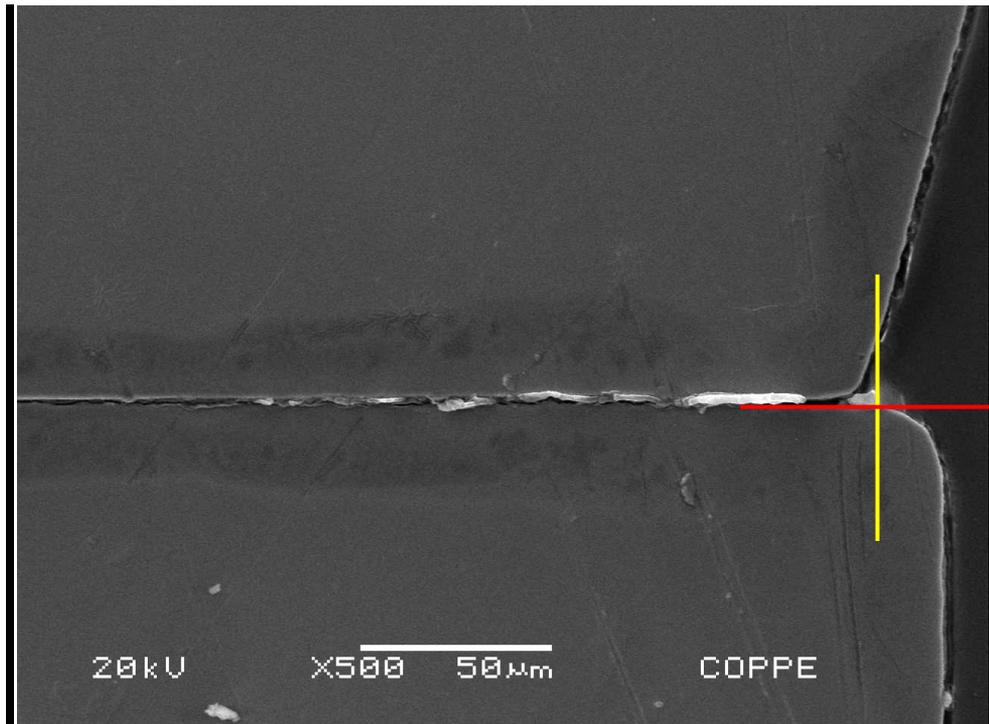


Figura 20. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema SIN®.

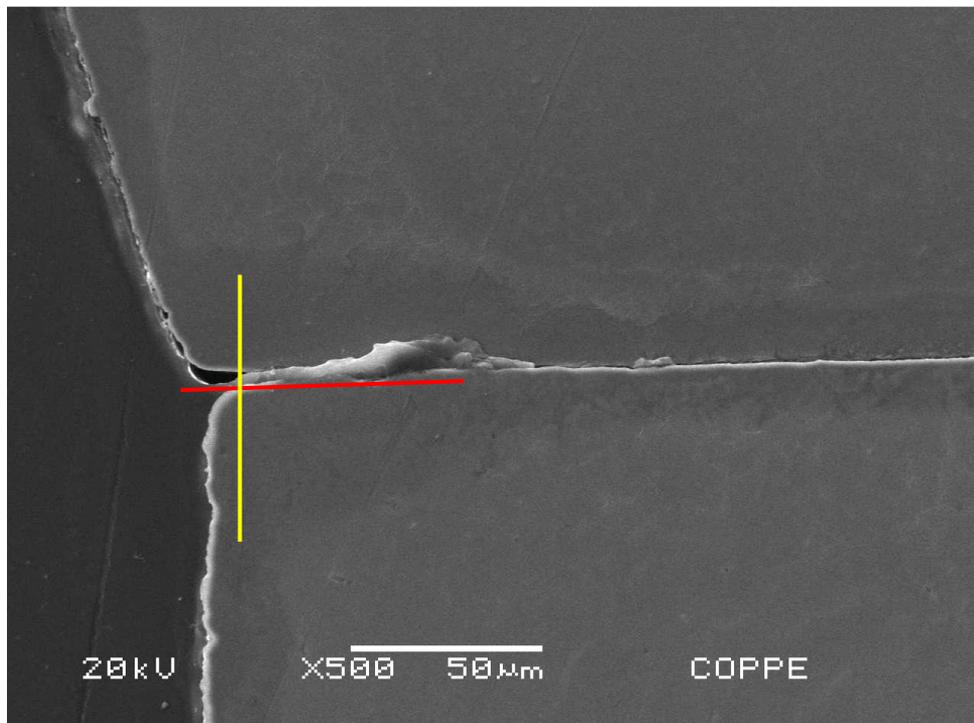


Figura 21. Avaliação da discrepância horizontal e vertical na interface externa do sistema SIN®.

Tabela 3. Distribuição dos resultados de todos os grupos, de acordo com a classificação da desadaptação vertical e horizontal.

Classificação	Números absolutos	Percentual
Tipo I	6	7,5
Tipo II	33	41,25
Tipo III	4	5
Tipo IV	32	40
Sem classificação	5	6,25

5.4 MEDIDA AO LONGO DA INTERFACE DE ACOPLAMENTO ENTRE O IMPLANTE E O PILAR PROTÉTICO

Além da avaliação do grau de desadaptação vertical, foi realizada a mensuração da extensão da interface de acoplamento entre o implante e o pilar protético em todos os sistemas (Figuras 22 a 26) e os resultados observados discriminados na Tabela 4 e no apêndice D. Estes resultados foram expressos sob a forma de razão.

