UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

NATÉRCIA CARREIRA SORIANI

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL
DE *COPINGS* METÁLICOS FUNDIDOS EM
LIGAS DE NÍQUEL-CROMO, NÍQUEL-
CROMO-BERÍLIO E EM TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO EM FUNÇÃO DA
APLICAÇÃO DE ESPAÇADORES**

Ribeirão Preto

2007

NATÉRCIA CARREIRA SORIANI

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE *COPINGS*
METÁLICOS FUNDIDOS EM LIGAS DE NÍQUEL-CROMO,
NÍQUEL-CROMO-BERÍLIO E EM TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO EM FUNÇÃO DA APLICAÇÃO DE
ESPAÇADORES**

*Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo para a obtenção
do título de Mestre em Reabilitação Oral,
Área de concentração Reabilitação Oral, do
departamento de Materiais Dentários e
Prótese.
Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon*

Ribeirão Preto

2007

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE A FONTE SEJA CITADA.

Soriani, Natércia Carreira

Avaliação da adaptação marginal de *copings* metálicos fundidos em ligas de Níquel-Cromo, Níquel-Cromo-Berílio e em Titânio comercialmente puro em função da aplicação de espaçadores. Ribeirão Preto, 2007.

83 p. : Il.; 28 cm

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Reabilitação Oral.

1. Ligas alternativas.
2. Titânio comercialmente puro.
3. Espaçadores.
4. Adaptação marginal

FOLHA DE APROVAÇÃO

Natércia Carreira Soriani

Avaliação da adaptação marginal de *copings* metálicos fundidos em ligas de Níquel-Cromo, Níquel-Cromo-Berílio e em Titânio comercialmente puro em função da aplicação de espaçadores.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Reabilitação Oral.

Aprovada em:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus Pais Carmen e Benedito

Aos principais homenageados neste dia, por me terem concebido, dado amor e compreensão; por me terem proporcionado o estudo e formação; por terem me ajudado à trilhar caminhos tão tortuosos, com a certeza de encontrar o futuro certo; por terem compartilhado os momentos felizes. Por tudo, nem cabe obrigado, porque é quase que agradecer a nós mesmos. Vocês estão em mim, que hoje atinjo uma grande vitória: A nossa vitória!

Ao meu Irmão Ricardo

Agora uma etapa de minha vida se conclui, na qual você fez incansáveis concessões e me proporcionou mais que compreensão, o amor incondicional.

Dedico este trabalho

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, pela competente orientação, pela receptividade e amor com que me guiou, porque é mestre por vocação. Tenho nele a inspiração acadêmica, o tutor que precisava e o orgulho da carreira escolhida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza, pela incansável força para prosseguir e pela demonstração de afeto e sabedoria.

Ao Técnico de Laboratório José de Godoi Filho, pela paciência e solicitude com que me ajudou a executar a parte experimental desta dissertação e, além de tudo, pelo pai que encontrei fora da minha casa.

AGRADECIMENTOS

Aos meus primos Cristina Aparecida da Silva Miranda e Izidoro Miranda pela confiança que depositaram em mim após a conclusão do curso de Odontologia e pelo apoio emocional que despenderam durante o Mestrado.

Aos meus tios André Luiz Soriani e Rosilene Araújo Soriani, pela força e estímulo que empreenderam para que eu completasse essa nova etapa, além das tardes que foram gastas durante a correção da redação desta Dissertação.

À minha família, em especial meus padrinhos Sônia Solimani Carreira e José Luiz Carreira, pelo apoio e compreensão.

Aos meus amigos do Mestrado mais que fiéis, Abílio Ricciardi Coppedê, Marco Antônio Amorin Vasco e Sérgio Jorge Jayme, pela compreensão e disponibilidade para me ajudar em tudo que precisei.

Ao meu amigo Carlos Eduardo Gotardo e sua família por terem me acolhido e estado presentes, me proporcionando mais que apoio, a amizade incontestável.

Ao Sr. Carmo, técnico de laboratório do Departamento de Pediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pelas caronas que me proporcionou durante o Mestrado.

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela acolhida em mais esta etapa da minha formação acadêmica, na pessoa da Profa. Dra. Marisa Semprini.

A Comissão de Pós-Graduação Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, representada pela Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva.

A coordenadoria do Curso de Pós-Graduação e Chefia do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP,

na pessoa do Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, por possibilitar o uso da estrutura física do Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

À Profa. Dra. Claudia Helena Lovato da Silva do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pelo acompanhamento deste trabalho por meio de relatórios semestrais analisados e pareceres emitidos.

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, Marcelo, Paulo Sérgio, Lício, Eduardo, Fernando, Serginho e Paulo, pelo auxílio e apoio no decorrer do desenvolvimento deste trabalho.

Aos Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela parceria no decorrer das disciplinas cursadas.

Aos colegas de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela amizade e apoio.

A Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto, da Seção de pós-graduação, pela atenção e presteza.

A Regiane de Cássia Damasceno e Ana Paula Xavier, Secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela atenção e presteza.

À Ana Paula Macedo, Especialista em Laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP – USP pela solicitude.

Ao Prof. Dr. Geraldo Maia Campos (in memorian), pelos valiosos ensinamentos de Estatística.

A Marisa de Castro Pereira, Assistente Técnica de Direção e responsável pelo posto FAPESP de Ribeirão Preto, pelas informações dispensadas no decorrer do mestrado.

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo apoio financeiro e profissionalismo desempenhado pelos seus assessores (Processo 05/53469-0).

Muito Obrigado

"Vem por aqui" - dizem-me alguns com os olhos doces

Estendendo-me os braços, e seguros

De que seria bom que eu os ouvisse

Quando me dizem: "vem por aqui!"

Eu olho-os com olhos lassos,

(Há, nos olhos meus, ironias e cansaços)

E cruzo os braços,

E nunca vou por ali...

Não, não vou por aí! Só vou por onde

Me levam meus próprios passos...

