

Analyzed of The Marginal Fit of Coping Manufacture

Análise da Adaptação Marginal de Coifas

Confeccionadas em Ligas de Ni-Cr e In-Ceram® Zircônia Sobre Componente Ceraone®

INTRODUÇÃO

Com o advento dos implantes osseointegrados e sua conseqüente utilização nas reabilitações em próteses unitárias, também surgiram alguns problemas que podem prejudicar a longevidade dessas reabilitações. Entre essas questões podemos citar as que se refere à adaptação das próteses sobre os implantes unitários, o que poderia interferir na perda óssea peri-implantar.

As coifas metálicas são obtidas em ligas nobres (ligas áureas) e não nobres (ex. ligas a base de níquel-cromo) por fundição ou pré-fabricadas em ouro. As coifas de porcelana modificada In-Ceram® Zircônia são obtidas pela sinterização. Por serem obtidas através da confecção em laboratório, e, por não terem suas margens usinadas, as coifas de Ni-Cr e In-Ceram® são questionadas em relação à adaptação marginal junto ao componente protético. Esta adaptação poderia estar relacionada à perda óssea peri-implantar e colonização bacteriana que poderia levar a peri-implantite.

Assim, a avaliação da adaptação marginal destes materiais para confecção de coifas é de grande importância para o cirurgião-dentista, pois proporcionará ao mesmo uma contribuição para a escolha de qual deles será mais adequado ao seu trabalho no que concerne à adaptação marginal das próteses sobre o componente protético.

Este trabalho avaliou a adaptação marginal destes materiais, ligas de Ni-Cr e de cerâmica modificada In-Ceram® Zircônia sobre componentes do tipo CeraOne®.

REVISÃO DA LITERATURA

A desadaptação ou má adaptação marginal das próteses fixas odontológicas sobre um pilar protético, pode ser definida como a discrepância existente entre a margem do preparo e da restauração²¹. Esta desadaptação pode ser influenciada por muitos fatores e em diversos momentos durante a confecção da prótese. O tipo de componente, o material restaurador e a técnica laboratorial são alguns dos fatores que podem interferir no resultado final.

Quanto ao tipo de material, este pode determinar uma maior ou menor adaptação. O sistema In-Ceram® fabricado pela Vita Zahnfabrik surgiu, comercialmente em 1989, e é composto pelo In-Ceram® Spinell, In-Ceram® Alumina e In-Ceram® Zircônia. O In-Ceram® Zircônia possui 20% de zircônia e 80% de alumina sendo o mais resistente dos três com resistência flexural de 700 MPa, sendo indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, próteses fixas de até 3 elementos e componentes CeraOne¹⁷. Segundo Bottino *et al.*¹, o In-ceram sofre contração de 0,21% durante a sinterização o que pode influenciar no desajuste marginal^{2, 11, 15}. O

- **Walter Rodrigues Júnior**
Mestre em Implantodontia pelo CPO São Leopoldo Mandic/Campinas/SP.
- **Fabiana Mantovani G. França**
- **Thomaz Wassal**
- **Agenor Montebello Filho**
Professores Doutores do Programa de Pós-Graduação pelo CPO São Leopoldo Mandic/Campinas/SP.

Os AA avaliam a adaptação marginal das coifas de Ni-Cr e In-Ceram sobre componentes do tipo Ceraone

CONTATO C/ AUTOR:
Fone: (35) 33-32-15-65
DATA DE RECEBIMENTO:
Maio/2005
DATA DE APROVAÇÃO
Julho/2005

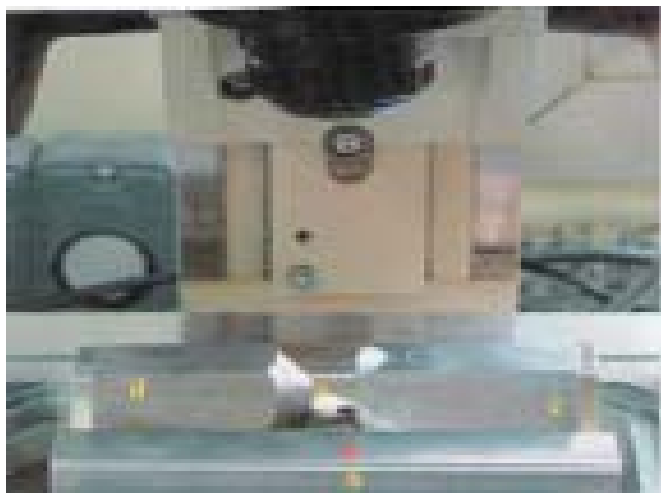


Fig. 1 - Coifa (a) posicionada no componente (b) fixada no suporte do corpo de prova (c) com o anteparo (d) para promover pressão em posição no microscópio



