

## Influência do ciclo de sinterização da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas de NiCrTi em função da biomecânica do preparo

Juliana Gomes dos Santos Paes de ALMEIDA<sup>a</sup>, Carlos Gramani GUEDES<sup>b</sup>,  
Renata Garcia FONSECA<sup>c</sup>, Filipe de Oliveira ABI-RACHED<sup>d</sup>

<sup>a</sup>Pós-graduanda em Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia, Faculdade de Ciências da Saúde, UnB – Universidade de Brasília, 70910-900 Brasília - DF, Brasil

<sup>b</sup>Departamento de Odontologia, Faculdade de Ciências da Saúde, UnB – Universidade de Brasília, 70910-900 Brasília - DF, Brasil

<sup>c</sup>Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil

<sup>d</sup>Pós-graduando em Reabilitação Oral, Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, 14801-903 Araraquara - SP, Brasil

Almeida JGSP, Guedes CG, Fonseca RG, Abi-Rached FO. Influence of porcelain firing cycles on marginal adaptation of NiCrTi copings depending on the preparation biomechanics. Rev Odontol UNESP. 2010; 39(4): 219-225.

### Resumo

A infraestrutura metálica pode sofrer alterações durante a cocção da porcelana que comprometem sua adaptação marginal. A liga de NiCrTi propõe minimizar esse efeito por meio do alto ponto de fusão do titânio presente em sua composição. Este estudo avaliou a influência da temperatura de cocção da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas de NiCrTi em diferentes formas de preparo. Foram confeccionados quarenta troquéis metálicos, com as seguintes combinações término cervical/expulsividade das paredes axiais: 1) ombro/6°; 2) ombro/20°; 3) plano inclinado/6°; 4) plano inclinado/20°. Sobre cada troquel, foi confeccionada uma infraestrutura para metalocerâmica. O conjunto troquel/infraestrutura foi estabilizado com elásticos ortodônticos, dividido em quatro faces equidistantes com três pontos de leitura cada e uma pressão de cimentação foi simulada. As leituras foram realizadas em estereomicroscópio (32×). Após a primeira leitura, as infraestruturas foram submetidas aos ciclos de aquecimento para sinterização da porcelana. Para a repetição das leituras, as mesmas condições descritas anteriormente foram realizadas. Os dados foram submetidos ao teste *t*-Student, ANOVA-1 fator e teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). As médias da fenda marginal ( $\mu\text{m}$ ) antes e após a cocção da porcelana nos diferentes preparos foram, respectivamente: 1) 111,92 e 127,31; 2) 124,15 e 135,48; 3) 122,19 e 138,77; 4) 166,09 e 186,72. A cocção da porcelana prejudicou a adaptação, independentemente da forma do preparo. O preparo em plano inclinado 20° promoveu uma pior adaptação quando comparado aos preparos em ombro 6° e 20°, que foram estatisticamente iguais entre si. O preparo em plano inclinado 6° foi estatisticamente igual às outras três formas de preparo.

**Palavras-chave:** Adaptação marginal; ligas metalocerâmicas; preparo dental.

### Abstract

A metal coping may undergo changes during porcelain firing, which compromises its marginal adaptation. The use of NiCrTi alloy proposes to minimize this effect through the high melting point of titanium present in its composition. This study evaluated the influence of porcelain firing cycle on the marginal adaptation of NiCrTi copings in different preparation designs. Forty standardized metal dies were fabricated with the following combinations finish line/convergence of the axial walls: 1) shoulder/6°; 2) shoulder/20°; 3) sloping shoulder/6°; 4) sloping shoulder/20°. On each die a metal ceramic restoration coping was made. The die/coping set was stabilized with orthodontic elastics, divided into four equidistant areas with three measurement points each and a cementation pressure was simulated. The measurements were taken under a stereomicroscope (32×). After the first measurement, the copings were submitted to sintering cycles simulating porcelain application. For repeated measurements, the same procedures described above were performed. Data were submitted to Student's-*t* test, 1-way ANOVA and Tukey's test ( $\alpha = 0.05$ ). Adaptation means ( $\mu\text{m}$ ) before and after porcelain firing in different preparations were: 1) 111.92 and 127.31; 2) 124.15 and 135.48; 3) 122.19 and 138.77; 4) 166.09 and 186.72; respectively. The porcelain

firing impaired adaptation, regardless of the preparation design. The preparation in a 20° sloping shoulder provided a worse adaptation when compared with preparations that had 6° and 20° shoulder, which were statistically equal. The 6° sloping shoulder was statistically equal to the other three preparation designs.