José Régio

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISTA DA LITERATURA.....	5
2.1. As ligas alternativas.....	6
2.2. Os espaçadores.....	10
2.3. Adaptação de <i>copings</i> de ligas de metais básicos e de Ti-cp	14
3. PROPOSIÇÃO.....	37
4. MATERIAIS E MÉTODO.....	39
4.1. Moldagem e obtenção dos troquéis.....	40
4.2. Preparo dos troquéis.....	44
4.3. Enceramento.....	46
4.4. Inclusão.....	48
4.5. Fundição.....	49
4.6. Medida dos Desajustes.....	51
5. RESULTADOS.....	54
6. DISCUSSÃO.....	59
7. CONCLUSÃO.....	68
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
9. APÊNCICE.....	83

RESUMO

RESUMO

Soriani, N. C. **Avaliação da adaptação marginal de *copings* metálicos fundidos em ligas de Níquel-Cromo, Níquel-Cromo-Berílio e em Titânio comercialmente puro em função da aplicação de espaçadores.** 2007. 83 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

O objetivo do trabalho foi avaliar o efeito do uso de espaçadores na adaptação marginal de *copings* confeccionados em ligas de Ni-Cr (Verabond II) (VB II) e Ni-Cr-Be (Verabond) (VB) e Titânio cp (Tritan) (Ti-cp) fundidos pela técnica de cera perdida. A partir de uma matriz metálica, foram obtidos 135 troquéis de gesso resinado tipo IV para confecção dos padrões de cera nas seguintes condições: sem a presença de espaçador (G0), com uma camada de espaçador (G1) e com duas camadas de espaçador (G2), com quinze repetições para cada grupo. Foi realizado o enceramento de cada troquel e os padrões de cera foram incluídos em revestimento adequado para cada material. Em cada anel de fundição foram incluídos 3 padrões de cera, sendo cada um correspondente a cada condição. Cada *coping*, adaptado à matriz metálica por meio de um dispositivo padronizador da pressão de assentamento, foi levado ao Microscópio Óptico para aferição das medidas da desadaptação marginal. Os dados obtidos (μm) foram submetidos à análise estatística (ANOVA) e teste de Tukey ($p < 0.05$). Para a condição material, a liga VB (118,73) não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação à liga VB II (93,40), sendo que estas apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação ao Ti-cp (168,35). Em relação ao fator espaçador, houve diferença estatisticamente significativa entre as três condições (G0=177,31; G1=121,51 e G2=81,66). Com base nos dados obtidos pelo presente

estudo, pode-se afirmar que a presença de duas camadas de espaçador propicia menor desadaptação marginal.

Palavras Chave: 1. Ligas alternativas. 2. Titânio comercialmente puro. 3. Espaçadores. 4. Adaptação marginal.

ABSTRACT

ABSTRACT

Soriani, N. C. **Evaluation of the use of die spacer over the marginal fit of casting copings of Ni-Cr, Ni-Cr-Be and commercially pure Titanium.** 2007. 83 f. Dissertation (Máster) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

The purpose of the study was to evaluate the effect of using die spacers on the marginal fit of Ni Cr (Verabond II) (VB II) and Ni-Cr-Be (Verabond) (VB) alloys and commercially pure Titanium (Tritan) (Ti-cp) casting copings by the lost wax technique. Using a metal master die, 135 Resin Added Extra Hard Type IV Stone were obtained for the fabrication of wax patterns in the following conditions: without die spacer (G0), with one die spacer layer (G1); and with two die spacer layers (G2), with fifteen repetitions for each group. Each stone die was waxed and the wax patterns were invested as recommended by the manufacturer. Three wax patterns were embedded in each casting ring, each corresponding to a condition. Each coping, seated to the metal matrix by a Seating Pressure Standardizing Device (SPSD), was taken to the Optic Microscope for the measurement of marginal discrepancy. The obtained data (μm) were submitted to statistical analysis (ANOVA) and Tukey test ($p < 0.05$). There was not statistically significant difference among the materials VB II (93,40) and VB (118,73), and there was statistically significant different to Ti-cp (168,35) . In terms of the die spacer, there was a statistically significant difference among the three conditions (G0=177,31; G1=121,51 e G2=81,66). It was concluded that with two die spacer layers there is less marginal discrepancy.

Key words: die spacer, marginal adaptation, cast crown, titanium, Ni-Cr alloys.

1 INTRODUÇÃO

As restaurações metálicas fundidas, utilizadas desde o final do século passado, ocupam um importante papel na Odontologia Restauradora. Alguns processos empregados nos primeiros trabalhos de fundição, evidentemente, evoluíram e, com isso, garantiram produtos finais de melhor qualidade. Após a Segunda Guerra Mundial, houve uma grande valorização do ouro devido a sua escassez e ainda hoje, com o agravamento dos problemas econômicos mundiais, o ouro tornou-se, para muitos, inacessível, dificultando a execução de trabalhos odontológicos com esse metal.

Dessa maneira, abriu-se espaço para o surgimento das ligas não nobres, como alternativa às ligas áuricas nos trabalhos odontológicos restauradores. Por possuírem propriedades mecânicas semelhantes às ligas de ouro e por sua ampla aplicação, as ligas à base de níquel e cobalto começaram, desde a década de 1940, a despertar o interesse da comunidade científica. Mais recentemente, a busca crescente por materiais que apresentem melhor desempenho mecânico aliado a segurança biológica, despertou a atenção dos pesquisadores pelo estudo do titânio.

As ligas básicas suscitam dúvidas entre os profissionais, decorrentes de sua composição, pois não oferecem a segurança necessária para uso clínico, devido à presença de metais como o níquel e o berílio. Neste contexto, a biossegurança assume papel predominante na escolha do material restaurador, voltando à atenção dos profissionais novamente para as ligas de metais nobres e para o titânio, que associa à biossegurança, custo não tão elevado. Evidentemente o titânio passou a ser considerado como opção para a prótese dentária a partir do domínio de sua manipulação por cera perdida.