Fig. 2 - Microscópio para mensuração

Wiron® 99 é uma liga de Ni-Cr fabricada pela Bego (Bremem, Alemanha), possui 65% de Ni, 22,5% de Cr, 9,5% de Mo e 1% de Nb. Apresenta dureza Vickers 180, módulo de elasticidade de 205.000 MPa e temperatura de fundição de 1420° C. Este materiais são utilizados para base de materiais estéticos para próteses sobre componentes CeraOne.

Quirynen e Van Steenberghe¹⁸ avaliaram a colonização bacteriana entre o implante e o pilar. Utilizaram nove pacientes previamente reabilitados pelo sistema Brånemark. Foi analisada a parte apical dos parafusos dos pilares que haviam estado em posição por três meses, através de microscopia de contraste de fase diferencial. Verificaram que todos os parafusos alojavam quantidades suficientes de microorganismos: bactérias do grupo cocos (86.2%), bacilos não móveis (12.3%), organismos móveis (1.3%) ou espiroquetas (0.1%).

Quirynen *et al.*¹⁹ em estudo “*in vitro*” para verificar a existência de penetração microbiana junto aos componentes do sistema Brånemark, selecionou 32 implantes com os pilares fixados, colocados parcialmente e totalmente em líquido previamente inoculado com microorganismos orais. Após sete dias de incubação anaeróbica, foi coletado material da parte interna dos implantes e incubados em placas com solução de ágar sanguíneo em condições anaeróbicas. Foram encontrados microorganismos nos conjuntos completamente imersos, e em números menores nos implantes parcialmente imersos, indicando proliferação de bactérias em ambos os níveis.

Misch¹³ comparando próteses implanto-suportadas retidas por parafusos “*versus*” próteses retidas por cimento, destacou como vantagem das próteses cimentadas o fato de não ser a deteriorização do cimento problema para os implantes, isto faz com que o espaço de cimento de 40 micrômetros, preenchido por cimento, determine uma supra-estrutura mais passiva além de ajudar na transferência de carga ao osso.

Carr³ estudou a reposta óssea peri-implantar com diferentes níveis de adaptação protética, em que seis macacos tiveram os dentes posteriores extraídos e, após dois meses, instalados dois implantes em cada arco da mandíbula. Após três meses foram instaladas duas próteses fixas (uma para cada arco) retidas por parafuso sem carga oclusiva. Um dos lados foi considerado com adaptação passiva, com média de

gaps de 38 μm +/- 52 μm , e uma com adaptação desajustada provocada com *gaps* médios de 345 μm +/-203 μm . Nos exames clínicos e radiográficos não houve diferença visível na osseointegração entre as próteses ajustadas e as não ajustadas. Histomorfologicamente verificou-se uma média percentual de osseointegração de 51,4% nas próteses consideradas bem ajustadas e de 56,3% nas consideradas mal ajustadas.

Jent e Book⁷ em estudo com o objetivo de analisar o potencial da falta de adaptação das próteses na perda óssea marginal em maxilas edêntulas, usaram a técnica de fotografia tridimensional e sua relação com o nível ósseo marginal através de radiografia intrabucal padronizada em dois grupos de pacientes: um grupo avaliado até um ano e outro com cinco anos após a colocação do pilar. As próteses foram fixadas, radiografadas e avaliadas inicialmente e até quatro anos após sua fixação, sempre sendo radiografadas, retiradas e fotografadas. A mensuração da adaptação foi feita em três dimensões pela técnica da fotogrametria, avaliando a região mesial e distal de cada implante. A perda marginal foi calculada comparando a diferença entre os dois períodos. Concluíram que: 1) nenhuma das próteses apresentou assentamento passivo, 2) ambos os grupos apresentaram o mesmo grau de distorção, 3) o máximo de distorção apresentado por ambos os grupos foi de 275 μm , 4) o grupo de um ano apresentou média de desadaptação de 111 μm e o grupo de cinco anos média de 91 μm de desadaptação, 5) a perda óssea foi de 0,5 mm para ambos os grupos 6) não foram observadas correlações entre a perda óssea marginal e os diferentes parâmetros analisados em relação ao tempo e as desadaptações.