**Keywords:** Marginal adaptation; metal ceramic alloys; tooth preparation.

## INTRODUÇÃO

Mesmo com o desenvolvimento contínuo da Odontologia Estética e a frequente utilização dos sistemas cerâmicos livres de metal, a prótese fixa metalocerâmica ainda é uma das principais opções nas reabilitações orais<sup>1</sup>.

Devido ao alto custo dos metais nobres, ampliou-se o uso das ligas não nobres na prática odontológica. Além disso, é notável o avanço tecnológico que essas ligas vêm apresentando<sup>1,2</sup>. As ligas de NiCr, por exemplo, vêm sofrendo alterações em sua composição com o intuito de aprimorar características indesejáveis. Dentre estas, podem ser citadas: o potencial tóxico devido à presença do berílio, a dificuldade de acabamento e a formação descontrolada da camada de óxidos<sup>3</sup>.

Os procedimentos laboratoriais podem gerar efeitos indesejáveis sobre a infraestrutura metálica, como as alterações físicas que comprometem principalmente a adaptação marginal e, conseqüentemente, o sucesso das restaurações metalocerâmicas. Essas alterações geralmente são observadas durante as fases de oxidação da liga e cocção da porcelana<sup>4-7</sup>, durante as quais a infraestrutura metálica é submetida a elevadas temperaturas.

A adaptação marginal das restaurações indiretas é um dos critérios mais importantes usados na avaliação clínica qualitativa dos trabalhos protéticos. A presença de fendas marginais expõe o agente de cimentação ao meio bucal, sendo que, quanto maior o desajuste da margem da restauração, maiores serão os efeitos deletérios no cimento. A resultante microinfiltração permitirá a retenção de placa bacteriana e, em conseqüência, aumento da irritação dos tecidos periodontais e pulpares, comprometendo a longevidade da prótese e do dente suporte<sup>8</sup>. A atuação de fatores na adaptação marginal tem sido extensamente estudada na Odontologia<sup>7,9-13</sup>, sempre com o objetivo de minimizar a fenda marginal por meio de novas técnicas e aprimoramento dos materiais.

A composição da liga pode exercer influência direta nos efeitos dos procedimentos laboratoriais sobre a infraestrutura metálica<sup>14</sup>. Assim, a inclusão do titânio visa minimizar esses efeitos, aumentando o intervalo de fusão da liga<sup>2,15</sup>.

Além das diferentes opções de composição da liga, várias são as formas de preparo propostas na literatura, as quais poderão também influenciar a adaptação marginal das restaurações indiretas. Por esse motivo, a técnica de preparo é um fator de extrema importância na confecção das próteses fixas, independentemente do material empregado, e deve satisfazer princípios biomecânicos, além de ser compatível com a saúde dos tecidos bucais<sup>11</sup>. Dentre as técnicas de preparo, a que visa uma expulsividade de 6° é preconizada por alguns autores<sup>9,16</sup>, com a justificativa de melhora na retenção da restauração. No entanto, estudos de preparos com diferentes expulsividades