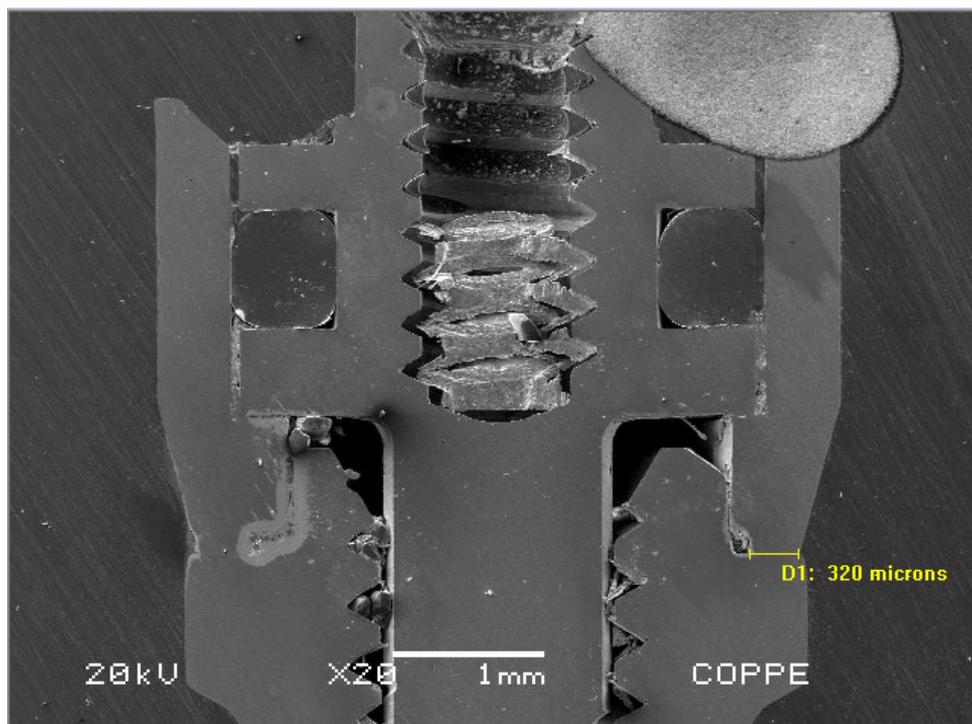


Figura 22. Medida da área de acoplamento na interface no sistema Conexão®.

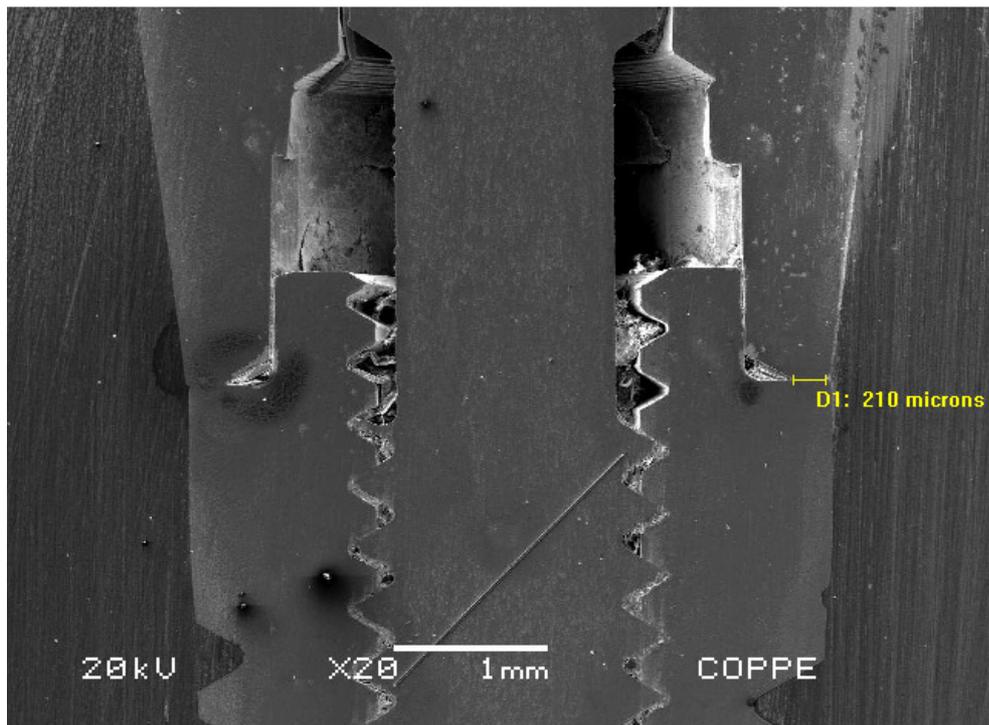


Figura 23. Medida da área de acoplamento na interface no sistema Dentoflex®.

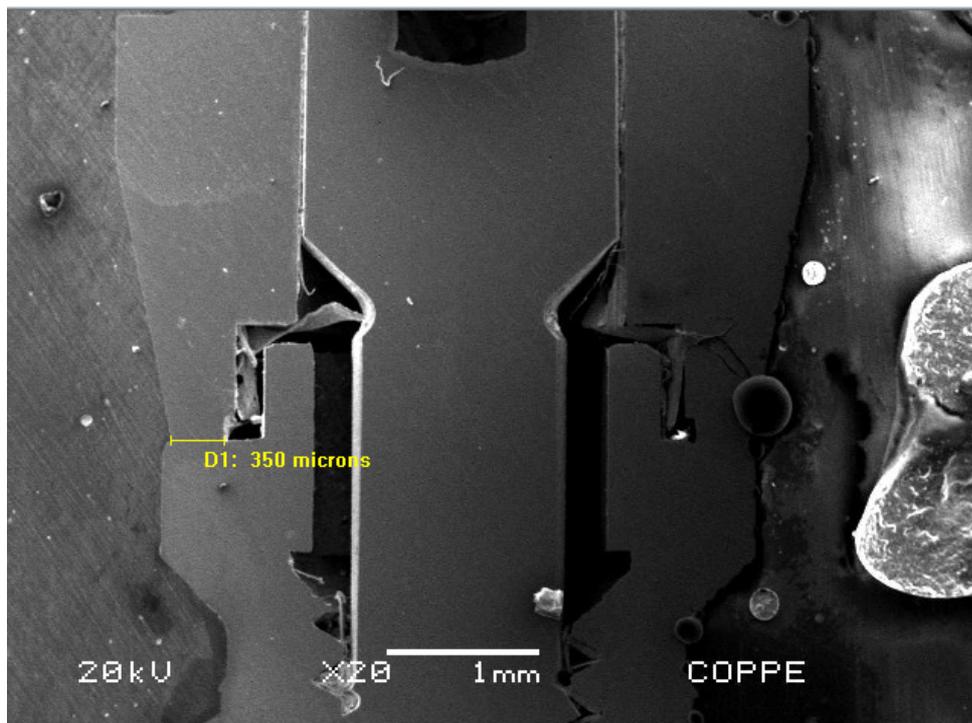


Figura 24. Medida da área de acoplamento na interface no sistema Neodent®.

