

# Avaliação *in vitro* do emprego de retificadores de cilindros fundidos na adaptação de próteses implanto suportadas

## *In vitro* evaluation of cast cylinders rectifiers in the marginal misfit of implant-supported prosthesis

Cristina Mydoli AKAMA\*

Diego KLEE DE VASCONCELLOS (autor correspondente)\*\*

Renato Morales JÓIAS\*\*\*

Ivan BALDUCCI\*\*\*\*

Marco Antonio BOTTINO\*\*\*\*\*

### RESUMO

Avaliou-se a interface de assentamento de cilindros fundidos em ligas não preciosas a pilares protéticos implanto-suportados, após o uso de retificadores desenvolvidos para reduzir a desadaptação marginal de fundições. A investigação foi realizada com dois grupos de componentes: Esteticone e Micro-Unit, fundidos em liga de Ni-Cr (Wiron 99) e Co-Cr (Wirobond C), pela técnica convencional (maçarico) e por indução em alta frequência. Cilindros usinados em ouro foram empregados como padrões de referência. As mensurações das desadaptações marginais dos cilindros fundidos foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em dois momentos, antes e após o uso de retificadores de cilindros. Para os componentes usinados em ouro, a leitura foi efetuada em um único momento, pois não houve retifica destes componentes. Os valores de desadaptação dos cilindros fundidos foram submetidos à análise estatística utilizando-se ANOVA (3-fatores) e Teste de Tukey ( $\alpha$ : 5%). Comparações entre cilindros fundidos retificados e cilindros usinados foram realizadas com Teste t de Student para amostras não pareadas. A redução da desadaptação marginal foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para componentes fundidos em Ni-Cr. Para os cilindros fundidos em Co-Cr, os retificadores não determinaram importantes modificações em todos os grupos testados. Os menores valores de desajuste marginal foram registrados para componentes Micro Unit fundidos convencionalmente (maçarico) em Ni-Cr após a retifica (29,08mm). A desadaptação registrada para este grupo foi estatisticamente semelhante ( $p > 0,05$ ) à obtida com componentes similares usinados em ouro (22,44mm). Concluiu-se que o uso de retificadores manuais de cilindros fundidos determinou expressiva redução de desadaptação marginal em componentes fundidos, principalmente com liga metálica de Ni-Cr.

**Palavras-chave:** osseointegração, implantes dentários, próteses e implantes, metais.

### ABSTRACT

This study evaluated the fitting interface of cylinders cast in non-precious alloys to implant-supported prosthetic abutments, after utilization of rectifiers designed to reduce the marginal misfit of cast cylinders. Two groups of components were investigated, namely Esteticone (Est) and Micro-Unit (MU), cast in Ni-Cr alloy (Wiron 99) and Co-Cr (Wirobond C), by the conventional technique (torch) and by induction. Gold-machined cylinders were used as controls. Measurement of the vertical misfits of cast cylinders was performed with aid of a light microscope at two periods, before and after utilization of cylinder rectifiers. For the gold machined components, reading was performed only once, since these components were not rectified. The misfit values of the cast cylinders were submitted to statistical analysis by the three-way ANOVA and Tukey tests (5%). Comparisons between the rectified cast cylinders and machined cylinders were performed by the Student t test for non-paired samples. The reduction in misfit was considered significant ( $p < 0.05$ ) for the components cast in Ni-Cr. With regard to the components cast in Co-Cr, the reduction in misfit was not considered significant for all groups of components. The means of marginal misfit for the Micro Unit components cast in Ni-Cr by the conventional technique (torch) after utilization of cylinder rectifiers (29,08mm) were not statistically different ( $p > 0,05$ ) from the gold machined cylinders means (22,44mm). The utilization of manual rectifiers on cast cylinders led to significant reductions in marginal misfit of components cast in Ni-Cr alloy.

**Keywords:** osseointegration, dental implants, prosthesis and implants, alloys.

\* Cirurgiã Dentista – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista – Unesp.

\*\* Mestre em Implantodontia pela Universidade Federal de Santa Catarina. Doutor em Odontologia Restauradora – Especialidade Prótese Dentária – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista - Unesp. Professor Adjunto da Disciplina de Prótese Parcial – Departamento de Estomatologia – Centro de Ciências da Saúde - Universidade Federal de Santa Catarina

\*\*\* Doutor em Odontologia Restauradora – Especialidade Prótese Dentária – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista – Unesp. Professor Responsável pela Disciplina de Anatomia e Escultura Dentária e Professor Assistente de Prótese Total da Universidade Metodista de São Paulo.