mostraram menores valores de adaptação nos preparos com mais de 10°<sup>9,12</sup>. Assim como a expulsividade das paredes axiais, o término cervical também é uma área crítica relacionada ao sucesso da restauração, na medida em que influencia sua adaptação marginal<sup>10,11</sup>. Ainda não existe um consenso acerca da melhor forma para o término cervical<sup>11,17</sup>. Muitos autores consideram o término horizontal ou em borda topo a topo – do qual fazem parte as linhas de terminação em ombro 90° e chanfro largo – como a melhor opção, por apresentarem valores aceitáveis de discrepância marginal<sup>13</sup>. Por outro lado, os termos verticais ou em bordas deslizantes – como lâmina de faca, plano inclinado em 135°, chanfro e preparos biselados – também são frequentemente indicados<sup>10,11,16,17</sup>, pois, apesar de apresentarem um maior intervalo de valores para a discrepância marginal, são considerados clinicamente aceitáveis<sup>18</sup>. Além disso, vantagens são atribuídas aos termos verticais, como: maior retenção da coroa<sup>19</sup>; proteção do esmalte das margens<sup>19</sup>; melhor escoamento do agente cimentante<sup>10,19</sup>; redução da espessura da cinta metálica<sup>16</sup>, e menor dano ao epitélio juncional<sup>16,20</sup>.

A partir dessas informações, este estudo se propõe a avaliar o efeito da cocção da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas metálicas de NiCrTi em função de diferentes termos cervicais e expulsividades dos preparos dentários.

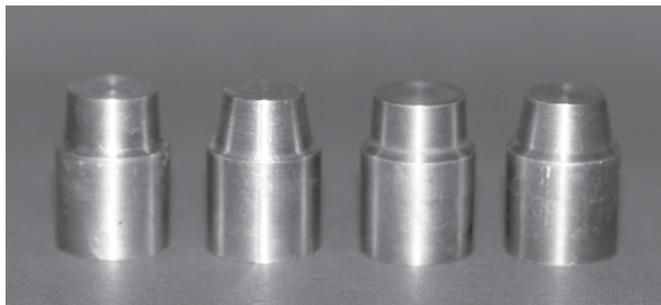
As hipóteses deste estudo foram: 1) a temperatura de cocção da porcelana não influenciaria a adaptação marginal das infraestruturas de NiCrTi nas diferentes formas de preparo; 2) as diferentes formas de preparo não exerceriam influência na adaptação marginal das infraestruturas de NiCrTi após a cocção da porcelana.

## MATERIAL E MÉTODO

Para este estudo, foram confeccionados quarenta troquéis metálicos esquemáticos com dimensões semelhantes à de um molar (6,0 mm de altura e 12,0 mm de diâmetro), representando diferentes formas de preparos dentais de acordo com as seguintes variações de término cervical e angulação das paredes axiais: 1) ombro com ângulo interno arredondado/6°; 2) ombro com ângulo interno arredondado/20°; 3) plano inclinado 135°/6°; 4) plano inclinado 135°/20° (Figura 1).

### 1. Obtenção dos Troquéis Esquemáticos

Os troquéis esquemáticos foram confeccionados em liga de NiCrTi Dan Ceramalloj (Nihon Shika Kinzuku Co., Osaka, Japão), a qual apresenta em sua composição: Ni (56%), Cr (20%), Co (12%), Mo (5%), Ti (2%) e outros metais (5%). Os padrões em cera foram obtidos a partir de quatro matrizes metálicas



**Figura 1.** Troquéis metálicos esquemáticos.

bipartidas, que apresentavam em seu interior o molde negativo de cada uma das formas de preparo avaliadas neste estudo.

Para isso, a cera Excelsior (S.S.White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) foi fundida no aparelho Dippy Pro (Yeti Dental, Engen, Alemanha) a uma temperatura de 83 °C e, com o auxílio de dois conta-gotas, depositada no interior do molde isolado com vaselina sólida (Emfal, Betim, MG, Brasil) até total preenchimento. O conjunto foi deixado em bancada por um período de 5 minutos até atingir a temperatura ambiente. Em seguida, a matriz foi aberta, o padrão de cera removido e posicionado em um anel de silicone para fundição. Em cada anel, um único padrão foi posicionado por meio de sprue de cera.