Sutherland *et al.*²² avaliaram a adaptação marginal de coifas cerâmicas sobre pilares CeraOne®. Para isso utilizou 15 implantes fixados em resinas sobre os quais foram fixados pilares CeraOne® com parafuso. Uma coifa cerâmica foi adaptada sobre cada pilar fixado no implante e a adaptação foi mensurada em quatro pontos ao redor do mesmo. Obtiveram desadaptações de 65,9 μm após cimentadas.

Clayton *et al.*⁴ avaliaram a adaptação de cilindros de ouro pré-fabricados após serem cimentados sobre pilares CeraOne® com cimento de fosfato de zinco e obtiveram *gaps* de 64 μm . Antes da cimentação o *gap* entre o pilar e o cilindro

Tabela 1 - Valores descritivos para cada um dos tipos de coifas (em μm)

Valores Descritivos	Ni-Cr	In-Ceramill
	Wincor 9908	Zircônia
Média	81,37	107,75
Mediana	80,75	104,75
Desvio-padrão	9,24	20,17
Intervalo de Confiança 95%		
Limite Inferior	78,987	102,024
Limite Superior	83,763	113,476
Máximo	114,5	175,0
Mínimo	63,5	64,5
Amplitude	51,0	110,5

era de aproximadamente 5 μm .

Jansen *et al.*⁶ pesquisaram a infiltração microbiana e a adaptação marginal da interface implante/pilar, utilizando trinta combinações de implantes e pilares provenientes de nove sistemas diferentes, que foram submetidos a um experimento microbiano utilizando “*escherichia coli*”. Concluíram que independente do sistema de implante, não se pode prevenir seguramente a infiltração de micróbios e a colonização bacteriana da parte interna do implante e que é provável que a colonização microbiana no *gap* marginal e na parte interna do implante possa resultar em uma leve inflamação do tecido.

Michel *et al.*¹² estudaram clinicamente e radiograficamente implantes fixados em tíbias de coelhos (nove coelhos com dois implantes de 3,8 X 8,0 mm em cada tibia) com superestrutura ajustada em uma perna e desajustada em outra. As supra-estruturas consideradas ajustadas tinham *gaps* de 62 μm +/- 35 μm e as consideradas desajustadas, *gaps* produzidos de 466 μm +/- 209 μm , sendo estes avaliados em microscópio. Em análise histomorfométrica através de microscópio não foi observada, pelo método da Variância, diferença significativa entre os dois grupos em relação ao percentual de osseointegração.

Jent e Lekholm⁸ em estudo utilizando quatro coelhos, fixaram três implantes na tibia de cada um e, após oito semanas fizeram a colocação de estrutura protética fixa de três elementos, com torque de 15 Ncm sendo que, entre o implante central e a estrutura, foi provocado *gap* de aproximadamente de 1,0 mm. Notaram compressão do osso entre os implantes e, esta deformação óssea pode ser um fator que contribua para o início de perda óssea marginal. Relataram que é muito difícil predizer o que acontece clinicamente quando um determinado grau de desajuste na infra-estrutura está presente.

Naert *et al.*¹⁴ relataram que não há nenhum dado capaz de indicar a tolerância de inadequação (desadaptação) antes das falências se tornarem significativas clinicamente, nem há uma maneira clínica de quantificar a magnitude desta desadaptação. Entretanto, a única maneira de analisar o assentamento da estrutura metálica é por inspeção visual meticulosa da junção prótese/pilar e ausência da pressão sentida pelo paciente, quando a próteses está sendo parafusada, e a experiência clínica de cada

profissional.

Piattelli *et al.*¹⁶ avaliaram a penetração microbiana em próteses implanto-suportadas retidas por cimento e por parafusos. Utilizaram 20 pilares CRA cimentados e 12 pilares parafusados SRA. Foram colocados 4,0 mm de papel absorvente entre as conexões nos dois tipos de retenção, que foram mergulhados em uma solução de azul toluidina durante 30 horas (no grupo cimentado foi utilizada Panavia 21®). Após, a penetração bacteriana foi avaliada injetando uma suspensão bacteriana de “*P. aeruginosa*” nas interfaces pilares/implantes de ambos os grupos. Quanto à penetração de fluido nas próteses parafusadas observou-se 1,3 mm no mínimo de pigmentação pelo corante no papel, enquanto nas cimentadas não foi observada pigmentação. Em relação à penetração bacteriana, esta só foi observada nas próteses parafusadas.