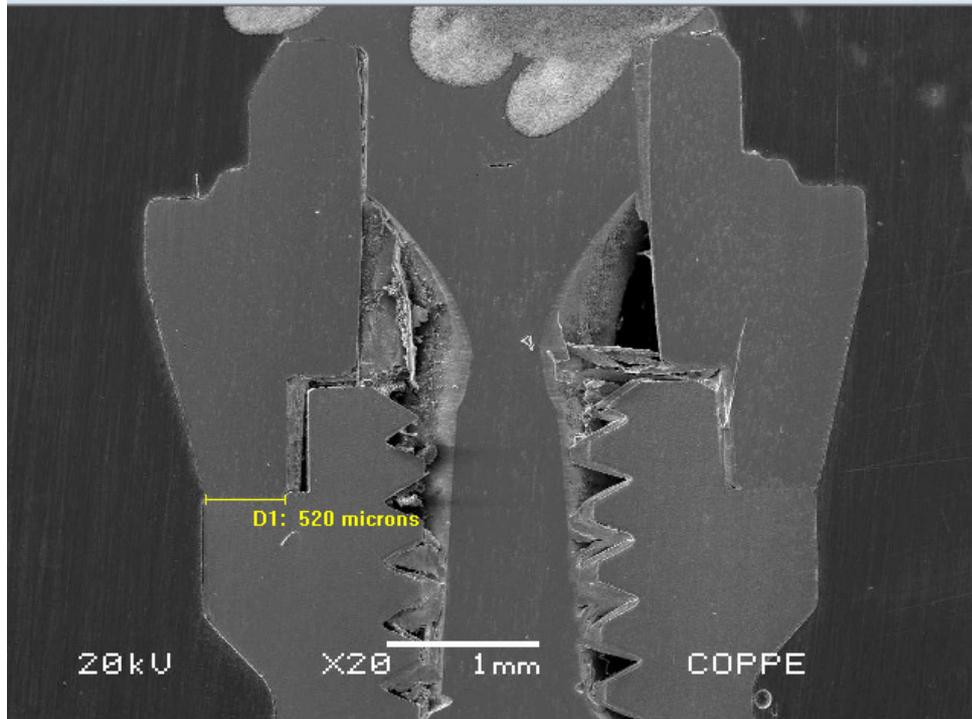


Figura 25. Medida da área de acoplamento na interface no sistema SIN®.

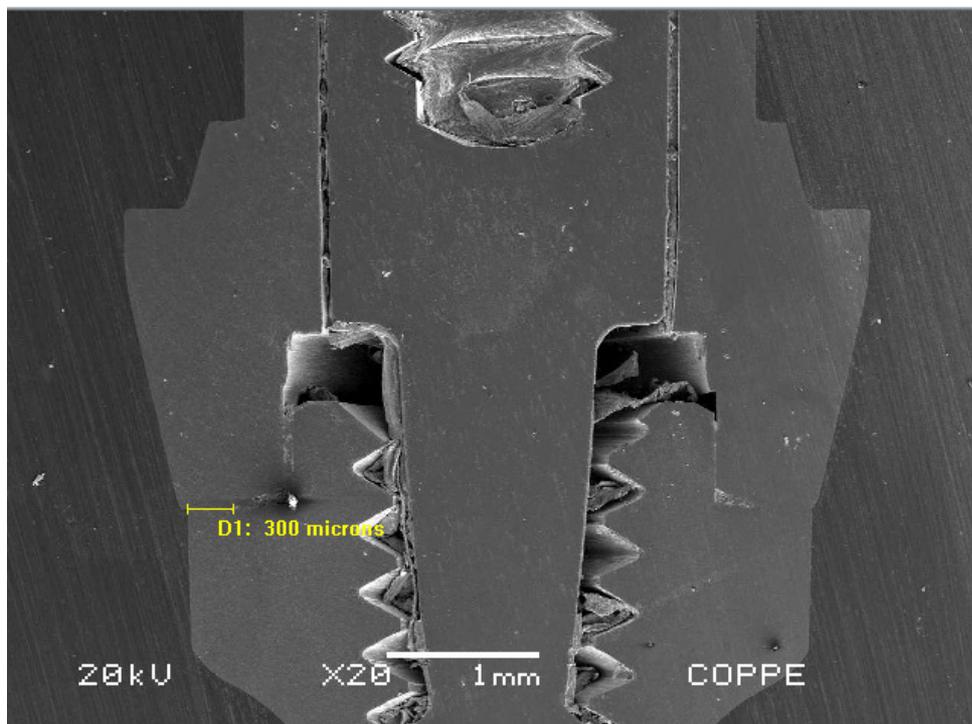


Figura 26. Medida da área de acoplamento na interface no sistema Titanium Fix®.

Tabela 4. Razão de acoplamento entre a interface implante-pilar protético de todas as amostras:

SISTEMA	Razão de acoplamento
CONEXÃO [®]	1:4,26
DENTOFLEX [®]	1:8,86
NEODENT [®]	1:4,92
SIN [®]	1:3,78
TITANIUM FIX [®]	1:4,58

Os dados foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis ao nível de significância de 5%, que nas comparações não apresentou diferença estatisticamente significativa entre os diferentes sistemas (P=0,406).

6 DISCUSSÃO

6.1 DOS MATERIAIS E MÉTODOS

O grau de desadaptação aceitável entre os componentes do conjunto implante-pilar protético abaixo dos 10 μ m foi sugerido por Brånemark, citado por Hecker e Eckert (2003). Estes resultados foram observados por Jansen, Conrads e Richter (1997), ao observarem que a largura entre os componentes pré-fabricados se encontrava, em todos os sistemas avaliados, dentro destes parâmetros. Os resultados de desadaptação da interface implante-pilar protético observados no presente estudo também se encontraram dentro da faixa considerada aceitável na literatura.

Além disso, a existência da infiltração bacteriana não surpreende quando se compara o diâmetro dos microorganismos orais, inferiores a 10 μ m, e a diferença de adaptação para se obter encaixe passivo entre os componentes do implante (QUIRYNEN et al., 1994).

Parece ser importante avaliar pilares protéticos em condições clínicas. Entretanto, face às dificuldades existentes, poder-se-ia então, sugerir para um trabalho futuro, avaliar a média de desadaptação do conjunto implante-pilar com a realização de testes bacteriológicos com estes componentes intermediários, após as próteses estarem em função por um determinado período, utilizando-se de simuladores para ciclagens. Esta metodologia abordaria de forma mais fidedigna às condições reais, o comportamento na interface do conjunto no decorrer do tempo e sob função.

A despeito da microfenda existente entre o implante e o pilar protético, faz-se uma distinção, um tanto plausível, quanto à referência nas aferições destas medidas e as discrepâncias existentes entre as superfícies periféricas com relação ao topo do implante e a base do pilar protético. A primeira está relacionada ao espaço existente entre as superfícies de contato no momento do acoplamento dos componentes, enquanto que a segunda, diz respeito à relação marginal destes componentes. Estes aspectos também foram abordados por Kano, Binon e Curtis (2007) e por Tsuge, Hagira e Matsumura (2008).

Trabalho realizado por Vidigal Jr et al. (1995) e Kano, Binon e Curtis (2007) apresentam variações nos resultados obtidos na mensuração da microfenda, os quais, oscilavam de 0 a 150 μm e 7,69 $\mu\text{m} \pm 6,9$, respectivamente. Tais variações podem ocorrer em função da metodologia utilizada. No primeiro estudo os autores acoplaram os pilares aos implantes usando uma chave manual. Enquanto que no segundo, os componentes foram acoplados com torque recomendado pelos fabricantes.