Após a aplicação do agente umectante (Kota, São Paulo, SP, Brasil), 90,0 g do pó e 22,5 mL do líquido do revestimento fosfatado Heat Shock (Polidental, Cotia, SP, Brasil) foram espatulados mecanicamente a vácuo e a mistura foi vertida no anel. Vinte minutos após o vazamento, o conjunto foi removido do anel e a superfície do revestimento foi recortada para facilitar a eliminação dos gases durante o processo de fundição. Este conjunto, juntamente com o cadinho empregado na fundição, foi levado ao forno EDGCON 3P (EDG, São Carlos, SP, Brasil), que já se encontrava aquecido à temperatura de 850 °C, para eliminação da cera. Ambos permaneceram em seu interior pelo tempo necessário para que a temperatura atingisse 1250 °C e se mantivesse neste patamar por 10 minutos.

Após este período, o cadinho foi removido do forno, posicionado na centrífuga e, no seu interior, foram colocados 20 g de liga, a qual foi fundida com maçarico de gás-oxigênio. O molde de revestimento foi retirado do forno, posicionado na centrífuga e a liga fundida foi injetada no seu interior. Após o resfriamento do conjunto à temperatura ambiente, as peças foram desincludas, os condutos eliminados com disco de carborundum e os troquéis metálicos foram limpos, polidos com borracha abrasiva verde (Dedeco International Inc, Long Eddy, Nova Iorque, Estados Unidos) e, posteriormente, jateados com partículas de óxido de alumínio de 50 µm (Bio-Art, São Carlos, SP, Brasil), com pressão de 2,8 bar e distância padronizada de 10,0 mm entre a ponta do aparelho e a superfície metálica.

## 2. Obtenção da Infraestrutura Metálica

As infraestruturas metálicas em liga de NiCrTi Dan Ceramallooy foram confeccionadas especificamente para cada um dos troquéis. O enceramento foi realizado com o auxílio de uma matriz metálica com encaixe perfeito à base dos troquéis obtidos, assim padronizando as infraestruturas, com espessura de 0,8 mm.

Para tal processo, a cera fundida foi vertida, completando todo o interior do anel isolado, e o conjunto foi deixado em bancada durante 5 minutos até atingir a temperatura ambiente. O padrão foi destacado e sua adaptação ao troquel esquemático foi avaliada com sonda exploradora nº 47 (Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), sendo realizados pequenos ajustes, quando necessários. Nos espécimes em que a extremidade do instrumento prendia-se na interface infraestrutura/troquel durante movimentos realizados verticalmente, no sentido cérvico-oclusal, a mesma foi descartada e seu enceramento repetido.

Em seguida, as infraestruturas foram incluídas e fundidas de forma semelhante à descrita anteriormente, utilizando-se 15 g de liga. Após a desinclusão e o corte do conduto de alimentação, estas foram polidas externamente com borracha abrasiva e o seu interior foi jateado com partículas de óxido de alumínio de 50 µm sob pressão controlada e a uma distância padronizada, já citadas anteriormente.

As infraestruturas metálicas foram submetidas aos ciclos de aquecimento do opaco, dentina e glaze preconizados pelo fabricante (Tabela 1), simulando a cocção da porcelana feldspática Noritake EX3 (Noritake, Nagoya, Japão) que, em situação clínica real, seria aplicada sobre as mesmas. Essa etapa foi realizada em forno específico para cerâmica (Alumini Press, EDG, São Carlos, SP, Brasil).

## 3. Avaliação da Adaptação Marginal

Para a avaliação da adaptação marginal, as infraestruturas foram posicionadas sobre o respectivo troquel e dois elásticos ortodônticos de força média, com 7,94 mm de diâmetro (Morelli, Sorocaba, SP, Brasil) foram utilizados para estabilizar o conjunto em posição. Este foi dividido em quatro faces equidistantes, com três marcações (pontos de leitura) cada. Essas marcações foram realizadas sobre a infraestrutura e sobre o troquel com broca diamantada 3113F (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) e reforçada com caneta colorida, assegurando que as leituras (L0 e L1) fossem realizadas sempre nos mesmos pontos. Após as marcações, com o auxílio de um dispositivo, o conjunto foi mantido sob uma massa de 5,0 kg durante 10 minutos para a realização das leituras antes da cocção da porcelana (L0), simulando, assim, uma pressão de cimentação. Esses mesmos procedimentos foram realizados para que as leituras após a cocção da porcelana (L1) fossem realizadas, mantendo a padronização.