Inúmeros fatores podem comprometer a vida útil de uma restauração metalocerâmica, dentre os quais se destaca a desadaptação ou desajuste marginal. A fim de tentar minimizar o valor desta desadaptação, foram aprimoradas as composições das

ligas de metais básicos, tal como a inclusão do berílio em sua composição, aumentando a fusibilidade. Ocorreram também, melhorias nas técnicas de preparo, moldagem, obtenção do modelo de gesso, enceramento, inclusão e fundição, a fim de promover uma espessura da linha de cimentação aceitável clinicamente (MYERS, 1943). No que se refere ao aprimoramento das técnicas de enceramento, o uso de espaçadores para troqueis tem demonstrado que é possível a obtenção de alívio interno compatível com as necessidades do cimento e que permita o completo assentamento da peça sobre o dente (FUSAYAMA et al., 1964). Entretanto, para Christensen, em 1966, mesmo com estes avanços, a adaptação marginal, que é primordial para o sucesso de uma restauração metalocerâmica, ainda apresenta falhas, sendo difícil determinar qual seria o desajuste clínico aceitável.

As dificuldades encontradas para conseguir boa adaptação marginal de *copings* confeccionados em ligas básicas podem ser extrapoladas para o titânio. No caso deste material, pode-se ressaltar que as falhas também estão relacionadas à contração de fundição elevada e grande incidência de margens incompletas, possivelmente atribuídas às porosidades inerentes à fundição (ADA, 2003). Entretanto, mesmo com essas dificuldades, avanços substanciais na confecção de peças com este material foram conseguidos nos últimos anos, aumentando sua indicação com base nos bons resultados observados (AL WAZZAN e AL NAZZAWI, 2007). Todavia, os resultados satisfatórios são questionáveis, uma vez que ainda não são similares aos obtidos com as ligas básicas e, sobretudo com as áureas (ORUÇ E TULUNOGLU, 2000).

Em função do exposto e com atenção na elevada contração de solidificação do titânio e à adequação do uso de espaçadores, verificada com as ligas de metais básicos, o objetivo deste trabalho é avaliar o efeito do uso de espaçadores na adaptação marginal de *copings* metálicos confeccionados em titânio comercialmente puro, processado por

cera perdida, comparativamente a duas formulações de ligas alternativas muito utilizadas na Odontologia: Ni-Cr e Ni-Cr-Be.

2 REVISTA DA LITERATURA

2.1 – AS LIGAS ALTERNATIVAS

As ligas ditas alternativas enfrentam cada vez mais resistência, apesar das vantagens com relação aos custos e mesmo com relação a algumas propriedades mecânicas, porque oferecerem potencial risco para uso clínico. Com a atenção voltada para a biossegurança, houve então o retorno do interesse dos profissionais pelo uso de ligas nobres e de materiais como o titânio, que associa à biocompatibilidade, custo não tão elevado. No entanto, o uso do titânio manipulado por cera perdida, aumentou a atenção com relação a adaptação marginal de próteses fixas.

Nas reabilitações orais, especificamente no campo da prótese dental, dentre as várias formulações existentes, as ligas de Ni-Cr e Co-Cr que surgiram a partir de composições usadas inicialmente em próteses parciais removíveis, segundo Moffa et al., em 1973, ainda são as que menos inconvenientes clínicos proporcionam em função de sua alta resistência à corrosão no meio bucal, além de outras propriedades físicas e mecânicas que as tornam até mais adequadas que as ligas áuricas para serem utilizadas como materiais estruturais. Ainda, segundo Moffa et al., em 1973, as ligas de níquel-cromo apresentam como limitação baixa fluidez, sendo a incidência de margens incompletas o problema mais freqüente. O aumento da temperatura de fundição, entretanto, eleva a fluidez da liga e reduz as falhas de fundição. Por outro lado, promove o aumento da rugosidade superficial e da contração de solidificação, dificultando o processo de assentamento, acabamento e polimento das peças fundidas.

Ao avaliar a concentração de níquel e berílio na superfície de fundições, Covington et al., em 1985, encontraram alto potencial de dissolução desses metais em soluções aquosas com pHs variáveis. Concluíram que a grande concentração superficial

desses metais e seu alto potencial de dissolução podem causar grandes prejuízos tanto aos técnicos de laboratório, quanto ao paciente e ao dentista.

Segundo a Federação Dentária Internacional, em 1990, as ligas de Ni-Cr possuem propriedades mecânicas satisfatórias, entretanto sua fusibilidade causa problemas na fidelidade das coroas confeccionadas, principalmente no que diz respeito à adaptação marginal.

Bergman et al., em 1990, avaliaram 149 pacientes portadores de próteses confeccionadas em titânio quanto à estética, integridade marginal, fraturas e deterioração da superfície, encontrando todas as coroas dentro de níveis excelentes, após dois anos de acompanhamento.

Ao avaliar o efeito de ligas alternativas em pacientes com histórico de alergia ao níquel, Bezzon et al., em 1993, encontraram manifestações dérmicas causadas por Ni, Co, Cr, Mo, Cu e Al, metálicos, tanto quanto por ligas de Ni-Cr, Co-Cr e Cu-Al.

Segundo Valderrama et al., em 1995, a possibilidade de soldagem a laser e aplicação de cerâmica sobre o titânio colocou-o em ênfase, contribuindo para o rápido crescimento do interesse na aplicação odontológica desse metal.

Além disso, Chai e Stein, em 1995, admitiram que a possibilidade de recorrer ao titânio trabalhado por meio de fundição por cera perdida, abriu a perspectiva do uso de um material de alta biocompatibilidade e de custo não tão elevado quanto o das tradicionais ligas áuricas. O titânio foi introduzido com o intuito de substituir ou de se tornar uma alternativa às ligas básicas, que não tem associadas às suas propriedades físicas, também as biológicas.

Ao avaliar a opinião dos dentistas sobre as restaurações fundidas em titânio, Berg, em 1997, encontrou um consenso sobre o comportamento clínico satisfatório,

entretanto, ainda havia problemas relacionados à técnica de confecção dessas restaurações e também aos aspectos estéticos.

Watanabe et al., em 1997, salientaram que ligas de metais básicos quando usadas sobre implantes podem desencadear mecanismos de corrosão por corrente galvânica.