Jansen, Conrads e Richter (1997) observaram, em um estudo para avaliação da adaptação da interface entre implantes e pilares protéticos, que todos os componentes pré-fabricados apresentavam fenda marginal menor que 10 μm , sendo a média de 5 μm para todos os sistemas estudados. Resultados estes bem semelhantes aos encontrados por Piattelli et al. (2001) que observaram uma média de 4,33 μm no tamanho desta fenda. Dias (2007) assinalou uma variação de 0,12 a 3,23 μm na região da interface de seis sistemas de implantes. Tsuge, Hagira e Matsumura (2008) encontraram uma variabilidade de 2,3 a 5,6 μm no tamanho da microfenda entre as superfícies dos componentes do conjunto entre o implante e o pilar protético. Fujiwara (2005) avaliou a microfenda na interface de cinco sistemas diferentes e seus respectivos pilares e observou uma variação de 0 a 15,27 μm . Já, a média da desadaptação vertical na borda externa da microfenda, encontrada entre implantes e pilares variou de 36 a 86 μm nos estudos de Byrne et al. (1998).

Apesar de estudos demonstrarem a importância da adaptação da interface entre o implante e o pilar protético, não existe um padrão de consenso estabelecido na literatura, o que dificulta as análises comparativas entre os estudos. Algumas das técnicas estabelecidas para medir a adaptação marginal de restaurações convencionais foram adaptadas e utilizadas para a medição da interface entre o implante e o pilar protético (BOECKLER et al., 2005). Embora a metodologia utilizada neste trabalho seja diferente daquela utilizada por Fujiwara (2005), os resultados se mostraram semelhantes. Enquanto o último obteve medidas variando de zero a 15,27 μm na interface, neste trabalho foi obtida uma variação de zero a 18,4 μm . Entretanto, as medidas obtidas, foram aferidas em três pontos a partir da borda externa, com intervalos de 100 μm de distância em direção ao centro enquanto que Fujiwara (2005) utilizou três medidas equidistantes entre a porção interna e externa da interface. Kano, Binon e Curtis (2007) propuseram uma nova metodologia para classificar e medir a desadaptação na interface especificamente

para implantes. A padronização dos métodos de avaliação permitirá a comparação dos resultados dos diferentes estudos. Desta forma, o presente estudo usou esta classificação proposta recentemente por Kano, Binon e Curtis (2007), principalmente pelo fato de considerar também as desadaptações horizontais, enquanto a maioria dos estudos avaliou somente as desadaptações verticais.

Uma grande variedade de microorganismos parece ser capaz de penetrar ao longo dos componentes do implante, variando de cocos Gram-positivos a bastonetes Gram-negativos. A maior parte destes microorganismos são relativamente pequenos, apesar de espécies como *Fusobacterium* e *Clostridium* serem consideradas como grandes bactérias orais (QUIRYNEN et al., 1994). No entanto, a colonização interna pode ser originária de bactérias aprisionadas durante a instalação ou a partir da penetração destas através da desadaptação na interface entre o implante e o pilar (JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997; PIATTELLI et al., 2001) durante o carregamento oclusal, pelo provável aumento do espaço da desadaptação (RIMONDINI et al., 2001).

No experimento de Jansen, Conrads e Richter (1997), para testar suas proposições os autores utilizaram *Escherichia coli*, uma bactéria Gram-negativa, com mobilidade, anaeróbia facultativa medindo 1,1 a 1,5µm de diâmetro e 2 a 6µm de comprimento, enquanto que Guindy et al. (1998) utilizaram *Staphylococcus aureus*, assim como, Besimo et al. (1999) também utilizou o mesmo microorganismo em detrimento de outros patógenos periodontais conhecidos, devido ao seu pequeno tamanho, cerca de 1µm, além de ser fácil de cultivar. Outro estudo selecionou *Pseudomonas aeruginosa* para testar a capacidade de infiltração na microfenda da interface implante-pilar protético (PIATTELLI et al., 2001). No presente estudo também se usou *Escherichia coli*, principalmente por se tratar de um microorganismo móvel e de dimensões reduzidas. Entretanto, a ausência de contaminação na maioria dos implantes não significa que clinicamente a infiltração microbiana não ocorra, uma vez que também existem outros microorganismos menores que a *Escherichia coli*.

No trabalho de Besimo et al. (1999), para análise da microinfiltração, os espécimes foram montados e imersos em etanol a 70% por cerca de 30s e posteriormente secos, com a finalidade de minimizar a possibilidade de contaminação com outras bactérias durante a manipulação, entretanto este não fez nenhum outro tipo de controle. No presente estudo, com a finalidade fazer controle

das amostras quanto aos resultados falso-positivos, foi utilizado um suabe. Este foi esfregado no perímetro da interface de acoplamento do conjunto logo após a inoculação e, colocado em um tubo de ensaio isoladamente contendo o mesmo meio de cultura usado para os implantes, com o objetivo de verificar possíveis contaminações por extravasamento da suspensão inoculada, ou mesmo pela colocação da solução contendo o microorganismo externamente.

6.2 DOS RESULTADOS

Parecer ser de suma importância correlacionar-se o espaço formado entre os componentes do conjunto e a capacidade de infiltração de microorganismos através desta interface, haja vista o grande número de estudos na literatura (BESIMO et al., 1999; GUINDY et al., 1998; GROSS et al., 1999; JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997; QUIRYNEN et al., 1994) desde a década de 90 até os dias atuais. Esta importância também deriva da existência de uma variedade de resoluções protéticas, no que diz respeito ao tipo de material, como por exemplo: pilares protéticos pré-fabricados em titânio e/ou zircônia, fundidos e sobre fundidos com ligas convencionais em Cr-Co, Ni-Cr, paládio-prata (Pd-Ag), entre outras combinações. Materiais estes que podem influenciar no tamanho da microfenda.

Neste experimento foi importante ter-se estabelecido que as amostras compostas de implantes e pilares obrigatoriamente deveriam ser das respectivas marcas. Kano (1998) relatou que o melhor ajuste foi observado entre implantes e componentes protéticos do mesmo fabricante.

Os estudos que relacionaram a infiltração bacteriana com o desajuste da interface implante-pilar fizeram a avaliação da desadaptação na periferia da interface (DIAS, 2007; PIATTELLI et al., 2001). Foi observado através desse experimento que, na totalidade de amostras avaliadas em MEV, a extensão da desadaptação no sentido vertical não é contínua da periferia do implante ao centro do conjunto, e sim intermitente. Este fato nos faz suspeitar de que o trajeto de microfenda, quando existe, se apresenta em áreas restritas e nem sempre regulares, justificando talvez a não contaminação do meio de cultura mesmo na presença da desadaptação vertical em um grande número de amostras.