\*\*\*\* Professor Assistente do Departamento de Odontologia Social e Clínica Infantil – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista – Unesp.

\*\*\*\*\* Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - Universidade Estadual Paulista – Unesp

## INTRODUÇÃO

A perda de um ou mais elementos dentários compromete a função mastigatória, a fonética e a estética do paciente. A prótese convencional tem oferecido inúmeras opções de tratamento, porém as próteses sobre implantes osseointegrados têm aumentado seu espaço de indicação, garantindo aos pacientes uma reabilitação oral efetiva (BRÅNEMARK et al.<sup>5</sup>, 1995).

A implantodontia consiste em um tratamento dividido em duas fases distintas: cirúrgica e protética. Os trabalhos protéticos devem ser realizados visando o assentamento passivo, que pode ser traduzido pelo perfeito encaixe entre os componentes. Complicações como instabilidade significativa no sistema e conseqüente afrouxamento de parafusos, fratura por fadiga dos componentes protéticos e perda óssea marginal ao redor do implante, foram documentadas e parecem estar relacionadas à ausência de passividade (KALLUS & BESSING<sup>16</sup>, 1994; JEMT & BOOK<sup>13</sup>, 1996; WATANABE et al.<sup>27</sup>, 2000). O desajuste entre os componentes protéticos pode ser ainda um nicho próprio para a instalação e proliferação bacteriana, possibilitando o aparecimento de inflamação peri-implantar (JANSEN et al.<sup>12</sup>, 1997; ABRAHAMSSON et al.<sup>1</sup>, 1998). Estes fatores podem influenciar o prognóstico em longo prazo dos implantes.

A obtenção do assentamento passivo é um dos maiores desafios para os implantodontistas, resultando em uma dissipação correta do estresse, ao longo da unidade osso/implante/prótese (SKALAK<sup>24</sup>, 1983). Apesar da avançada tecnologia, os materiais e técnicas utilizadas na confecção de estruturas protéticas não são dimensionalmente precisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento.

Protocolos protéticos que empregam componentes usinados reduzem os riscos tecnológicos, devido a maior precisão de assentamento das interfaces (RENOUARD & RANGER<sup>21</sup>, 2001).

Além disso, as ligas nobres empregadas em conjunto com estes componentes têm primeira indicação nos processos de fundição, pois minimizam os possíveis efeitos de corrosão eletrolítica e eletro galvanismo (BOTTINO et al.<sup>4</sup>, 2002).

Entretanto, o alto custo dos cilindros usinados em metais nobres, bem como das ligas preciosas utilizadas em conjunto, popularizou no mercado os componentes calcináveis. Confeccionados em plástico, podem ser submetidos a processos convencionais de fundição, em ligas metálicas não nobres, sendo Níquel-Cromo (Ni-Cr) e Cobalto-Cromo (Co-Cr) as mais utilizadas. Estas ligas possuem propriedades mecânicas vantajosas (WU et al.<sup>30</sup>, 1991). O alto módulo de elasticidade permite uma distribuição de estresse mais uniforme no interior da peça, fornecendo uma transferência de carga mais eficiente e duradoura. O emprego destas ligas metálicas reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de sustentação da prótese, devido à maior resistência a deformações desta estrutura sob carga (WILLIAMS et al.<sup>29</sup>, 1990; SERTGÖZ<sup>23</sup>, 1997; HULTERSTROM & NILSSON<sup>11</sup>, 1994).

Entretanto, componentes protéticos confeccionados por meio de fundições não oferecem um padrão regular de superfície metálica (VASCONCELLOS<sup>25</sup>, 2002). Componentes usinados determinam estruturas protéticas com maior passividade quando comparados aos fundidos (BYRNE et al.<sup>7</sup>, 1998). Os fatores que contribuem para a distorção das fundições, comprometendo diretamente a adaptação marginal entre os componentes, incluem a fabricação dos cilindros plásticos, as limitações dos processos de inclusão e das técnicas de fundição (BYRNE et al.<sup>7</sup>, 1998), determinando resultado final bastante aquém do encontrado em peças usinadas. Considerando que essa interface geralmente localiza-se subgingivalmente, é local propício para o acúmulo bacteriano, particularmente em pacientes com higiene oral inadequada (JEMT & LIE<sup>15</sup>, 1993) levando a inflamação tecidual peri-implantar

(QUIRYNEN et al.<sup>20</sup>, 1996). Além disso, estas ligas podem se dissolver no meio bucal, o que deve ser considerado quando trata-se de pacientes alérgicos a estes componentes (MOBERG<sup>19</sup>, 1985).