King *et al.*⁹ em estudo longitudinal para avaliar radiograficamente o efeito do *micro-gap* entre os implantes e os pilares na crista óssea alveolar, utilizaram implantes de 9,0 mm com superfícies tratadas com ácido, que foram fixados em mandíbulas de cinco cães, num total de 60 implantes. Foram criadas micro-fendas entre as conexões implantes/pilares menores que 10, 50 e 100 μm , onde todos os implantes tiveram os *gaps* posicionados 1,0 mm acima da crista óssea. Nos resultados, todos os 60 implantes foram bem sucedidos e mostraram grandes perdas ósseas no primeiro mês em relação ao controle não havendo correlação entre quantidade de perda óssea e tamanho de desajuste.

Kunavisarut *et al.*¹⁰ avaliaram através de elemento finito o efeito de forças oclusais sobre próteses mal ajustadas em relação às próprias próteses, componentes de próteses e osso peri-implantar e concluíram que o desajuste da prótese influenciou o padrão e a magnitude de distribuição de estresse na prótese, nos componentes e adjacência óssea. E que com o presente protocolo protético, não se pode obter um autêntico assentamento passivo e que falta determinar qual quantidade de desajuste poderá causar falência de osseointegração, qual o método ideal para medição que deverá ser usado para avaliar a magnitude do desajuste, qual nível de desajuste que deva ser clinicamente aceitável e em que limiar de desajuste uma prótese deverá ser seccionada e soldada ou mesmo refeita.

Wolfart *et al.*²³ avaliaram a adaptação marginal de *inlays*, coroas e próteses fixas puras em cerâmica injetável Ivoclar® em pacientes antes e após serem cimentadas. Selecionaram 16 pacientes para reabilitação de um, dois e três elementos sobre pilares em região de pré-molares e molares superiores e inferiores. Antes da cimentação a média da discrepância foi de 96 μm para as coroas e 89 μm para as *inlays*. Após a cimentação a discrepância foi de 132 μm para as coroas e 92 μm para as *inlays*.

Coli e Karlsson⁵ avaliaram a adaptação interna e marginal de coifas cerâmicas à base de dióxido de zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM com dois modelos mestres de dentes em metal. Foram confeccionadas 10 coifas para cada tipo de dente. A média de desadaptação obtida foi de 50 μm , com variações entre 0 e 115 μm . Estes valores foram considerados clinicamente aceitáveis.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados neste trabalho os seguintes

TABELA 2 – Médias com desvios padrões e medianas das coifas (em µm)

Coifas	Médias	Medianas	Teste de W-M-W
Níquel-Cromo	81,37	80,75	A
In-Ceram® Zircônia	107,75	104,75	B
			p-value < 0,0001

materiais:

um implante Titamax® Liso 3,75 mm de diâmetro por 13,0 mm de comprimento, lote 9148 (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR),

- um Pilar Sextavado® de plataforma 4.1 mm e altura 1,0 mm, lote 10074-041103, similar ao pilar CeraOne® (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR),

- 20 análogos do Pilar Sextavado® 4.1 mm em latão, lote 10455-281103 (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR),

- um análogo do implante plataforma 4.1 mm em titânio, Cód. 1.004 (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR),

- 10 coifas para Pilar Sextavado® 4.1 mm calcinável, lote 10004051103 (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba-PR).

A liga Wiron® 99, o In-Ceram® Zircônia e todo material necessário para confecção das coifas foram adquiridos e confeccionadas em laboratório protético comercial, devidamente credenciado pelos fabricantes da liga e do In-Ceram, tendo a liga o número de lote 1910 e o In-Ceram® Zircônia lote número 6772.

Baseando no trabalho de Sartori²⁰, foi confeccionada uma base torneada para apoio do conjunto implante-pilar-coifas que foram levados à análise ao microscópio. Esta base foi feita em aço inoxidável, tendo formato cilíndrico, medindo 4,5 cm de comprimento e 2,6 cm de diâmetro. Possui seis faces uniformes entre si e numeradas de um a seis sequencialmente. No centro de um dos lados da peça foi feito um orifício com 13,0 mm de profundidade e 4,0 mm de diâmetro no qual foi fixado o implante, utilizando éster de cianocrilato. O Pilar Sextavado® foi então fixado ao implante com torque de 32Ncm e as coifas adaptadas a ele, sendo pressionadas sobre o componente por um anteparo também metálico (FIG. 1).