No entanto, todas as amostras apresentaram algum grau de desadaptação entre o implante e o pilar protético em pelo menos um dos seis pontos avaliados para cada conjunto. As menores médias de desadaptação foram encontradas na marcas Neodent[®], Dentoflex[®] e Titanium Fix[®], com $0,51\mu\text{m} \pm 0,39$; $1,44\mu\text{m} \pm 0,73$ e $1,88\mu\text{m} \pm 1,28$, respectivamente. Medidas estas que devem ser levadas em consideração, quando comparadas com o tamanho de alguns microorganismos presentes na cavidade bucal, como, por exemplo, as espiroquetas que variam de 0,1 a $0,5\mu\text{m}$ e, tendo medidas menores do que as microfendas encontradas em algumas das amostras avaliadas neste trabalho.

O sistema Dentoflex[®] foi o único que apresentou resultado positivo ao teste bacteriológico, no entanto demonstrou a segunda melhor média de adaptação ($1,44\mu\text{m} \pm 0,73$), só ficando acima o sistema Neodent[®] que a obteve uma média de $0,51\mu\text{m} \pm 0,39$. Portanto, a infiltração bacteriana através da interface não seria justificada somente devido ao tamanho do microorganismo, quando comparado ao espaço formado na interface. Talvez isto se deva a um fator importante, observado nas imagens dos implantes em um aumento de 20X (Figuras 22 a 26), relacionado à menor área de assentamento do componente protético sobre a plataforma do implante, que no sistema Dentoflex[®] foi na razão de 1:8,86.

Já as amostras de implantes dos sistemas Titanium Fix[®], SIN[®] e Conexão[®], os quais apresentaram valores médios de desadaptação de $1,88\mu\text{m} \pm 1,28$; $2,46\mu\text{m} \pm 3,38$ e $2,68\mu\text{m} \pm 3,02$, respectivamente, apresentaram resultados negativos quando submetidas ao teste infiltração bacteriana através da interface. Provavelmente estas amostras não tenham sofrido infiltração por apresentar a uma trajetória mais longa até o interior do implante com razões entre 1:3,78 e 1:4,58, dificultando a passagem dos microorganismos.

Nos resultados da análise da desadaptação vertical e horizontal nas bordas do conjunto houve uma predominância dos tipos II e IV com 41,25% e 40%, respectivamente. Em menor incidência os tipos I e III, com 7,5% e 5%, respectivamente e, em 6,25% das amostras, não foi possível avaliar o grau do desajuste em função da falta nitidez na região, ao se fazer a análise do espécime. No estudo de Kano, Binon e Curtis (2007) verificou-se a seguinte distribuição: tipo IV, II, I e III com 39%, 34%, 23% e 4%, respectivamente. Dados estes semelhantes aos encontrados nesta pesquisa, embora tenha sido utilizada de uma metodologia diferente, com o uso de pilares somente usinados. Além disso, a incidência do tipo I,

que de acordo com a classificação utilizada é a desejada em função de não apresentar desajuste tanto no sentido vertical quanto horizontal, foi a que ocorreu em proporções menores em ambos os estudos.

Considerando-se que alguns dos problemas perimplantares ocorrem pela presença de microorganismos patogênicos na região, deve-se observar dois aspectos importantes nesta relação, um deles, a presença do espaço entre os componentes no sentido vertical e, outro a ocorrência de uma desadaptação no sentido horizontal. A presença do primeiro pode ser precipitador de uma comunicação entre o meio externo e o interno, do conjunto entre o implante e o pilar protético, promovendo uma constante entrada e saída de fluídos presentes no sulco perimplantar. No entanto, a presença do segundo vai promover um sobre ou subcontorno, e não necessariamente resultará na formação da microfenda, mas criará um espaço que servirá de abrigo aos microorganismos na periferia da interface. No caso da desadaptação vertical, somente as situações de sobrecontorno causariam prejuízos nos parâmetros clínicos e microbiológicos.

Os resultados da desadaptação parecem sofrer influência da metodologia empregada para análise da interface. Dias (2007) avaliou a adaptação das mesmas amostras empregadas neste trabalho analisando a desadaptação somente externamente, e encontrou os seguintes resultados: Conexão[®] - $1,32\mu\text{m} \pm 1,60$; Dentoflex[®] - $0,93\mu\text{m} \pm 2,33$; Neodent[®] - $0,85\mu\text{m} \pm 0,64$; SIN[®] - $2,30\mu\text{m} \pm 1,77$ e Titanium Fix[®] - $0,12\mu\text{m} \pm 0,54$. Neste trabalho, foi realizado o desgaste até aproximadamente a metade do diâmetro dos conjuntos formados pelos implantes e pilares para análise ao longo de toda a interface em MEV. Os valores obtidos foram diferentes dos observados anteriormente. O sistema Neodent[®] foi o único que apresentou uma desadaptação média menor por esta metodologia, $0,51\mu\text{m} \pm 0,39$. O sistema SIN[®], embora tenha sofrido um aumento da desadaptação, esta foi menor, de $2,30\mu\text{m} \pm 1,77$ para $2,46\mu\text{m} \pm 3,38$. No entanto, as demais amostras apresentaram um aumento significativo no espaço da desadaptação, como o sistema Conexão[®] que apresentou variação de $1,32\mu\text{m} \pm 1,60$ para $2,68\mu\text{m} \pm 3,02$, o Dentoflex[®] de $0,93\mu\text{m} \pm 2,33$ para $1,44\mu\text{m} \pm 0,73$, e o sistema Titanium Fix[®] passou de $0,12\mu\text{m} \pm 0,54$ para $1,88\mu\text{m} \pm 1,28$. As diferentes medidas obtidas para os mesmos implantes podem ser justificadas em função do tipo de análise realizada, sendo que, neste experimento, pelo fato de se ter a amostra desgastada no sentido longitudinal, conseguiu-se realizar uma mensuração verdadeira da discrepância

vertical. No trabalho de Dias (2007), as mensurações sofreram influência da presença do sub ou sobrecontorno do pilar protético em relação à plataforma do implante. Principalmente no sistema Titanium Fix[®], a deformação presente em nível da interface na sua porção periférica, em algumas amostras, conforme a Figura 10 (p. 49), tenha alterado os planos de referência para medição da real desadaptação.

Parece ser de consenso que ainda há necessidade de se melhorar a adaptação entre os componentes, e embora estejam estabelecidas medidas de desadaptação aceitáveis abaixo de 10 μ m nesta interface (HECKER; ECKERT, 2003), estas sejam questionáveis pelo fato de haver uma quantidade de patógenos diversificados que apresentam tamanho bem inferior a este limite pré-estabelecido.