Retificadores de cilindros fundidos são instrumentos manuais desenvolvidos com o propósito de melhorar a qualidade da fundição de cilindros protéticos com ligas metálicas não nobres na região da interface com o pilar protético. Objetivam, de acordo com o fabricante, reduzir as desadaptações, além de melhorar o padrão de acabamento desta região, aumentando a estabilidade mecânica dos componentes protéticos e reduzindo o espaço para o acúmulo e colonização bacteriana. Objetivou-se, por meio desta investigação, avaliar a interface de assentamento dos componentes protéticos fundidos em ligas metálicas não nobres com os pilares protéticos, após o emprego de retificadores de cilindros fundidos.

## MATERIAL E MÉTODO

Para o desenvolvimento da presente investigação foram confeccionados dois grupos de componentes fundidos, com sub-grupos distribuídos da seguinte maneira:

**Grupo Esteticone (GEST):** composto por quarenta componentes calcináveis tipo Esteticone (105001 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), divididos em quatro subgrupos, sendo:

• **GEST1-** dez corpos de prova (c.p.) fundidos em liga de Ni-Cr (Wiron 99 – Bego – Bremen, Alemanha) de maneira convencional (fundição com maçarico);

• **GEST2-** dez c.p. fundidos em liga de Ni-Cr (Wiron 99 – Bego – Bremen, Alemanha) em máquina de fusão por indução em alta frequência (Fornax G - Bego - Bremen, Alemanha);

• **GEST3-** dez c.p. fundidos em liga de Co-Cr (Wirobond C – Bego – Bremen, Alemanha) de maneira convencional;

• **GEST4-** dez c.p. fundidos em liga de Co-Cr (Wirobond C – Bego – Bremen, Alemanha) em

máquina de fusão por indução em alta frequência (Fornax G - Bego - Bremen, Alemanha).

**Grupo Micro Unit (GMU):** composto por quarenta componentes calcináveis tipo Micro-Unit (144001 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), divididos em quatro subgrupos, sendo:

• **GMU1-** dez corpos de prova (c.p.) fundidos em liga de Ni-Cr (Wiron 99 – Bego – Bremen, Alemanha) de maneira convencional (fundição com maçarico);

• **GMU2-** dez c.p. fundidos em liga de Ni-Cr (Wiron 99 – Bego – Bremen, Alemanha) em máquina de fusão por indução em alta frequência (Fornax G - Bego - Bremen, Alemanha);

• **GMU3-** dez c.p. fundidos em liga de Co-Cr (Wirobond C – Bego – Bremen, Alemanha) de maneira convencional;

• **GMU4-** dez c.p. fundidos em liga de Co-Cr (Wirobond C – Bego – Bremen, Alemanha) em máquina de fusão por indução em alta frequência (Fornax G - Bego - Bremen, Alemanha).

Como padrões de referência, foram empregados dois grupos de cilindros pré-fabricados, usinados em ouro:

• **Grupos Usinado Esteticone (GUEST):** constituído de dez corpos de prova dos componentes Esteticone (105002 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), pré usinados em ouro.

• **Grupos Usinado Micro Unit (GUMU):** constituído de dez corpos de prova dos componentes Micro-Unit (144002 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), pré usinados em ouro.

Procedimentos laboratoriais padronizados foram empregados para confecção dos componentes fundidos. Os cilindros plásticos pré-fabricados foram unidos aos canais de alimentação (sprues) para serem revestidas no interior dos anéis de inclusão, conforme recomendações do fabricante. O revestimento (Belavest SH – Bego – Bremen, Alemanha) foi preparado em máquina

espatuladora a vácuo (Easymix - Bego - Bremen, Alemanha) e vazado sob intensa vibração em torno dos componentes. Foram incluídos cinco cilindros por anel, totalizando 16 anéis. Os anéis com revestimento foram individualmente submetidos a pressurizadora (Wiropress - Bego - Bremen, Alemanha) onde permaneceram por 05 minutos.

Ao completar 20 minutos da espatulação do revestimento, os conjuntos foram levados ao forno de pré-aquecimento controlado por microprocessador (Miditherm 200 MP - Bego - Bremen, Alemanha). A partir da temperatura ambiente, iniciou-se ciclo lento de aquecimento: aumento de 5°C/minuto, até atingir a temperatura de 250°C, que foi mantida por 30 minutos; em seguida aumento de 7°C/minuto até atingir a temperatura de 950°C, que também foi mantida por 30 minutos. As peças foram fundidas com as técnicas e ligas anteriormente citadas (figura 1).