As mensurações foram feitas no departamento de Odontologia Restauradora, área de Materiais Dentários, da FO da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP -, Piracicaba, SP, e utilizou-se para tanto, o microscópio comparativo Olympus Measuring Microscope STM (Olympus América Inc., Melville, New York, USA) (FIG. 2), por um mesmo operador.

RESULTADOS

Na TAB. 1 são apresentados os valores descritivos (média, desvio padrão, limites do intervalo de confiança, mínimo, máximo e mediana) da variável desadaptação para cada um dos tipos de coifas obtidos pela análise estatística de Wilcoxon-Mann-Whitney. Pode-se observar que o desajuste, bem como a variabilidade das coifas confeccionadas em Wiron 99 foi menor que as coifas de In-Ceram Zircônia.

Na TAB. 2 são apresentadas as médias, com desvios

padrões, e medianas das coifas e resultado do teste de Wilcoxon-Mann-Whitney.

DISCUSSÃO

A desadaptação marginal das próteses odontológicas é determinada por uma série de fatores que influenciam positivamente ou negativamente no tamanho desse desajuste. O tipo de componente protético, o material de moldagem e o material restaurador, a técnica laboratorial para confecção da prótese, material de cimentação e a experiência clínica do cirurgião-dentista, são fatores que contribuem para a determinação de um maior ou menor desajuste. Da mesma forma, sua mensuração é também bastante questionada devido à dificuldade de obtê-la¹⁴.

Analisando os dados obtidos com as coifas de Níquel-Cromo Wiron 99® que obtiveram médias de 81,37 µm com amplitude de 51 µm e In-Ceram® Zircônia, que teve média 107,75 µm com amplitude de 110,5 µm, pode-se dizer que a média de desadaptação entre as coifas de Ni-Cr foi menor que as de In-Ceram® Zircônia, e que estas últimas possuem maiores amplitudes. Este maior desajuste verificados nas coifas confeccionadas em In-Ceram® Zircônia, pode estar relacionado com a forma de sua obtenção, ou seja, pelos diversos passos para sua fabricação, bem como pela contração determinada na sinterização da porcelana^{2, 11, 15}.

O valor do desajuste protético aceitável entre as próteses e os componentes protéticos ainda não está definido. Sutherland *et al.*²² avaliando a adaptação marginal de coifas cerâmicas sobre pilares CeraOne® obteve valores entre 18,3 µm e 65,9 µm quando cimentadas. Clayton *et al.*⁴ avaliando a adaptação de cilindros de ouro após serem cimentados sobre pilares CeraOne®, com cimento de fosfato de zinco, e obtiveram *gaps* de 64 µm. Wolfart *et al.*²³. Obtiveram valores médios de discrepância de 96 µm para as coroas e 89 µm para as *inlays* e após a cimentação a discrepância de 132 µm para as coroas e 92 µm para as *inlays*. Coli e Karlsson⁵ obtiveram média de desadaptação obtida de 50 µm, com variações entre 0 e 115 µm. Todos os autores consideraram os valores obtidos aceitáveis clinicamente.

Revisando vários estudos para se saber a relação entre tamanho de desajuste e o efeito deste sobre a perda óssea marginal, constatou-se uma grande diferença de valores e que esta relação, desajuste e perda óssea peri-implantar, não está comprovada. Carr³, Jent e Book⁷, Michel *et al.*¹² e King *et al.*⁹ concluíram não haver diferença significativa entre o tamanho do desajuste e perda óssea marginal nos implantes, não havendo condições de relacioná-las. Entretanto, Jent & Lekholm⁸ salientaram que o desajuste poderia ter um efeito mais

significativo na sobrevida do implante num primeiro estágio que a longo tempo, mas sem, entretanto serem conclusivos. Os valores médios de desajuste encontrados com as coifas de Ni-Cr e In-Ceram® Zircônia neste trabalho foram de 81,37 µm e 107,75 µm respectivamente, estando dentre os valores referenciados e, por serem próteses unitárias, não apresentam problemas referentes às próteses múltiplas, tal como as compressões existentes no osso circundante aos implantes que estão sujeitos à pressão e compressão, concomitante à flexão da estrutura protética, em direção ao implante quando aplicado torque nos parafusos de retenção da prótese⁸, o que poderia sugerir um início de perda óssea marginal.