Canay et al., em 1998, avaliando o potencial corrosivo do titânio em meio bucal, verificaram que houve maior corrosão superficial do Ti-cp em comparação com a liga de Co-Cr. Entretanto, relataram que apesar de o Ti-cp ser corroído mais facilmente, não há implicações clínicas que contra-indiquem seu uso, visto que em pacientes alérgicos ao níquel, cromo e berílio, o titânio é sempre o metal de primeira escolha.

Testando a biocompatibilidade de ligas de titânio, Wang e Li, em 1998, verificaram que essas não são mutagênicas e apresentam riscos mínimos associados à citotoxicidade, abrindo também a perspectiva do uso dessas ligas, que podem melhorar as propriedades do Ti-cp, ampliando sua utilização como material estrutural.

Mais recentemente, Oruç e Tulunoglu, em 2000, reafirmaram que o titânio e suas ligas são opção viável às ligas comumente utilizadas nas próteses fixas e removíveis, em virtude de suas características de biocompatibilidade, baixa densidade, elevada resistência mecânica e satisfatória resistência à corrosão em temperatura ambiente.

Entretanto, Zavanelli et al., em 2000, afirmaram que a baixa densidade do Ti-cp reduz a habilidade de preenchimento do molde e pode resultar em margens incompletas, mas salientaram que seu uso para aplicações em próteses dentárias seria promissor, embora melhorias nas técnicas de obtenção dessas peças deveriam ser realizadas, pois ainda apresentam-se falhas.

Para Bezzon et al., em 2001, o acréscimo de metais básicos, como o berílio, às formulações de algumas ligas básicas melhorou sua fusibilidade, todavia, incorreu no risco de agregar a estas composições, um elemento citotóxico.

Jang et al., em 2001, comentaram que apesar dos custos envolvidos com máquinas especiais para prevenir a contaminação do titânio, com dos revestimentos necessários para elaboração do molde, dos cuidados e do tempo despendido com o ciclo de expansão, uma vez adquirida a infra-estrutura laboratorial o custo das fundições é reduzido.

Contudo, para a American Dental Association (ADA), em 2003, o uso do Ti-cp e suas ligas deveria ser considerado como uma opção viável para uso clínico, reforçando as declarações de muitos autores que indicam o Ti-cp como material estrutural.

Ao avaliar a biocompatibilidade de ligas de metais básicos, Al-Hiyasat et al., em 2003, concluíram que a alta citotoxicidade destas ligas se deve também ao níquel, pois este metal pode desencadear reações alérgicas, além de possuir certo potencial carcinogênico, levando à necessidade de controle de sua manipulação.

No estudo desenvolvido por Bezzon et al., em 2004, ficou estabelecido que o uso de recursos de fundição mais sofisticados, como, por exemplo, a fundição por indução eletromagnética pode resultar em aspecto superficial superior, quando comparada à fundição por chama direta.

Se as ligas básicas apresentam propriedades físicas e mecânicas superiores às das ligas de ouro em próteses com espaço protético longo ou nas próteses adesivas, e possuem dureza, resistência à flexão e módulo de elasticidade comparáveis ou ligeiramente superiores às ligas de ouro (ANUSAVISE, 2005), segundo Al Wazzan e Al Nazzawi, em 2007, o Ti-cp e suas ligas podem substituir com excelência as ligas básicas, quando avaliada a propriedade de adaptação marginal.

2.2 - OS ESPAÇADORES

Várias estratégias têm sido desenvolvidas para solucionar o problema de assentamento de peças protéticas, promovendo espaço suficiente ou escape para a acomodação do cimento, de forma que não interfira no assentamento completo do *coping*. O espaço entre o *coping* e o dente compensa a contração de fundição da liga e garante o completo assentamento da restauração, contribuindo para a melhor adaptação (OLIVA et al., 1988; SORENSEN et al., 1992; WANG et al., 1992; PSILLAKIS et al., 2001; MILAN et al., 2004).

As técnicas mais utilizadas incluem o uso de espaçadores (CAMPAGNI et al., 1982), canaletas axiais (CAMPAGNI et al., 1986), perfurações na superfície oclusal para escape do cimento (CLARK et al., 1995; CHO et al., 2006), ataque eletrolítico da superfície interna do metal, técnicas de cimentação vibratórias e cargas dinâmicas (WILSON, 1994b; CHERKASSKI e WILSON, 2003), além de melhorias no término cervical (KAY et al., 1986). Entretanto, os espaçadores para troqueis são o recurso mais comumente utilizado para promover espaço de pré-cimentação.

Esta técnica tornou-se popular pela simplicidade, comodidade e menor injúria, pois é conservadora, tanto para o modelo quanto para a estrutura metálica (CARTER e WILSON, 1997) e envolve a aplicação de um material sobre o modelo, resultando na produção de uma espessura adicional para a confecção do padrão de cera. Os espaçadores podem ser representados por: líquidos comerciais especiais, tinta de modelo, esmalte de unha corado ou polímeros termoplásticos dissolvidos em solventes voláteis (RIEGER et al., 1987; CARTER e WILSON, 1996; EMTIAZ e GOLDSTEIN, 1997).

Fusayama et al., em 1964, produziram, com auxílio de geléia de petróleo, um espaçamento de 40 μm e reportaram significativo decréscimo na discrepância marginal que passou de 110 μm para 48 μm em coroas confeccionadas em ligas de cobre e cimentadas com cimento fosfato de zinco (CFZ).

Eames et al., em 1978, aferiram, por meio de microscopia óptica, a espessura da camada de um espaçador muito utilizado na época (Tru-fit die spacer, Geo Taub, Jersey City, USA) e confirmaram a espessura proposta pelo fabricante (25 μm); relataram ainda que o aumento na convergência das paredes axiais melhora o assentamento.

Hembree et al., em 1978, avaliaram a fenda marginal promovida pela cimentação de *copings* com CFZ e relataram que quanto maior a fluidez dos cimentos utilizados durante o assentamento das peças protéticas, menor a película produzida após sua presa total. Através de microscopia óptica, foram realizadas as medidas do espaço de pré-cimentação fornecido pelo uso de espaçadores e as médias obtidas foram de 10,6 μm nas paredes axiais e 25,8 μm na parede oclusal.