FIGURA 1. Cilindros Micro Unit fundidos, após a remoção do revestimento.

Após o resfriamento à temperatura ambiente, as fundições foram removidas do revestimento de maneira usual, com o emprego de jatos de micro esferas de vidro e óxido de alumínio de 50µm (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha), com exceção das interfaces críticas. Foi realizada a remoção dos canais de alimentação com discos de carborundum. Durante este processo, análogos foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface. Jatos de vapor (Triton - Bego - Bremen, Alemanha) seguidos de submersão em unidade ultra-sônica com álcool isopropílico por 10 minutos concluíram esta etapa.

A retífica dos componentes fundidos foi realizada com o Retificador de Cilindros Fundidos (Conexão Sistema de Próteses - São Paulo, Brasil) (figura 2). Uma ponta retificadora nova foi empregada para cada 05 componentes. Vinte voltas completas no sentido horário foram realizadas em cada fundição. Este procedimento foi realizado somente por um operador.

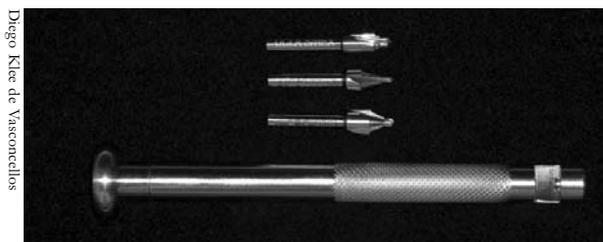


FIGURA 2. Retificador de Cilindros Fundidos.

A mensuração da desadaptação marginal dos corpos de prova dos grupos fundidos foi realizada em dois momentos: momento 01 - leituras realizadas antes da retificação das fundições (figura 3A); momento 02 - leituras realizadas após a retificação das fundições (figura 3B).

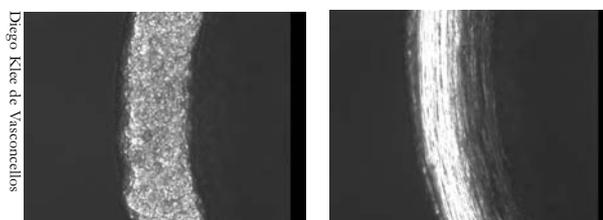


FIGURA 3A e 3B. Borda da fundição antes e após a retificação da fundição.

As mensurações foram realizadas utilizando-se microscópio óptico (Sprint 100 - RAM Optical Instrumentation - Irvine, CA - USA). As medidas foram registradas em micrometros (mm), sendo descartadas regiões que apresentaram falhas de fundição. Para padronizar os pontos de mensuração microscópica, foi utilizado um suporte metálico de latão (figura 4), que recebeu torneamento para obter configuração final sextavada, permitindo ser assentado lateralmente sobre a mesa do microscópio óptico. O suporte recebeu uma perfuração em seu centro, com a finalidade de reter um implante com dimensões



FIGURA 4. Suporte metálico de latão para mensuração microscópica.

de 13mm de comprimento por 3,75mm de diâmetro e plataforma de assentamento dos componentes protéticos de 4,1mm (517713 - Master Screw - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). A estabilização do implante foi proporcionada por um parafuso que, colocado lateralmente em uma das faces do hexágono, pressionou o implante contra a parede lateral interna do suporte sextavado. As conexões foram fixadas ao implante do suporte com torque de 20N/Cm. Os cilindros fundidos, por sua vez, foram fixados às conexões (figura 5A) com parafusos de titânio apertados com 5N/Cm. Marcações feitas com laser, tanto nas fundições quanto nas conexões (figura 5B), permitiram que os componentes fundidos fossem posicionados no mesmo local, antes e depois da retificação, padronizando os pontos de mensuração.

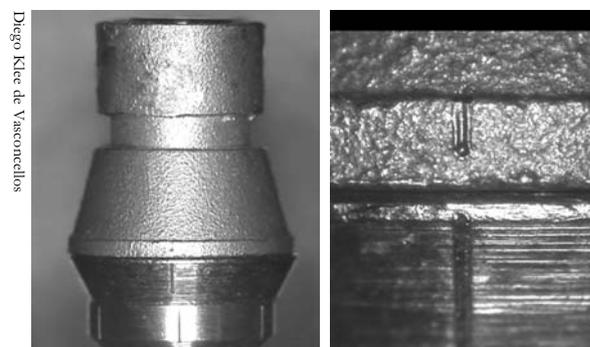


FIGURA 5A e 5B. Cilindro fundido fixado à conexão. No detalhe as marcações laser no cilindro fundido e na conexão.