7 CONCLUSÕES

Considerando-se as limitações e os resultados obtidos a partir desta pesquisa, concluiu-se que:

- a) o único sistema de implante que apresentou infiltração bacteriana positiva, quando submetido ao teste microbiológico, foi o sistema Dentoflex[®].
- b) todos os grupos de amostras apresentaram desadaptação ao longo da interface, em pelo menos um dos seis pontos avaliados entre o implante e pilar protético.
- c) quanto à classificação da desadaptação, o tipo I, que segundo a proposta de Kano, Binon e Curtis (2007) é a desejada, só ocorreu em 7,5% das amostras, tendo a predominância dos tipos II e IV, com 41,25% e 40%, respectivamente.

REFERÊNCIAS

- Abrahamsson I, Soldini C. Probe penetration in periodontal and peri-implant tissues: An experimental study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:601-5.
- Agerbaek MR, Lang NP, Persson GR. Comparisons of bacterial patterns present at implant and tooth sites in subjects on supportive periodontal therapy. I. Impact of clinical variables, gender and smoking. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:18-24.
- Assenza B, Scarano A, Lezzi GP, Thams U, Roman FS, Piattelli A. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *Implant Dent.* 2003;12:235-41.
- Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:654-60.
- Boeckler AF, Stadler A, Setz JM. The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2005 Nov 4(6):26-37.
- Bouri Jr A, Bissada N, Al-Zahrani MS, Faddoul F, Nouneh I. Width of keratinized gingiva and the health status of the supporting tissues around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:32-6.
- Broggini N, McManus L M, Hermann JS, Medina R, Oates TW, Schenk RK, et al. persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82(3):232-7.
- Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5):473-8.
- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80:184-92.
- 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;76:115-20.
- Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;99:251-6.

De Boever AL, De Boever JA. Early colonization of nonsubmerged dental implants in patients with a history of advanced aggressive periodontitis. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:8–17.

Deporter D, Al-Sayyed A, Pilliar R, Valiquette N. “Biologic width” and crestal bone remodeling with sintered porous-surfaced dental implants: a study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:544-50.

Dias ECLCM. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um teste em vitro. [dissertação]. Duque de Caxias (RJ): Universidade do Grande Rio “Prof. José de Souza Herdy”; 2007.

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

Ferreira, ABH. Novo dicionário Aurélio de Língua Portuguesa. 3ª Ed. Curitiba: Editora Positivo; 2004. Suabe; p.1881.

Do Nascimento C, Barbosa RES, Issa JPM, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque Junior RF. Use of checkerboard DNA–DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. *Clin. Oral Implants Res.* 2009;20:571–577.

Fardal Ø, Linden GJ. Tooth loss and implant outcomes in patients refractory totreatment in a periodontal practice. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8)733-738.

Fransson C, Lekholm U, Jemt T, Berglundh T. Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:440-6.

Fransson C, Wennström J, Berglundh T. Clinical characteristics at implants with a history of progressive bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:142-7.

Fujiwara CA. Avaliação da interface de cinco sistemas de implantes e seus respectivos abutments com auxílio do método de microscopia eletrônica e varredura [dissertação]. Araçatuba (SP): Universidade “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Odontologia Campus de Araçatuba; 2005.

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

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

Hecker DM, Eckert ES. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89:346-51.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006;95:26-32.

Hultin M, Gustafsson A, Hallström H, Johansson LÅ, Ekfeldt A, Klinge B. Microbiological findings and host response in patients with peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:349-58.

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

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

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

Kano SC. Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos análise intra e entre-sistemas [dissertação]. Bauru (SP): Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Bauru; 1998.

Kotsovilis S, Karoussis IK, Trianti M, Fourmousis I. Therapy of peri-implantitis: a systematic review. *J Clin Periodontol.* 2008;35:621-9.

Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002;87:74-9.

Misch CE, Suzuki JB, Dietsch FM, Bidez M. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005;14:108-16.

Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004;91:513-7.

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:777-84.

Oh TJ, Yoon J, Mish CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science. *J Periodontol*. 2002;73:322-33.

Parente EV, Gil JN, Klein RF, Trentini N, Camarini ET, Leite PCC. Perimplantite: revisão de literatura. *ImplantNews*. 2007;4(4):393-8.

Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system[®] implant components. *Clin Oral Implant Res*. 1996;7(2):90-5.

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

Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: A retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol*. 2003;74:346-52.

Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An *in vitro* analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent*. 2006;15:427-35.

Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol*. 2006;65(1):75-7.

Qahash M, Susin C, Polimeni G, Hall J, Wikesjo UME. Bone healing dynamics at buccal peri-implant sites. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:166-72.

Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:253-62.

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

Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. *Clin Oral Implant Res.* 1993;4:158-61.

Quirynen M, Vogels R, Alsaadi G, Naert I, Jacobs R, Van Steenberghe D. Predisposing conditions for retrograde peri-implantitis and treatment suggestions. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:599-608.

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

Renvert S, Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Persson GR. Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:509-16.

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

Rodrigues-Junior W, França JMG, Wassal T, Montebello-Filho A. Análise da adaptação marginal de coifas. *RGO.* 2005;53(3):228-31.

Roos-Jansåker AM, Renvert H, Lindahl C, Renvert S. Submerged healing following surgical treatment of peri-implantitis: a case series. *J Clin Periodontol.* 2007;34:723-7.

Sánchez-Gárcez MA, Gay-Escoda C. Periimplantitis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2004;9(Suppl:S)63-74.

Schierano G, Pejrone G, Brusco P, Trombetta A, Martinasso G, Preti G, et al. TNF- α TGF- β 2 and IL-1 β levels in gingival and peri-implant crevicular fluid before and after de novo plaque accumulation. *J Clin Periodontol.* 2008;35:532-8.

Schupbach P, Glauser R. The defense architecture of the human periimplant mucosa: a histological study. *J Prosthet Dent.* 2007;97:S15-S25.

Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L. Evaluation of long-term implant success. *J Periodontol.* 2005;76:1623-28.

Silva FGO, Costa ALC, Neves DM, Teixeira ML, Miranda ME. Avaliação do desajuste de intermediários nacionais sobre o implante padrão Brånemark. *ImplantNews.* 2007;4(2)183-9.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:871-81.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:1276-84.

Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater*. 2007;10:1176-82.

Tawil, G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:153-7.

Torres EM, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent*. 2007;35:800-5.

Torsello F, Mirisola di Torresanto V, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated with five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:772-9.

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater*. 2008;27(1):29-34.

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

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:575-80.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:247-52.