A presença de infiltrado bacteriano na região da união entre o implante e o componente, e entre componente e a coroa, também é relatada na literatura independente do tamanho do desajuste. Quirynen & Van Steenberghe¹⁸, Quirynen *et al.*¹⁹ e Jansen *et al.*⁶ pesquisaram a infiltração microbiana e a adaptação marginal da interface implante/pilar e concluíram que independente do sistema de implante, não se pode prevenir, seguramente, esta infiltração e a colonização bacteriana da parte interna do implante. Piattelli *et al.*¹⁶ observaram não haver penetração de fluido e contaminação bacteriana nas próteses cimentadas e nas parafusadas observou tanto a penetração de fluido como bactéria, concluindo que próteses com pilares cimentados, com cimentos insolúveis no meio intrabucal, são superiores às próteses parafusadas.

A clara correlação entre desajuste marginal e perda óssea marginal ainda não está precisamente determinada. Nos diversos trabalhos revisados com diferentes níveis de desajuste não foi definida esta correlação. Carr³ relatou que a falência de implante como consequência de carga protética, seguindo determinação clínica de primeira etapa bem sucedida de osseointegração, é pouco entendida, e que o termo passivo, na relação de próteses sobre implantes, é um termo imprecisamente definido, dada a impossibilidade de se realizar ajuste perfeito. Jent e Book⁷ concluíram haver certa tolerância biológica a uma imperfeita adaptação e que volumes ósseos mínimos, qualidade óssea ruim e desaperto ou fratura do parafuso, podem ser mais sensíveis às próteses mal ajustadas. Michel *et al.*¹² concluíram que a precisão do ajuste da prótese não é tão importante para o sucesso dos implantes conforme se pensava. Jent e Lekholm⁸ relataram que é muito difícil prever o que acontece clinicamente quando um determinado grau de desajuste na infra-estrutura está presente. Naert *et al.*¹⁴ relataram que não há nenhum dado capaz de indicar a tolerância de desadaptação antes das falências se tornarem significativas clinicamente. Kunavisarut *et al.*¹⁰ concluíram que com o presente protocolo protético não se pode obter um autêntico assentamento passivo e falta determinar qual a quantidade de desajuste que poderá causar falência de osseointegração.

Assim, associados às qualidades estéticas, resistência, biocompatibilidade, previsibilidade, facilidade de encontrar em laboratórios protéticos, experiência profissional, técnica laboratorial e custo fazem das ligas de Níquel-Cromo Wiron 99® e do In-Ceram® Zircônia utilizados como material de base para cerâmicas, uma opção para os trabalhos restauradores implanto-suportados, desde que respeitados os passos laboratoriais e cimentados utilizando cimentos insolúveis em meio bucal.

CONCLUSÃO

Os resultados obtidos neste trabalho permitiram concluir que:

A. para as coifas confeccionadas com liga de Níquel-Cromo Wiron 99®, o valor médio de desajuste encontrado entre as mesmas e o componente CeraOne® foi de 81,37 µm, com limite de desajuste mínimo de 63,5 µm e limite de desajuste máximo de 114,5 µm, com amplitude de 51,0 µm;

B. para as coifas confeccionadas em In-Ceram® Zircônia, o valor médio de desajuste foi de 107,75 µm, com limite de desajuste mínimo de 64,5 µm e limite de desajuste máximo de 175 µm, com amplitude de 110,5 µm.

RESUMO

O presente trabalho avaliou microscopicamente a adaptação de coifas confeccionadas em ligas de Níquel-Cromo (Ni-Cr) Wiron® 99 e In-Ceram® Zircônia sobre componentes do tipo CeraOne®. Para tal foram confeccionadas 10 coifas de cada tipo de material, e após estas serem adaptadas sobre os componentes, foram avaliadas em microscópio eletrônico para mensurar o tamanho do desajuste de cada material. Foram analisadas seis faces de cada coifa, e após foi feita análise estatística dos valores através do teste Wilcoxon-Mann-Whitney. Foi constatado que as coifas confeccionadas em ligas de Níquel-Cromo obtiveram médias de desadaptação menores, de 81,37 µm, com limite de desajuste mínimo de 63,5 µm e limite de desajuste máximo de 114,5 µm, com amplitude de 51,0 µm e que as coifas de In-Ceram® Zircônia o valor médio de desadaptação obtido foi de 107,75 µm, com limite de desajuste mínimo de 64,5 µm e máximo de 175 µm, com amplitude de 110,5 µm.