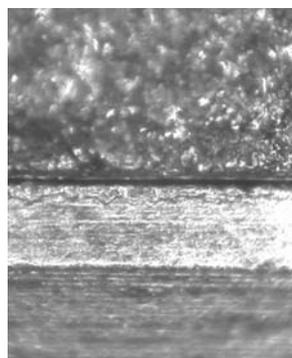


FIGURA 6. Aumento final (230 X) para a mensuração da desadaptação marginal.

O aumento utilizado no microscópio foi de 230 vezes, para proporcionar uma definição de medidas com limites precisos de imagem (figura 6). Para cada face da base hexagonal do suporte metálico foram registradas três mensurações microscópicas, em pontos de leitura também pré-determinados por marcações a laser realizadas na face lateral da plataforma do implante. Cada corpo de prova forneceu 18 pontos de leitura.

Os grupos de componentes usinados em ouro foram submetidos à leitura no mesmo microscópio óptico, seguindo a metodologia utilizada na leitura anterior. Contudo, este procedimento foi realizado somente uma vez, já que os cilindros usinados não foram retificados.

Os valores de desadaptação dos cilindros fundidos foram submetidos à análise estatística utilizando-se a Análise de Variância (ANOVA 3-fatores) para medidas repetidas e Teste de Tukey. Comparações entre cilindros fundidos retificados e cilindros usinados em ouro foram realizadas com Teste t de *Student* para amostras não pareadas. O nível de significância para os referidos testes foi o valor convencional de 5%.

## RESULTADOS

Para melhor compreensão, optou-se por apresentar os resultados em duas partes distintas: Esteticone e Micro Unit.

**ESTETICONE:** As médias e desvios padrão dos registros de desadaptação marginal dos componentes Esteticone fundidos em ligas não preciosas, antes e após o emprego de retificadores, são apresentados nas tabelas 1 (Ni-Cr) e 2 (Co-Cr).

TABELA 01 – Médias e desvios padrão da desadaptação marginal (mm) dos componentes Esteticone fundidos com Ni-Cr, antes e após a retífica

RETÍFICA	TÉCNICA DE FUNDIÇÃO	
	INDUÇÃO	MAÇARICO
ANTES	71,73 ±11,37*	36,13 ±6,86*
APÓS	48,84 ±10,41*	28,14 ±3,08*

\*n=10

TABELA 02 – Médias e desvios padrão da desadaptação marginal (mm) dos componentes Esteticone fundidos com Co-Cr, antes e após a retífica.

RETÍFICA	TÉCNICA DE FUNDIÇÃO	
	INDUÇÃO	MAÇARICO
ANTES	65,71 ±10,59*	41,57 ±4,81*
APÓS	57,44 ±9,97 *	42,51 ±5,19*

\*n=10

A diminuição de desajuste só foi considerada significativa ( $p < 0,05$ ) para componentes fundidos em liga de Ni-Cr. Os valores de desajuste dos componentes Esteticone usinados em ouro em um único momento de avaliação (média: 21,35mm / DP: ± 3,87mm), foram comparados por meio do Teste t de *Student* para amostras não pareadas, com os valores de desadaptação marginal do grupo de cilindros fundidos Esteticone que apresentaram os menores desajustes após a utilização de retificadores: *GEST1* (Esteticone/Maçarico/Ni-Cr) com média de 28,14mm (DP: ± 3,08mm). As médias diferem estatisticamente ( $t=4,35$ ;  $gl= 18$ ;  $p= 0,0004 < 0,05$ ).

**MICRO UNIT:** As médias e desvios padrão dos registros de desadaptação marginal dos componentes Micro Unit fundidos em ligas não preciosas, antes e após o emprego de retificadores, são apresentados nas tabelas 3 (Ni-Cr) e 4 (Co-Cr).

A redução de desajuste marginal foi considerada significativa ( $p < 0,05$ ) para componentes fundidos em liga de NiCr e Co-Cr. Os valores de desajuste dos componentes Micro Unit usinados em ouro em um único momento de avaliação

TABELA 03 – Médias e desvios padrão da desadaptação marginal (mm) dos componentes Micro Unit fundidos com Ni-Cr, antes e após a retífica.