Campagni et al., em 1982, em estudo especificamente realizado para medir a espessura do espaçador nas regiões oclusal e axial, notaram considerável variação de acordo com o local avaliado, obtendo médias para duas camadas de $26,55 \pm 14,11 \mu\text{m}$, quatro camadas de $58,76 \pm 17,38 \mu\text{m}$ e para seis camadas de $77,7 \pm 19,91 \mu\text{m}$, de espessura.

Vermilyea et al., em 1983, utilizaram duas camadas de espaçador Tru-fit para promover o espaçamento de 20 a 25 μm e verificaram que houve diminuição da retenção dos *copings* em 32%.

Campagni et al., em 1986, avaliaram a influência da utilização de seis camadas de espaçador Aerogloss (Practa Industries, Upland, Califórnia, USA) no assentamento

de fundições de liga de ouro tipo III e obtiveram camadas de espaçamento estimado de 20,84 a 39,12 μm aplicados a 1 mm da margem.

Conforme Oliva e Lowe, em 1987, a utilização de quatro camadas de espaçador Tru-fit possui uma média de $79,24 \pm 7,20$ μm de espessura. Notaram ainda que vários fatores influenciaram na espessura final do espaçador, entre eles: aplicação prévia de endurecedor de gesso, impedindo que a primeira camada de espaçador seja absorvida pelo gesso; agitação do frasco prévia e durante a aplicação, garantindo que as partículas metálicas estejam em suspensão; impedimento da volatilização dos componentes e, principalmente, aplicação metódica do verniz garantindo que não houvesse a sobreposição na mesma camada.

Rieger et al., em 1987, encontraram variações entre as espessuras dos vernizes Tru-fit, prateado e dourado, de 6,95 μm a 6,03 μm , respectivamente. Relataram que a ordem de aplicação influencia na espessura final e, por isso, deve-se primeiramente aplicar o verniz dourado e posteriormente o prateado.

Oliva et al., em 1988, afirmaram que a espessura do espaçador varia de acordo com a localização sobre o troquel, encontrando menor espaçamento nas regiões mais críticas, que são a porção cervical da parede axial e a parede oclusal.

Para Gegauff e Rosentiel, em 1989, a natureza e a magnitude das forças aplicadas no momento da cimentação também influenciam no assentamento das peças protéticas, pois o aumento dessas forças e o uso de cargas dinâmicas durante o processo de cimentação diminuem a fenda marginal de coroas e colaboram para o sucesso de restaurações metálicas fundidas.

Grajower et al., em 1989, ao analisar a espessura das fases dourada e prateada do espaçador Tru-fit, encontraram variações na espessura conforme o tempo de uso e atribuíram o aumento da espessura à volatilização do solvente. As medidas iniciais

obtidas para o verniz dourado foram de 15 μm e para o prateado de 23 μm , e seis meses depois, as medidas finais obtidas foram de 36 μm e 29 μm , respectivamente.

Campbell, em 1990, ao comparar várias marcas de espaçadores encontrou diferentes espessuras. As marcas avaliadas foram Tru-fit (George Taub, Jersey City, NJ), Belle St. Claire (Belle St. Claire, Van Nuys, Calif), Dicor (Dicor, Dentsply International) e Cerestone (Cerestone die spacer, Coors Biomedical) cujas médias de espaçamento variaram entre 25 a 30 μm , sendo que apenas o Dicor foi estatisticamente diferente dos demais, estando suas médias em torno de 50 μm . Observaram, ainda, que ocorre o afinamento da espessura do espaçador abaixo da linha dos ângulos oclusais, resultando em espaços axiais mais finos que os oclusais.

Para Passon et al., em 1992, o alívio do troquel mostrou-se como o melhor método de compensação das variáveis de restaurações metálicas fundidas e garantiu a melhor adaptação marginal, além de aumentar a retenção da restauração em 25%.

Psillakis et al., em 2001, avaliou a fase dourada do espaçador Tru-fit quanto ao tempo de uso e a técnica de brandir previamente à aplicação. Verificou que com o aumento do tempo de uso, o espaçador se torna mais espesso, devido à evaporação do solvente volátil. Quanto à técnica de brandir foram avaliadas as de agitação e de vibração, sendo que o efeito da agitação promove maiores espessuras, em torno de 8,4 μm , enquanto que para a vibração, a espessura foi de 5,0 μm .

Segundo Cherkasski e Wilson, em 2003, a presença de alívio interno proporcionado pelo uso de espaçadores diminui as tensões intrapulpares e a força utilizada no momento da cimentação das coroas.

Em 2006, Cho et al., estudaram o efeito do uso de espaçadores na força de adesão de laminados de porcelana e verificaram que a espessura obtida com o uso de Nice-fit gold (Shofu Inc, Kioto, Japão) foi de 12,8 μm para duas camadas, 26,80 μm

para quatro camadas e 38,09 μm para seis camadas e que a presença de 2 camadas de espaçador promoveu a maior força de adesão do cimento devido à sua apropriada acomodação.

2.3 - ADAPTAÇÃO MARGINAL DE *COPINGS* DE LIGAS DE METAIS BÁSICOS E DE TI-CP

McLean e Fraunhofer, em 1971, avaliaram a espessura do filme de cimento em restaurações metálicas fundidas (inlays e coroas totais em ouro, coroas metalocerâmicas) e coroas de cerâmica pura através da técnica de réplica em Impregum. As coroas eram preenchidas com Impregum (Impregum soft, média viscosidade, 3M ESPE) e levadas até o preparo dental, em pacientes, previamente à cimentação. Após a polimerização do material de moldagem, as peças protéticas eram removidas e a espessura da película do material medida com auxílio de microscópio óptico; as médias variaram de 10 a 160 μm . Os autores salientaram que um limite de desajuste de até 120 μm garantiria o sucesso clínico na confecção de restaurações protéticas.

Por outro lado, Jenkins e Phillips, em 1971, opinaram que margens de fundições obtidas em ligas básicas deveriam ser de até 50 μm , comparáveis às margens obtidas com ligas de ouro.