Zigdon H, Machtei EE. The dimensions of keratinized mucosa around implants affect clinical and immunological parameters. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:387-92.

Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J. Spontaneous progression of experimentally induced periimplantitis. *J Clin Periodontol.* 2004;31:845-9.

APÊNDICE A - VALORES MÉDIOS E DESVIOS-PADRÕES (DP) DAS DESADAPTAÇÕES OBSERVADAS NA INTERFACE ENTRE O IMPLANTE E O PILAR PROTÉTICO

Tabela 1. Desadaptações observadas no sistema Conexão®.

Amostra	Região analisada						MÉDIA	DP
	E0	E100	E200	D0	D100	D200		
C1	12,5	1,91	1,91	9,37	2,37	1,58	4,94	4,75
C2	9	9,93	8,55	9,8	8,55	8,68	9,08	0,63
C3	2,33	0	0,53	0	0	0	0,48	0,93
C4	0	0	0	13,1	0	0	2,18	5,35
C5	0,72	1,51	1,51	0	0	0	0,62	0,75
C6	1,61	0	0	4,22	0,39	0	1,04	1,68
C7	1,61	5,46	1,58	5,02	2,11	0,79	2,76	1,97
C8	0	0	0	0	1,91	0	0,32	0,78
							2,68	3,02

Tabela 2. Desadaptações observadas no sistema Dentoflex®.

Amostra	Região analisada						MÉDIA	DP
	E0	E100	E200	D0	D100	D200		
D1	1,6	2,24	0,98	1,41	0	0	1,04	0,90
D2	0	0	0,34	5	8,75	0,15	2,37	3,68
D3	2,43	2,64	5,04	3,55	0,19	0,99	2,47	1,74
D4	0	0	0,8	0	1,32	1,45	0,59	0,69
D5	0	0,46	0,26	3,35	0,72	0,98	0,96	1,22
D6	0,4	0,76	1,25	1,22	0	1,25	0,81	0,52
D7	1,98	0	2,44	1,2	2	0	1,27	1,06
D8	0	3,35	2,96	4,84	0	0,79	1,99	2,01
							1,44	0,73

Tabela 3. Desadaptações observadas no sistema Neodent®

Amostra	Região analisada						MEDIA	DP
	E0	E100	E200	D0	D100	D200	MÉDIA	DP
N1	3,61	0,26	0,19	1,24	0,46	0,46	1,04	1,32
N2	0	0	0	0	0,29	0,46	0,13	0,20
N3	0,5	0,79	0,39	1,4	0,92	0,39	0,73	0,39
N4	0,4	0,23	0,36	2,21	0,89	1,32	0,90	0,76
N5	0	0	0	0	0	0,13	0,02	0,05
N6	1,44	0	0	1,2	0	0,26	0,48	0,66
N7	0,1	0,26	0,16	0	0	0	0,08	0,11
N8	1,2	0,59	0	1,5	0,23	0,36	0,65	0,58
							0,51	0,39

Tabela 4. Desadaptações observadas no sistema SIN®.

Amostra	Região analisada						MEDIA	DP
	E0	E100	E200	D0	D100	D200	MÉDIA	DP
S1	3,4	0,92	0,72	3,4	1,97	2,17	2,09	1,16
S2	2,83	0	0	1,8	0,72	0,33	0,95	1,14
S3	0	0	0,33	3,2	1,38	0,66	0,93	1,23
S4	3,6	0,59	0,66	1,2	0,85	0,85	1,29	1,15
S5	1,41	0,72	0,19	1,8	1,51	1,91	1,26	0,67
S6	1,12	1,84	1,05	3	1,64	0,98	1,60	0,76
S7	14,2	13,6	18,4	7,8	7,76	2,83	10,76	5,64
S8	0	0,33	0,19	2,04	0,33	1,64	0,75	0,86
							2,46	3,38

Tabela 5. Desadaptações observadas no sistema Titanium Fix®

Amostra	Região analisada						MEDIA	DP
	E0	E100	E200	D0	D100	D200	MÉDIA	DP
TF1	1,4	0,66	0,73	3,33	0	0,8	1,15	1,16
TF2	1,02	2,5	3,49	16	0	0	3,84	6,12
TF3	7,01	1,18	1,12	4	1,58	1,13	2,67	2,39
TF4	7,54	0	0	2,2	0	0,92	1,78	2,95
TF5	0,19	0,19	0,72	0,8	1,05	0,98	0,65	0,38
TF6	1	1,58	0,79	1,14	0,73	0,92	1,03	0,31
TF7	0	0	0	0,62	0	0,92	0,26	0,41
TF8	1,61	1,64	5,07	6	3,55	1,84	3,28	1,91
							1,88	1,28

APÊNDICE B – TABELA COM RESULTADOS DA ANÁLISE DAS DISCREPÂNCIAS DE ADAPTAÇÃO NOS DOIS PONTOS EXTERNOS, UTILIZANDO O SISTEMA DE CLASSIFICAÇÃO PROPOSTO POR KANO, BINON E CURTIS (2007).

Tabela 1: Resultados do sistema Conexão Master®.

Sistema Conexão®	Lado esquerdo	Lado direito
Amostra C1	Tipo IV (B<0)	Tipo IV (B<0)
Amostra C2	Tipo IV (B<0)	Tipo IV (B<0)
Amostra C3	Tipo II (B<0)	Tipo II (B<0)
Amostra C4	Tipo II (B<0)	Tipo II (B<0)
Amostra C5	Tipo IV (B<0)	Tipo II (B<0)
Amostra C6	Tipo III	Tipo IV (B<0)
Amostra C7	Tipo I	Tipo IV (B<0)
Amostra C8	*	Tipo II (B<0)

(*) Não foi possível classificar devido à falta de definição dos limites.

Tabela 2: Resultados do sistema Dentoflex®.

Sistema Dentoflex®	Lado esquerdo	Lado direito
Amostra D1	Tipo II (B>0)	Tipo I
Amostra D2	Tipo I	Tipo II (B>0)
Amostra D3	Tipo IV (B>0)	Tipo IV (B<0)
Amostra D4	Tipo II (B>0)	Tipo II (B<0)
Amostra D5	Tipo I	Tipo II (B>0)
Amostra D6	Tipo II (B>0)	Tipo IV (B>0)
Amostra D7	Tipo II (B>0)	Tipo II (B>0)
Amostra D8	Tipo II (B>0)	Tipo II (B<0)

Tabela 3: Resultados do sistema Neodent®.