RETÍFICA	TÉCNICA DE FUNDIÇÃO	
	INDUÇÃO	MAÇARICO
ANTES	63,51 ±5,78*	36,31 ±6,82*
APÓS	44,53 ±7,12*	29,08 ±9,83*

\*n=10

TABELA 04 – Médias e desvios padrão da desadaptação marginal (mm) dos componentes Micro Unit fundidos com Co-Cr, antes e após a retífica.

RETÍFICA	TÉCNICA DE FUNDIÇÃO	
	INDUÇÃO	MAÇARICO
ANTES	84,94 ±13,99*	50,74 ±9,04*
APÓS	79,91 ±17,24*	45,06 ±5,84*

\*n=10

(média: 22,44mm / DP: ± 1,78mm), foram comparados por meio do Teste t de *Student* para amostras não pareadas, com os valores de desadaptação marginal do grupo de cilindros fundidos Micro Unit que apresentaram os menores desajustes após a utilização de retificadores: *GMU1* (Micro Unit/Maçarico/Ni-Cr) com média de 29,08mm (DP: ±9,83mm). As médias não diferem estatisticamente ( $t=2,10$ ;  $gl= 18$ ;  $p= 0,0503 > 0,05$ ).

## DISCUSSÃO

Após a técnica de osseointegração ter sido empregada por mais de 35 anos na odontologia, uma definição formal do que é uma desadaptação aceitável entre prótese e as conexões ainda não foi estabelecida. Implantes osseointegrados suportando próteses fixas estão expostos a cargas dinâmicas e estáticas. As primeiras se devem à mastigação e podem atingir várias magnitudes. As segundas, por outro lado, podem ser induzidas pela tensão nos parafusos

protéticos, quando estes suportam uma estrutura desadaptada (BURGUETE et al.<sup>6</sup>, 1994). Encaixes perfeitos entre os componentes protéticos, eliminariam virtualmente as tensões estáticas (KALLUS & BESSING<sup>16</sup>, 1994; WEE et al.<sup>28</sup>, 1999), as quais podem determinar desconforto aos pacientes, instabilidade significativa no sistema e conseqüente afrouxamento de parafusos, fratura por fadiga dos componentes protéticos e perda óssea marginal ao redor do implante (KALLUS & BESSING<sup>16</sup>, 1994; BURGUETE et al.<sup>6</sup>, 1994; JEMT & BOOK<sup>13</sup>, 1996; WATANABE et al.<sup>27</sup>, 2000; GUICHET et al.<sup>9</sup>, 2000). Além disso, Superfícies irregulares e fendas facilitam a colonização por microorganismos patogênicos, levando à inflamação peri-implantar (QUIRYNEN et al.<sup>20</sup>, 1996; JANSEN et al.<sup>12</sup>, 1997; VIGOLO et al.<sup>26</sup>, 2000).

Na presente investigação, foram avaliadas as interfaces de assentamento dos componentes protéticos fundidos em ligas metálicas não nobres aos pilares protéticos, após o emprego de retificadores de cilindros fundidos, cuja finalidade, de acordo com o fabricante, é minimizar as desadaptações, buscando um padrão regular de superfície, com melhor ajuste entre os componentes.

Para o grupo Micro-Unit, o emprego dos retificadores reduziu estatisticamente a desadaptação marginal ( $p < 0,05$ ), independentemente da liga utilizada para a fundição (Ni-Cr ou Co-Cr). Já para os componentes Esteticone, os resultados apontam para um comportamento diferente da retífica em relação ao tipo de liga empregada. A diminuição de desajuste só foi estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) para componentes fundidos em liga de Ni-Cr. Ao contrário do grupo Micro-Unit, para os cilindros Esteticone fundidos em Co-Cr, os retificadores não determinaram alterações significativas na desadaptação marginal.

Os cilindros Esteticone são maiores que os cilindros Micro-Unit. Esta diferença dimensional, associada ao fato do Co-Cr ser uma liga com dureza consideravelmente superior a do Ni-Cr

(Dureza Vickers aproximada: Co-Cr – 310VHN / Ni-Cr – 200VHN) (BEGO<sup>3</sup>, 2004) é a provável razão para a impossibilidade de retífica deste grupo de componentes.

Os resultados obtidos demonstraram, portanto, a significativa redução da desadaptação marginal após o uso de retificadores manuais nos componentes Micro-Unit e Esteticone, fundidos com Ni-Cr. Isto comprova que o retificador auxilia na diminuição dos desajustes verticais nestas estruturas, reduzindo a instabilidade mecânica dos componentes protéticos e eliminando espaço para a colonização e acúmulo de bactérias. Para os cilindros fundidos em Co-Cr, os retificadores só determinaram significativa redução da desadaptação marginal para o grupo Micro-Unit.