Eames et al., em 1978, relataram que o uso de quatro camadas de espaçador Tru-Fit proporcionou um decréscimo na fenda marginal das coroas de 143 μm para 45 μm após a cimentação com CFZ, num dente natural com convexidade de 10°.

Mondelli et al., 1978, mediram o desajuste cervical de coroas totais obtidas por inclusão em diferentes revestimentos (Cristobalite, Hi-temp, Goldent e Termocast),

fundidas com diferentes ligas metálicas (Supralloy, AgSn; Duracast MS, CuAl; Goldent-LA, CuZn; Palliag M, AgPd e Nicrocast, NiCr). As leituras dos desajustes foram realizadas com auxílio de um microscópio óptico. Cada coroa foi medida 3 vezes em quatro pontos ortogonais, resultando no total de 12 leituras. Os autores concluíram que a liga de AgSn (109,4 μm) apresentou a menor média de desajuste, seguida de AgPd (434,1 μm), CuAl (674,7 μm), CuZn (643,1 μm) e NiCr (1223,6 μm), independente do tipo de revestimento utilizado. Com relação aos revestimentos testados, o Termocast foi o que promoveu os menores resultados, independente da liga empregada.

Cooney et al., em 1979, avaliaram a adaptação marginal de *copings* confeccionados em Ligas de Ouro tipo III, variando-se o tipo de revestimento (à base de fosfato de cálcio e sulfato de cálcio) e a técnica de inclusão (diluição do líquido do revestimento em água e sem diluição), sem a presença de espaçadores. Obtiveram margens que variaram de 25 μm a 68 μm e afirmaram que o revestimento fosfatado promove margens cervicais mais ajustadas.

Para a realização de seu estudo, Tjan et al., em 1981, utilizaram 27 dentes humanos preparados com término cervical em chanfro, divididos em 3 grupos de acordo com presença de canaletas axiais: sem canaletas, com 2 canaletas e 4 canaletas. O encerramento foi realizado sobre o dente sem a presença de espaçadores, e fundido em liga de ouro tipo III. As medidas da desadaptação foram de 185 μm , 270 μm e 278 μm para ausência de canaletas, 2 canaletas e 4 canaletas, respectivamente. Os autores atribuíram este fato ao aumento da resistência ao completo assentamento que pode estar associado à incompleta reprodução destas canaletas no momento da fundição.

Van Nortwick e Gettleman, em 1981, afirmaram que três camadas de espaçador Protex M resultaram em melhora do assentamento de 333 μm para 52 μm em coroas de Ni-Cr-Co cimentadas com CFZ.

A partir de um preparo com término em chanfro, Duncan, em 1982, avaliou a adaptação marginal de *copings* confeccionados em quatro tipos de ligas de Ni-Cr e cinco tipos de revestimentos. A confecção do enceramento foi realizada diretamente sobre a matriz. Os melhores níveis de desadaptação marginal foram obtidos pelo revestimento utilizado para ligas nobres, com médias de desadaptação de 111,30 μm , e a maior média foi de 458,50 μm , obtida pelo revestimento indicado para ligas de metais básicos.

Avaliando as margens cervicais de coroas metalocerâmicas, Brockhurst et al., em 1983, concluíram que a espessura clinicamente aceitável para o sucesso deveria ser de até 50 μm , comparáveis às margens obtidas com ligas de ouro.

Grajower et al., em 1985, afirmaram que o contato entre as irregularidades da superfície interna da coroa e do preparo pode impedir o correto assentamento da restauração e, portanto, o fornecimento do espaço de pré-cimentação é necessário para reduzir esta ocorrência.

Num estudo retrospectivo, Tjan et al., em 1985, avaliaram a interferência de canais de escape para o cimento, no assentamento de peças protéticas, variando-se o tipo de término cervical. Foram utilizados 30 dentes humanos preparados com termos em chanfro, degrau e degrau biselado, sobre os quais foram confeccionados os padrões de cera, fundidos em liga de ouro tipo III. Os canais de escape foram confeccionados 0,5 mm aquém da margem nos dentes com preparo em chanfro, e até no degrau nos dentes preparados com degrau biselado e degrau. As peças foram cimentadas com CFZ. As médias de desadaptação após a cimentação foram de 18,30 μm , 22,10 μm e 36,90

µm para chanfro, degrau e degrau com bisel, respectivamente. Os autores atribuíram essa variação à dificuldade de assentamento de peças protéticas em termos acentuados.

Outros estudos empregaram técnicas mais modernas com o propósito de melhorar o controle e eliminar a influência da maior parte dos fatores envolvidos. Kay et al., em 1986, numa simulação computadorizada encontraram o decréscimo na fenda marginal de 132,7 µm para 7 µm resultante do aumento da espessura do espaçador de zero para 15 µm.

Para Grajower et al., em 1985, a aplicação de espaçadores nas paredes axiais com exceção da porção mais cervical e do término têm efeito negativo no espaçamento e posteriormente no assentamento, devido à constrição da região que não foi aliviada. Relataram, entretanto, que a aplicação de espaçador nas paredes axiais com distância de 0.5 a 1.0 mm da margem cervical é freqüente em vários estudos.

Campagni et al., em 1986, utilizaram seis camadas de espaçador Aerogloss (Practa Industries, Upland, Califórnia, USA) em fundições de *copings* em liga de ouro tipo III. Obtiveram médias de discrepância marginal, após a cimentação com CFZ, de 61,7 µm para o grupo com espaçador; para o grupo sem espaçador todas as médias foram superiores a 150 µm.

Investigando o uso de espaçadores no assentamento de coroas de resina composta, Oliva e Lowe, em 1987, verificaram que houve diminuição da fenda marginal com o uso de espaçadores.

Para avaliar adaptação marginal, Ritcher-Snapp et al., em 1988, fundiram *copings* em liga de ouro (Cameo) e liga de Ni-Cr (Rexillum III), a partir de um modelo de aço inoxidável, sendo confeccionados 20 *copings* de acordo com as recomendações do fabricante. Depois de fundidos, os *copings* foram posicionados sobre o modelo

através de um aparato próprio para manter o conjunto em posição e permitir a rotação de 120°, de modo que as medidas fossem realizadas, em cada *coping*, em 3 localidades equidistantes entre si. Os valores de desajuste cervical não ultrapassaram 30 µm, não sendo, portanto, clinicamente significantes.