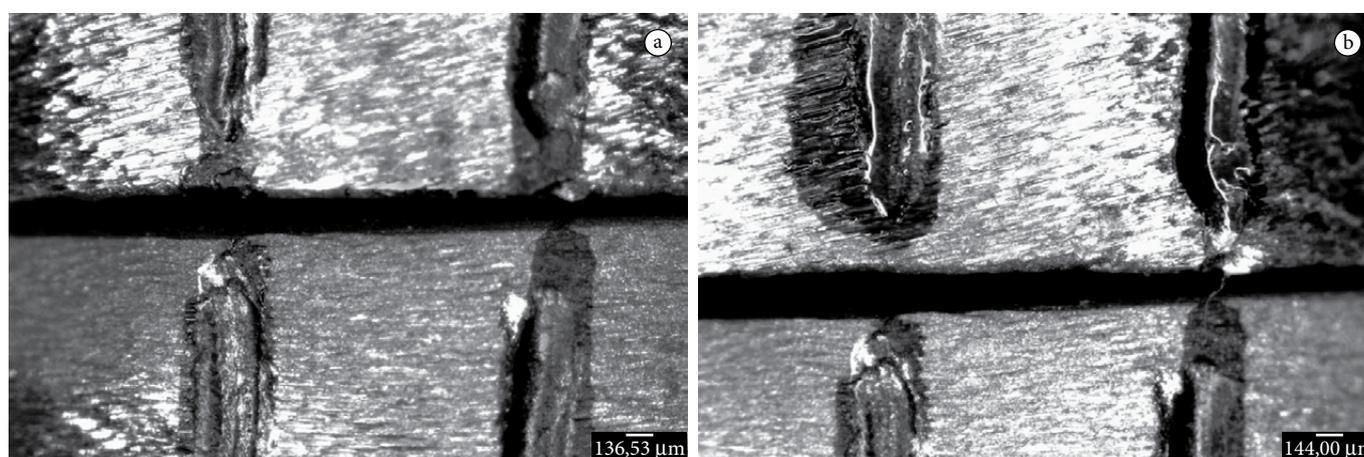
As leituras da fenda marginal foram realizadas de maneira cega por um único operador calibrado, em estereomicroscópio (M80; Leica Microsystems Ltda, Heerbrugg, Suíça), utilizando um aumento de 32 vezes. Em cada uma das faces, foram feitas três leituras, totalizando 12 leituras para cada corpo de prova. As imagens foram capturadas e mensuradas com o auxílio do programa Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltda). Fotos representativas das leituras L0 e L1 estão ilustradas na Figura 2.

## 4. Análise Estatística

Para se avaliar a influência da temperatura de cocção da porcelana na adaptação marginal das infraestruturas em cada forma de preparo (ombro 6°/ombro 20°/plano inclinado 6°/plano

**Tabela 1.** Ciclos de aquecimento para a cocção da porcelana

	Opaco	Dentina	Glaze
Tempo de secagem	8 minutos	8 minutos	5 minutos
Temperatura inicial	400 °C	600 °C	650 °C
Início do vácuo	400 °C	600 °C	Sem vácuo
Taxa de elevação	65 °C/min	45 °C/min	130 °C/min
Vácuo	Total	Total	Sem vácuo
Saída do vácuo	980 °C	920 °C	-
Tempo de manutenção no forno	Manter 1 minuto sem vácuo	Não manter tempo	Não manter tempo
Tempo final	980 °C	930 °C	890 °C
Resfriamento (saída)	1 minuto	1 minuto	1 minuto

**Figura 2.** a) Leitura antes da cocção da porcelana (L0). b) Leitura após a cocção da porcelana (L1).

inclinado 20°), foram realizados testes *t*-Student. Para a análise comparativa entre as quatro formas de preparo após a temperatura de cocção da porcelana, foi empregada análise de variância (ANOVA) 1 fator e teste de Tukey. O nível de significância foi estabelecido em 5%.