Componentes usinados em metais nobres permitem a obtenção de interfaces protéticas satisfatoriamente adaptadas (CARR & BRANTLEY<sup>8</sup>, 1993). Nos cilindros usinados em ouro, utilizados como referência nesta investigação, a média da desadaptação marginal foi de 21,35 $\mu$ m para o grupo Esteticone e 22,44 $\mu$ m para o grupo Micro Unit. Os componentes fundidos utilizados neste estudo mostram maior desadaptação marginal nas interfaces cilindro/pilar protético, quando comparados aos componentes usinados, concordando com os estudos de BYRNE et al.<sup>7</sup> (1998). Isto pode ser reflexo das limitações das técnicas de inclusão e fundição como anteriormente salientado. Entretanto, os dois modelos de componentes calcináveis usados no presente estudo (Esteticone e Micro Unit), ao serem fundidos convencionalmente (maçarico) com liga de Ni-Cr e serem submetidos ao processo de retífica, atingiram valores de desajuste marginal (GEST1 - 28,14mm; GMU1 - 29,08mm) próximos aos obtidos com componentes usinados em ouro. Os valores de desajuste marginal dos componentes Micro Unit do grupo GMU1 (fundidos convencionalmente em Ni-Cr após a retífica) não diferem estatisticamente ( $p > 0,05$ ) dos obtidos com componentes similares usinados em ouro.

ASGAR et al.<sup>2</sup> (1985), realizando comparações entre diferentes métodos de fundição, concluiu que estes exercem importante influência na fusibilidade de ligas metálicas nobres e não nobres. Os resultados encontrados por estes autores revelam que a qualidade das fundições convencionais com maçarico gás – oxigênio é superior ao das fundições por indução em alta frequência. Na presente investigação resultados semelhantes foram identificados. Independente da liga utilizada, as medidas de desadaptação obtidas com os componentes fundidos por indução, mesmo com o uso dos retificadores, sempre foram mais elevadas que as registradas para os cilindros fundidos com a técnica convencional (maçarico).

A força para o aperto dos parafusos que sustentam a estrutura às conexões, tem um efeito importante na mensuração vertical de desadaptações. Torquímetros manuais, mesmo com os menores valores de torque disponíveis (10N/cm), são capazes de mascarar consideravelmente desadaptações verticais na interface prótese-conexão (JEMT & LEKHOLM<sup>14</sup>, 1998; ZERVAS et al.<sup>31</sup>, 1999; GUICHET et al.<sup>9</sup>, 2000). Conduzir o aperto dos parafusos manualmente, até que a primeira resistência seja encontrada, sempre pelo mesmo investigador, como sugerido por ZERVAS et al.<sup>31</sup> (1999), parece um tanto quanto arriscado em função da dificuldade em padronizar os apertos. Na presente investigação, realizou-se adaptação em torquímetro mecânico limitando o torque em 05N/cm. Desta maneira padronizou-se o aperto dos parafusos, sem mascarar desajustes verticais. É importante salientar que esta força de aperto dos parafusos (05N/cm) foi usada especificamente para esta investigação *in vitro*, e não deve ser usada clinicamente.

Na presente investigação, avaliação microscópica da discrepância marginal foi empregada para determinar as diferenças antes e após o uso de retificadores. As medidas foram obtidas posicionando as amostras sob o microscópio de

forma que a área marginal da junção do pilar protético com o cilindro fosse visto de uma perspectiva perpendicular. Outros investigadores (KEITH et al.<sup>17</sup>, 1999; ZERVAS et al.<sup>31</sup>, 1999; HECKER & ECKERT<sup>10</sup>, 2003; KOKE et al.<sup>18</sup>, 2004) também empregaram esta metodologia. Ela permite a mensuração da discrepância marginal de uma forma não destrutiva, com leituras múltiplas das amostras. Embora existam muitos métodos tridimensionais para avaliar o ajuste das próteses aos pilares protéticos, os equipamentos sofisticados requeridos para tais análises não estão prontamente disponíveis (JEMT & LEKHOLM<sup>14</sup>, 1998; HECKER & ECKERT<sup>10</sup>, 2003). O uso de técnicas mais comuns ainda provê informação sobre o ajuste ou desajuste relativo das próteses, embora se reconheça o fato que tais técnicas não são tão precisas quanto os métodos tridimensionais (HECKER & ECKERT<sup>10</sup>, 2003).