Quantificando as margens, Holmes et al., em 1989, avaliaram diferentes locais do conjunto *coping*-matriz, utilizaram descrições da literatura e encontraram uma grande variedade de definições de adaptação de margens e suas técnicas. Salientaram que deve haver uma padronização nas medidas para que os dados sejam comparáveis, pois, existe diferença na magnitude dessas medidas de acordo com o local em que são realizadas. Há variação na terminologia dessa propriedade, sendo os nomes mais comuns: fenda marginal, fenda interna, discrepância marginal vertical e horizontal, margem sobre-extendida e sub-extendida, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento. Houve diferença estatisticamente significativa de acordo com o tipo de medida e o local em que foram realizadas, portanto a melhor alternativa para a realização destas é a absoluta, que se refere à distância entre margem da restauração e o final do preparo.

Grajower et al., em 1989, variando ligas e revestimentos e utilizando espaçadores, verificaram médias de desadaptação marginal de 649 µm para o grupo sem espaçador e 29 µm para o grupo com quatro camadas de espaçador, e na presença do cimento, aumento da desadaptação em 130 µm para o grupo sem espaçador e 3 µm para quatro camadas de espaçador.

Ao avaliar a adaptação marginal, Stephano et al., em 1989, confeccionaram *copings* metálicos em ligas de Cu-Al, 2 ligas de Ni-Cr e Au, em função da presença de espaçadores. A partir de um dente preparado em degrau foi obtida uma matriz metálica, que foi moldada e vazados os respectivos troqueis, sobre os quais foi aplicada uma

camada de espaçador RBR, 0,5 mm aquém da margem cervical. As médias obtidas para a condição sem espaçador foram de 207,87 μm , 230 μm , 253,81 μm e 108,81 μm para as ligas de Cu-Al, 2 ligas de Ni-Cr e Au, respectivamente. Contudo, os valores para a condição espaçador foram significativamente menores: 47,75 μm , 62,75 μm , 62,12 μm e 18,56 μm para Cu-Al, 2 ligas de Ni-Cr e Au, respectivamente

Quanto à aferição de medidas de adaptação marginal, Sorensen, em 1990, avaliaram um método padronizado para a determinação da fidelidade marginal. Após a cimentação, em suas respectivas matrizes, os conjuntos matriz-*coping* foram seccionados nos sentidos buco-lingual e mesio-distal e as margens fotografadas juntamente com um gabarito, entregues a 3 observadores a fim de determinar as fendas no sentido horizontal e vertical. Diferenças inter-observador de 10 μm no sentido horizontal e 9 μm no sentido vertical foram encontradas, e os autores concluíram que este método é viável e permite que os resultados sejam comparáveis.

Takahashi et al., 1990 avaliaram a adaptação marginal de inlay confeccionada em de Ti-cp fundido com máquina de fundição por arco voltáico e atmosfera de argônio em 5 diferentes revestimentos fosfatados (Rema Exact-próprio para o titânio, Ceramigold, Complete, Tai-vest e Full-vest). Sobre uma matriz metálica, foram encerados os padrões de cera sem a presença de espaçadores. A injeção do metal foi realizada com o molde à 350°C. Foram obtidas médias de desajuste cervical de 1500 μm , para o revestimento Complete e de 100 μm para o revestimento Rema Exact. Assim os autores concluíram que o tipo de revestimento influi diretamente na qualidade da adaptação marginal.

Testando a solubilidade de cimentos de fosfato de zinco, Jacobs e Windeler, em 1991, obtiveram corpos-de-prova confeccionados nas espessuras de 25, 50, 75 e 150 μm . Verificaram que não houve diferença estatisticamente significante entre as três

primeiras amostras, mas salientaram que o aumento da espessura promoveu maior dissolução, permitindo a potencial instalação de doenças relacionadas à fenda marginal e com isso falha do tratamento realizado.

Avaliando margens clinicamente aceitáveis, Felton et al., em 1991, analisaram a relação entre a fenda marginal e a saúde periodontal em 42 pacientes. As margens vestibulares foram replicadas com sílica fluida e obtidos os respectivos modelos. Além disto, com auxílio do equipamento Periotron 6000 (Harco Medical Electronic Devices Inc., Irvine, Califórnia) foi possível aferir o índice gengival e o volume de fluido crevicular. Os dados obtidos indicaram que não houve correlação entre o tipo de metal e a saúde periodontal, entretanto, o exame realizado no modelo com auxílio da microscopia eletrônica apontou fendas que variaram de 5 a 430 μm , com média de 160 μm . Houve inflamação periodontal medida pelo fluido crevicular e índice gengival apenas nas margens acima de 250 μm . Segundo os autores, o aumento da fenda marginal entre o dente preparado e a peça protética, aumenta a inflamação gengival, fato que suporta a colocação das margens acima da margem gengival e, ainda, que fendas maiores facilitam a dissolução do CFZ.

Para a avaliação da adaptação marginal de *copings* confeccionados em ligas de Au-Pd, alto conteúdo de Pd, Ag-Pd, Ni-Cr-Mo, Cu-Al, e Au tipo III, Tjan et al., em 1991, utilizaram 60 dentes artificiais preparados com término em chanfro, sobre os quais foram aplicadas 4 camadas de espaçador Tru-fit, 1 mm aquém da margem cervical e então se procedeu ao enceramento e fundição do *coping*. As medidas de adaptação marginal foram realizadas antes da cimentação com CFZ com auxílio de um dispositivo para posicionar e padronizar a pressão de assentamento do *coping* na matriz. As médias obtidas foram de 43 μm , 45,80 μm , 121,10 μm , 45,2 μm , 22,20 μm e 9,7 μm para Au-Pd, Pd, Ni-Cr-Mo, Cu-Al, Ag-Pd e Au tipo III, respectivamente. Os autores concluíram

que a liga de Ag-Pd proporcionou resultados próximos aos obtidos pela liga de ouro e que a liga de Ni-Cr-Mo apresentou a pior adaptação marginal, fato esse atribuído à sua alta contração de resfriamento.