## RESULTADO

Os testes *t*-Student realizados individualmente para cada forma de preparo com a finalidade de verificar a influência da temperatura de cocção da porcelana indicaram ter havido diferença significativa entre os momentos antes e após a cocção em todas as formas de preparo: ombro 6° ( $t = -15,8105$  e  $p < 0,001$ ); ombro 20° ( $t = -7,5784$  e  $p < 0,001$ ); plano inclinado 6° ( $t = -10,2537$  e  $p < 0,001$ ); plano inclinado 20° ( $t = -8,7715$  e  $p < 0,001$ ).

Na Tabela 2, apresentam-se as médias, os desvios-padrão (DV) e os grupamentos estatísticos de fenda marginal das infraestruturas de NiCrTi em função das diferentes formas de preparo: dois términos (ombro e plano inclinado) e duas expulsividades (6° e 20°).

A ANOVA 1 fator e o teste de Tukey indicaram fenda marginal significativamente maior no preparo plano inclinado 20° e menor nos preparos em ombro 6° e 20°, cujos valores de fenda

marginal foram estatisticamente iguais entre si. O preparo plano inclinado 6° apresentou igualdade estatística em relação às outras três formas de preparo.

## DISCUSSÃO

Neste estudo, a simulação do ciclo de cocção de opaco, dentina e glaze alterou a adaptação marginal das infraestruturas metálicas em todas as formas de preparo, comportamento também observado por outros autores<sup>4,6,13,14,21-25</sup>. A literatura aponta que as alterações mais significativas das infraestruturas metálicas ocorrem durante o primeiro ciclo de cocção para aplicação do opaco, o qual atinge temperaturas mais elevadas; as alterações mostram-se menos expressivas nos ciclos de aquecimento para aplicação das camadas sequenciais de porcelana (dentina e esmalte) e do glaze<sup>4-7</sup>.

A liga deve ser considerada na avaliação da distorção da infraestrutura metálica, visto que sua composição está diretamente relacionada com seu intervalo de fusão<sup>26</sup>, que quando se encontra em patamares elevados de temperatura pode possibilitar um menor grau de alteração da liga quando submetida à cocção da porcelana. Assim, o aumento da quantidade do molibdênio e a inclusão do titânio nas ligas de NiCr é uma das manobras utilizadas

**Tabela 2.** Médias, desvios-padrão (DP) e grupamentos estatísticos de fenda marginal ( $\mu\text{m}$ ) das infraestruturas de NiCrTi nas diferentes formas de preparo antes e após a temperatura de cocção da porcelana

	Ombro				Plano Inclinado			
	6°		20°		6°		20°	
	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após	Antes	Após
Média	112 a	127 Ab	124 a	136 Ab	122 a	139 ABb	166 a	187 Bb
DP	35	36	26	27	49	48	52	49

Letras minúsculas diferentes indicam diferença significativa entre antes e após a cocção dentro de cada forma de preparo ( $p < 0,05$ ); letras maiúsculas diferentes indicam diferença significativa entre as formas de preparo após a cocção ( $p < 0,05$ ).

pelos fabricantes com o intuito de minimizar suas alterações dimensionais em altas temperaturas<sup>15</sup>. Neste estudo, apesar de as infraestruturas metálicas contemplarem essas melhorias relacionadas à formulação da liga, sua adaptação marginal aos respectivos troquéis, ainda assim, foi prejudicada. Fonseca et al.<sup>27</sup> observaram o mesmo comportamento quando avaliaram a adaptação marginal de infraestruturas em titânio puro e liga de titânio após os ciclos de cocção da porcelana. Possivelmente, a composição da liga – embora seja um fator relevante na sua estabilização, quando submetida a altas temperaturas – não é o único ponto a ser considerado. Outras variáveis relacionadas à forma do preparo dental também devem ser analisadas<sup>20,28</sup>.