Palavras-chave: Coifas. Ni-Cr. In-Ceram® Zircônia.

ABSTRACT

This present work analyzed microscopically the marginal fit of coping manufacture out of Ni-Cr Wiron 99® and In-Ceram® Zirconia over CeraOne® abutment. 10 coping of each kind of material were made, and after lying adapted of the CeraOne® abutments, were take to electronic microscope to measure the misfitting of each material. Each coping was evaluated our six sides, and then statistical analysis were made through the Wilcoxon-Mann-Whitney it was found that the copings made out of Ni-Cr, had a smaller misfitting median of 81,37 µm, with a misfitting limit minimum of 63,5 µm e a maximum misfit of 114,5 µm and a amplitude of 51,0 µm. And the coping for In-Ceram® Zirconia, had a misfitting median of 107,75 µm, with a misfitting minimum of 64,5 µm, and a maximum of 175 µm, and a amplitude of 110,5 µm. Also it was found that the copings of Ni-Cr, Wiron 99® had more linear margins than that of the ones made out of In-Ceram® Zirconia.

Keywords: Coping. Ni-Cr. In-Ceram® Zirconium.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BOTTINO, M. A. et al. **Estética em reabilitação oral: "metal-free"**. São Paulo: Artes Médicas, 2000.
2. CAMPBELL, S. D. et al. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. **J. Prosthet. Dent.**, v.74, p. 332-340, 1995.
3. CARR, A. B. et al. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J. Prosthet. Dent.**, v. 76, n. 5, p. 500-509, 1996.
4. CLAYTON, G. H.; DRISCOLL, C. F.; HONDRUM, S. O. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, n. 5, p. 600-665, 1997.
5. COLI, P.; KARLSSON, S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. **Int. J. Prosthodont.**, v. 17, n. 1, p. 59-64, 2004.
6. JANSEN, V. K. et al. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 12, n. 4, p. 527-540, 1997.
7. JENT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n. 5, p. 620-625, 1996.
8. JENT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 9, n. 4, p. 272-280, 1998.
9. KING, G. N. et al. Influence of the size of micro-gap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. **J. Periodontol.**, v. 73, p. 1111-1117, 2002.
10. KUNAVISARUT, C. et al. Finite element analysis on dental implant-supported prosthesis without passive fit. **J. Prosthodont.**, v. 11, n. 1, p. 30-40, 2002.
11. LUI, J. L. The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. **Br. Dent. J.**, v. 149, p. 43-45, 1980.
12. MICHEL, G. C.; CARR, A. B.; LARSEN, P. E. Effect of prosthetic superstructure accuracy on that osteointegrated implant bone interface. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 83, n. 2, p. 198-205, 1997.
13. MISCH, C. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prosthesis. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v. 7, n. 9, p. 15-19, 1995.
14. NAERT, I.; STEENBERGHE, D. V.; WORTHINGTON, P. **Osseointegração na reabilitação bucal**. São Paulo: Quintessence, 1998.
15. PHILLIPS, R. W. **Skinner materiais dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.
16. PIATTELLI, A. et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. **J. Periodontol.**, v. 72, n. 9, p. 1146-1150, 2001.
17. PROBSTER, L. et al. Copy-milled all-ceramic celay-inceramic crowns for modified CeraOne abutments: a technical report **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 11, n. 2, p. 201-204, 1996.
18. QUIRYNEN, M.; VAN STEENBERGHE, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 4, n. 3, p. 158-161, 1993.
19. QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C. M. L.; VAN STEENBERGHE, D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system: an in vitro study. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 5, n. 4, p. 239-244, 1994.
20. SARTORI, I. A. M. **Análise comparativa da interface intermediário estético/cilindro protético, torneados em ouro ou em plástico, antes e após as fundições**. Dissertação (Mestrado em Prótese) - Faculdade de odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1999.
21. Shillingburgh HT, Hobo S, Whitsett LD et al. **Fundamentos de prótese fixa**. São Paulo: Santos; 1986.
22. SUTHERLAND, J. K.; LONEY, R. W.; JAROTSKIC, T. J. Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, p. 540-544, 1996.
23. WOLFART, S. et al. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. **Int. J. Prosthodont.**, v. 16, n. 6, p. 587-592,