Sistema Neodent®	Lado esquerdo	Lado direito
Amostra N1	Tipo IV (B<0)	Tipo II (B<0)
Amostra N2	Tipo II (B>0)	(*)
Amostra N3	Tipo IV (B<0)	Tipo IV (B<0)
Amostra N4	Tipo IV (B<0)	Tipo IV (B<0)
Amostra N5	Tipo II (B<0)	Tipo II (B<0)
Amostra N6	(*)	Tipo II (B<0)
Amostra N7	Tipo II (B>0)	Tipo II (B>0)
Amostra N8	Tipo IV (B<0)	Tipo IV (B<0)

(*) Não foi possível classificar devido à falta de definição dos limites.

Tabela 4: Resultados do sistema SIN®.

Sistema SIN®	Lado esquerdo	Lado direito
Amostra S 1	Tipo IV (B>0)	Tipo IV (B<0)
Amostra S 2	Tipo I	Tipo IV (B>0)
Amostra S 3	Tipo I	Tipo IV (B>0)
Amostra S 4	Tipo III	Tipo IV (B>0)
Amostra S 5	Tipo IV (B>0)	Tipo IV (B<0)
Amostra S 6	Tipo IV (B>0)	Tipo IV (B>0)
Amostra S 7	Tipo IV (B<0)	Tipo IV (B<0)
Amostra S 8	Tipo II (B>0)	Tipo II (B>0)

Tabela 5: Resultados do sistema Titanium Fix®.

Sistema Titanium Fix®	Lado esquerdo	Lado direito
Amostra TF1	Tipo II (B>0)	Tipo IV (B>0)
Amostra TF 2	Tipo II (B>0)	(*)
Amostra TF 3	Tipo IV (B>0)	Tipo II (B>0)
Amostra TF 4	(*)	Tipo II (B>0)
Amostra TF 5	Tipo II (B>0)	Tipo IV (B>0)
Amostra TF 6	Tipo IV (B>0)	Tipo II (B>0)
Amostra TF 7	Tipo II (B<0)	Tipo II (B<0)
Amostra TF 8	Tipo III	Tipo III

(*) Não foi possível classificar devido à falta de definição dos limites.

APÊNDICE C – DISTRIBUIÇÃO DOS RESULTADOS DA ANÁLISE DOS SISTEMAS, DE ACORDO COM A CLASSIFICAÇÃO PROPOSTA POR KANO, BINON E CURTIS (2007).

Tabela 1. Resultados do sistema Conexão Master®.

Classificação	Números absolutos	Percentual
Tipo I	01	6,25
Tipo II	06	37,5
Tipo III	01	6,25
Tipo IV	07	43,75
Sem classificação	01	6,25

Tabela 2. Resultados do sistema Dentoflex®:

Classificação	Números absolutos	Percentual
Tipo I	03	18,75
Tipo II	10	62,50
Tipo III	0	0
Tipo IV	03	18,75

Tabela 3: Resultados do sistema Neodent®:

Classificação	Números absolutos	Percentual
Tipo I	0	0
Tipo II	07	43,75
Tipo III	0	0
Tipo IV	07	43,75
Sem classificação	02	12,50

Tabela 4. Resultados do sistema SIN®:

Classificação	Números absolutos	Percentual
Tipo I	02	12,50
Tipo II	02	12,50
Tipo III	01	6,25
Tipo IV	11	68,75

Tabela 5. Resultados do sistema Titanium Fix®:

Classificação	Números absolutos	Percentual
Tipo I	0	0
Tipo II	08	50
Tipo III	02	12,50
Tipo IV	04	25
Sem classificação	02	12,50

APÊNDICE D – TABELA COM AS RAZÕES DE ACOPLAMENTO NA INTERFACE ENTRE O IMPLANTE E O PILAR PROTÉTICO DE TODAS AS AMOSTRAS.

Tabela 1. Resultados do sistema Conexão Master®.

Sistema Conexão®	Lado esquerdo (µm)	Lado direito (µm)	Extensão total de acoplamento (µm)	Extensão total do implante (µm)
Amostra C1	340	560	900	3760
Amostra C2	580	570	1150	2700
Amostra C3	310	330	640	3890
Amostra C4	390	480	870	3940
Amostra C5	390	360	750	3890
Amostra C6	460	440	900	3420
Amostra C7	300	370	670	3990
Amostra C8	490	570	1060	3960
			6940	29550

Razão de acoplamento implante-pilar protético: 1:4,26

Tabela 2. Resultados do sistema Dentoflex®.

Sistema Dentoflex®	Lado esquerdo (µm)	Lado direito (µm)	Extensão total de acoplamento (µm)	Extensão total do implante (µm)
Amostra D1	260	270	530	4120
Amostra D2	270	220	490	4030
Amostra D3	150	150	300	3980
Amostra D4	200	220	420	4090
Amostra D5	230	260	490	3990
Amostra D6	230	250	480	4150
Amostra D7	250	300	550	4060
Amostra D8	190	210	400	4010
			3660	32430

Razão de acoplamento implante-pilar protético: 1:8,86

Tabela 3. Resultados do sistema Neodent®.

Sistema Neodent®	Lado esquerdo (µm)	Lado direito (µm)	Extensão total de acoplamento (µm)	Extensão total do implante (µm)
Amostra N1	380	330	710	3910
Amostra N2	380	360	740	3890
Amostra N3	280	290	570	4010
Amostra N4	480	460	940	3060
Amostra N5	420	400	820	3530
Amostra N6	440	330	770	4000
Amostra N7	410	520	930	4090
Amostra N8	360	360	720	3990
			6200	30480

Razão de acoplamento implante-pilar protético: 1:4,92

Tabela 4. Resultados do sistema SIN®.

Sistema SIN®	Lado esquerdo (µm)	Lado direito (µm)	Extensão total de acoplamento (µm)	Extensão total do implante (µm)
Amostra S 1	450	500	950	3820
Amostra S 2	540	450	990	3940
Amostra S 3	480	450	930	4130
Amostra S 4	520	420	940	3720
Amostra S 5	570	580	1150	3370
Amostra S 6	430	430	860	4020
Amostra S 7	540	470	1010	2370
Amostra S 8	410	520	930	3990
			7760	29360

Razão de acoplamento implante-pilar protético: 1:3,78

Tabela 5. Resultados do sistema Titanium Fix®.

Sistema Titanium Fix®	Lado esquerdo (µm)	Lado direito (µm)	Extensão total de acoplamento (µm)	Extensão total do implante (µm)
Amostra TF1	440	470	910	4020
Amostra TF 2	430	420	850	4070
Amostra TF 3	350	440	790	4040
Amostra TF 4	480	530	1010	3880
Amostra TF 5	460	520	980	3980
Amostra TF 6	500	510	1010	4010
Amostra TF 7	360	360	720	4040
Amostra TF 8	320	340	660	3750
			6930	31790

Razão de acoplamento implante-pilar protético: 1:4,58

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)