É importante ressaltar que, neste estudo, diferentes espessuras do metal foram avaliadas nos terminos cervicais em ombro e plano inclinado 135°. Esse fator pode influenciar o grau de alteração morfológica que a cocção promove sobre a infraestrutura metálica<sup>22,25,29,30</sup>. De acordo com a literatura, preparos que apresentam margens com espessura acima de 0,5 mm distorcem menos que preparos mais delgados ou biselados, os quais podem resultar em margens de até 0,1 mm de espessura<sup>22,29</sup>; estas margens são mais sensíveis à deformação durante a fase laboratorial ou quando expostas a altas temperaturas<sup>22</sup>.

Os ângulos internos do preparo dentário também alteram a adaptação marginal da restauração<sup>17</sup>. Neste estudo, objetivou-se comparar duas diferentes angulações de término cervical: arredondada (ombro) e viva (plano inclinado). Hobo, Shillingburg<sup>31</sup> observaram que os preparos com ângulos internos arredondados promovem melhor adaptação marginal que aqueles com ângulos internos vivos. Esse fato também foi observado neste estudo, uma vez que, após a cocção da porcelana, os preparos com término cervical em ombro apresentaram resultados favoráveis, independentemente das expulsividades estudadas (6° e 20°). Shillingburg et al.<sup>30</sup> e Faucher, Nicholls<sup>32</sup> verificaram melhor adaptação para o preparo com término cervical em ombro com ângulo interno arredondado quando este foi comparado ao chanfro, que, apesar de também possuir ângulos arredondados, apresenta espessura delgada na área de término cervical. Em outro estudo<sup>4</sup>, o término em ombro arredondado também apresentou melhor adaptação marginal após a cocção da porcelana em relação ao ombro com ângulo interno reto.

O preparo com término cervical em plano inclinado 135° apresentou resultados compatíveis com o término em ombro (6° e 20°) somente para a expulsividade de 6°, tendo a de 20°

apresentado a pior adaptação marginal. Mesmo esta combinação (plano inclinado 135°/expulsividade de 6°) sendo uma biomecânica de preparo mais retentiva e com ângulos internos vivos, ela requer um menor volume de cera para se atingir o correto perfil de emergência da restauração, em relação à de 20°; isso, possivelmente, reduz as chances de distorção da infraestrutura durante o processo laboratorial de fundição da liga. O preparo com expulsividade de 20° e término cervical em plano inclinado 135°, apesar de ter apresentado valores de adaptação marginal estatisticamente iguais ao preparo com o mesmo término cervical e expulsividade de 6°, mostrou-se inferior aos preparos com término cervical em ombro. Isso pode ter ocorrido devido ao fato de esta biomecânica de preparo associar fatores desfavoráveis para a confecção da infraestrutura metálica, como o maior volume de cera, os ângulos internos vivos e a borda cervical fina.

Entretanto, o efeito isolado desses fatores parece não ser significativo. Isso pode justificar a igualdade estatística para o término em ombro nas expulsividades de 6° e 20°, que, apesar de apresentarem diferentes volumes de cera, não demonstraram diferença em relação à adaptação marginal.

A alteração nas infraestruturas metálicas após a cocção da porcelana não promoveu fendas marginais maiores que 20,63  $\mu\text{m}$ , valores que estão de acordo com outros estudos<sup>25,29,33</sup>. Para Christensen<sup>34</sup>, um aumento na margem de até 39  $\mu\text{m}$  é clinicamente aceitável, exceto para próteses parciais fixas múltiplas, em que esta discrepância seria potencializada pela união das infraestruturas dos dentes pilares. Portanto, a liga empregada no presente estudo encontra-se dentro dos padrões de variação de outras ligas utilizadas para a mesma finalidade.

Além dos resultados apresentados nesta pesquisa, outras avaliações – considerando diferentes biomecânicas de preparo associadas a novas ligas de NiCr comercialmente disponíveis – são necessárias antes da utilização destes dados na prática clínica.

## CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- a temperatura de cocção da porcelana alterou a adaptação marginal das infraestruturas de NiCrTi em todos os grupos experimentais;
- após a cocção da porcelana, a biomecânica do preparo pode influenciar a adaptação marginal das infraestruturas de NiCrTi nos respectivos troquéis.