De acordo com as evidências científicas atuais, mesmo com a eficácia da tecnologia dental contemporânea, usada na confecção das estruturas protéticas, conclui-se que o assentamento passivo absoluto não pode ser alcançado (SAHIN & CEHRELI<sup>22</sup>, 2001). Isto significa que os conceitos de passividade fornecem ideais teóricos necessários, mas a sua realização é impossível. O uso de procedimentos meticulosos e precisos ainda é recomendado para a obtenção do melhor assentamento possível das próteses implantadas-suportadas. O papel da desadaptação no sucesso ou fracasso da osseointegração está longe de ser respondido. Neste momento, mais conhecimento é necessário a respeito das complicações biológicas e mecânicas determinadas por próteses desadaptadas, submetidas a cargas estáticas e dinâmicas de diferentes níveis e duração.

## CONCLUSÃO

Concluiu-se que o uso de retificadores manuais de cilindros fundidos em ligas metálicas não nobres determinou redução significativa da

desadaptação marginal de componentes que empregaram liga metálica em Ni-Cr. Para os componentes fundidos em Co-Cr os retificadores não determinaram modificações significantes em todos os grupos testados.

## AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão de Bolsa de iniciação científica para o desenvolvimento desta pesquisa (Processo Fapesp nº 03/12597-0). O equipamento e material usado nesta pesquisa foram gentilmente fornecidos pela empresa “Conexão Sistemas de Prótese” e “Wilcos”. Esta pesquisa foi conduzida na Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. Dr. Ivan Balducci executou as análises estatísticas.

## REFERÊNCIAS

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Apr; 9(2):73-9.
2. Asgar K, Arfaei AH. Castability of crown and bridge alloys. *J Prosthet Dent.* 1985 Jul;54(1):60-3.
3. BEGO Online – Products: Alloys, Solders, wires. Disponível em: < <http://www.bego.com/html/e/p/list2.shtml> > Acesso em: 06 dez. 2004.
4. Bottino MA; Gonçalves AR; Silva Neto DR. **Materiais e técnicas de fundição em odontologia.** In: Atualização em prótese dentária: procedimento clínico e laboratorial. São Paulo: Ed. Santos, 2002: 27-54.
5. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995 Dec; 6(4):227-31.
6. Burquete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6):592-9.
7. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998 Aug;80(2):184-92.
8. Carr AB, Brantley WA. Titanium alloy cylinders in implant framework fabrication: a study of the cylinder-alloy interface. *J Prosthet Dent.* 1993 Apr;69(4):391-7.
9. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000 Mar-Apr; 15(2):239-46.
10. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003 Apr;89(4):346-51.
11. Hulterström M; Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: A 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 1994; 9(4): 449-454.
12. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Jul-Aug;12(4):527-40.
13. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.
14. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1998 Aug; 9(4):272-80.
15. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res.* 1995 Sep; 6(3):172-80.
16. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994 Mar-Apr;9(2):169-78.
17. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 May-Jun;14(3):369-78.
18. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004 May;31(5):477-82.
19. Moberg LE. Long-term corrosion studies in vitro of gold, cobalt-chromium, and nickel-chromium alloys in contact. *Acta Odontol Scand.* 1985 Aug;43(4):215-22.
20. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Mar-Apr;11(2):169-78.
21. Renouard F, Ranger B. Fatores de risco no tratamento com implantes. São Paulo: Quintessence Editora Ltda, 2001: 51-53.
22. Sahin S, Cehreli M. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10(2):85-92.
23. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont* 1997 Jan-Feb;10(1):19-27.
24. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843-8.

25. Vasconcellos DK. Controle da alteração dimensional térmica em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: estudo *in vitro*. [Mestrado]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2002. 64p.
26. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J Prosthet Dent**. 2000 Nov; 84(5): 548-53.
27. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000 Mar-Apr; 15(2):209-18.
28. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont**. 1999 Mar-Apr; 12(2):167-78.
29. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int**. 1990 Jul; 21(7):563-70.
30. Wu Y, Moser JB, Jameson LM, Malone WF. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. **J Prosthet Dent** 1991 Oct; 66(4):439-44.
31. Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. **J Prosthodont** 1999 Sep; 8(3):171-9.

Recebimento: 18/10/08

Aceito: 5/2/08

---

Endereço para correspondência:

Rua Jerônimo Coelho, 293 – Sala 902

Centro – Florianópolis – SC

Cep. 88010 030

e-mail diegokv@terra.com.br