## REFERÊNCIAS

1. Prado RA, Parenzi H, Fernandes Neto AJ, Neves FD, Silva MR, Mendonça G. Shear bond strength of dental porcelains to nickel-chromium alloys. *Braz Dent J.* 2005; 16: 202-6.
2. Fernandes Neto AJ, Parenzi H, Neves FD, Prado RA, Mendonça G. Bond strength of three dental porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys. *Braz Dent J.* 2006; 17: 24-8.
3. Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JMDA, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 299-304.
4. Komine F, Shiratsuchi H, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of porcelain-firing procedures on the marginal distortion of electroformed metal-ceramic restorations. *Quintessence Int.* 2007; 38: E583-8.
5. Johnson T, van Noort R, Stokes CW. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater.* 2006; 22: 330-7.
6. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 49-54.
7. Wanserski DJ, Sobczak KP, Monaco JG, McGivney GP. An analysis of margin adaptation of all-porcelain facial margin ceramometal crowns. *J Prosthet Dent.* 1986; 56: 289-92.
8. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent.* 1991; 65: 357-64.
9. Chan DCN, Wilson Jr AH, Barbe P, Cronin Jr RJ, Chung C, Chung K. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1007-13.
10. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent.* 1981; 45: 138-45.
11. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent.* 1990; 64: 636-42.
12. Matuda FS, Figueiredo AR, Castro Filho AA, Macedo NL. Influência da expulsividade das paredes axiais na adaptação de coroas totais metálicas ante diferentes terminos cervicais. *Rev Odontol UNESP.* 2000; 29: 195-204.
13. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation on electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 237-42.
14. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent.* 1981; 45: 502-6.
15. Huang HH. Effect of chemical composition on the corrosion behavior of Ni-Cr-Mo dental casting alloys. *J Biomed Mater Res.* 2002; 60: 458-65.
16. Inoue RT, Zanetti AL, Feltrin PP, Farias FAR. Nova técnica de referência para preparos dentais denominada Inoue & Zanetti. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2001; 55: 431-6.
17. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 363-76.
18. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an *in vivo* technique. *Br Dent J.* 1971; 131: 107-11.
19. Rosner D. Function, placement, and reproduction of bevels for gold castings. *J Prosthet Dent.* 1963; 13: 1160-6.
20. Sozio RB. The marginal aspect of the ceramo-metal restoration: the collarless ceramo-metal restoration. *Dent Clin North Am.* 1977; 21: 787-801.
21. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 476-81.
22. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part I – metal collar width. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 603-8.
23. Chew CL, Norman RD, Stewart GP. Mechanical properties of metal-ceramic alloys at high temperature. *Dent Mater.* 1990; 6: 223-7.
24. Anusavice KJ, Gray AE. Influence of framework design, contraction mismatch, and thermal history on porcelain checking in fixed partial dentures. *Dent Mater.* 1989; 5: 58-63.
25. Anusavice KJ, Carroll JE. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1987; 66: 1341-5.
26. Singla A, Shetty P, Joseph M, Kotian R. Comparative evaluation of the effect of simulated porcelain firing cycle on the mechanical properties and microstructure of base metal ceramic alloys. *Indian J Dent Res.* 1999; 10: 122-9.
27. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 2003; 19: 686-91.
28. Warpeha WS, Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1976; 35: 291-8.
29. DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1984; 63: 1327-31.
30. Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1973; 29: 276-84.
31. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *J Prosthet Dent.* 1973; 30: 28-36.

32. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1980; 43: 149-55.
33. Richter-Snapp K, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1988; 60: 435-9.
34. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966; 16: 297-305.

### AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

---

Juliana Gomes dos Santos Paes de Almeida  
Pós-graduanda em Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia, Faculdade de Ciências da Saúde,  
UnB – Universidade de Brasília, 70910-900 Brasília - DF, Brasil  
e-mail: julianagsantos@gmail.com

Recebido: 01/06/2010

Aceito: 25/08/2010