Segundo Passon et al., em 1992, o decréscimo na fenda marginal de coroas após a cimentação pode ser atribuído à diminuição das forças hidrostáticas no filme de cimento, melhorado pelo escoamento facilitado do cimento e decréscimo do contato entre a superfície interna do *coping* e o preparo do dente.

Wang et al., em 1992, afirmaram que a aplicação de espaçadores prévia à confecção do padrão de cera resulta em coroas com decréscimo da fenda marginal de copings confeccionados em liga não-preciosa (Rexillum-III) de 116 μm para 12 μm quando uma leve força de 22 N é aplicada, e de 73 μm para 2 μm quando uma força de 133 N é aplicada. Os autores utilizaram 2 matrizes metálicas com terminos em degrau e bisel de 65°, que foram moldadas e, assim, obtidos os respectivos troquéis de gesso. Previamente ao enceramento foram aplicadas 4 camadas de espaçador Tru-fit e, então, se procedeu à confecção dos padrões de cera que foram fundidos em ligas de metais básicos. Os *copings* foram cimentados com CFZ e CIV com pressões de assentamento variáveis. As médias de adaptação no grupo sem a presença de espaçador foram 116 μm e 43 μm , para CFZ e CIV, respectivamente, enquanto que para a presença de espaçadores, as médias foram de 12 μm e 4 μm , respectivamente.

Para avaliar a adaptação marginal de *copings*, Sorensen et al., em 1992, confeccionaram um preparo em degrau com ângulos internos arredondados num dente artificial, que foi moldado várias vezes e vazados os respectivos troqueis. Foi utilizada uma matriz pré-fabricada para a confecção dos *copings* metálicos, divididos em 4 grupos, quanto à conformação da margem e tipo de espaçador: grupo 1-espaçador plástico (15 μm de espessura) e margem total metálica; os grupos 2, 3 e 4 receberam 3

camadas de espaçador Belle de St. Claire, nas paredes axiais e oclusal (33 µm de espessura) e foram diferenciados quanto à conformação da margem, sendo: total metálica, margem vestibular em porcelana e margem total em porcelana, respectivamente. A matriz pré-fabricada foi adaptada sobre o troquel, brunida e queimada, tornando-se homogênea e resistente para que pudesse receber a aplicação da cerâmica. A média de desadaptação marginal conseguida no grupo 1 foi de 41 µm enquanto para o grupo 2 foi de 37 µm, não havendo diferença estatisticamente significativa para essas margens metálicas. Já as médias das margens dos grupos 3 e 4 de 62 µm e 86 µm, respectivamente.

Bessing e Bergman, em 1992, utilizaram 3 máquinas para a realização das fundições de Ti-cp: Castmatic-S (Iwatani Int. Corp., Osaka, Japão) e Cyclarc (J. Morita Europe GMBH, Frankfurt, Alemanha) que realizam as fundições por arco voltaico, com atmosfera de argônio e injeção por vácuo-pressão e Titaniumer (Ohara Co., Osaka, Japão) que utiliza atmosfera de argônio e injeção por centrifugação; foram obtidos 10 *copings* com cada máquina. A máquina Titaniumer proporcionou obtenção de duas margens incompletas, o que é comercialmente inaceitável. As médias de adaptação marginal foram de 57,30 µm, que são clinicamente aceitáveis. Os autores salientaram que melhorias devem ser realizadas para que níveis mais aceitáveis de fundição sejam alcançados.

Blackman et al., em 1992, avaliaram a adaptação marginal de coroas fundidas em Ti-cp, variando a inclinação do término do coping (45° e 90°) em relação ao término do preparo em degrau. A partir de uma matriz metálica, foram realizadas moldagens, vazados os respectivos troqueis, que receberam a aplicação de duas camadas de espaçador Dicor (Dicor die spacer, Dentsply) nas paredes axiais e oclusal, o enceramento e a fundição. Após a realização das medidas, foi verificada discrepância

marginal e cobertura incompleta do degrau para as 2 inclinações, sendo que a média de desadaptação vertical foi maior para a inclinação de 90° (27,6 µm) comparado à de 45° (18,9 µm).

Usando a técnica que emprega matriz metálica com variações no diâmetro, Wilson, em 1994b, simulou a presença de espaçadores com espessura de 10 µm. E investigou o efeito do uso de espaçadores no assentamento de coroas cimentadas com silicona fluida e CFZ. Relatou que o aumento da espessura do espaçamento melhora o assentamento tanto para a cimentação propriamente dita com CFZ, quanto para a simulação com silicona leve. Os resultados de desadaptação obtidos foram de 368 µm sem espaçador e 29 µm com 50 µm de espaçamento, quando os *copings* eram cimentados com CFZ.

O uso de espaçadores resulta na criação de um espaço entre as superfícies do preparo e interna do coping, que segundo Wilson, em 1994a, favorece o rápido assentamento da peça. A ampliação do espaço de pré-cimentação favorece o assentamento da peça, mesmo que haja o aumento da viscosidade do cimento.

Gelbard et al., em 1994, avaliaram a correlação entre os materiais e técnicas de moldagem e a fenda marginal. Foram utilizados 60 dentes de estoque, divididos em 3 grupos quanto ao tipo de material (Reposil e Zetaflex) e técnica de moldagem (moldeira de estoque metálica e individual de resina acrílica). Sobre os troqueis foram aplicadas duas camadas de espaçador 1mm aquém da margem gengival, realizados os enceramentos, e fundidos em liga de Au-Pd-Ag. Os achados apontam que não há diferença estatisticamente significativa entre as técnicas de moldagem, entretanto foram observados desajustes na faixa de 38,30 a 68,60 µm.

Ao avaliar o nível de assentamento de *copings* utilizando o CFZ, Wu e Wilson, em 1994, detectaram que, após a cimentação, houve a presença de discrepância de 364 µm no grupo sem espaçador e 46 µm no grupo com 50 µm de espaçamento.

Leong et al., em 1994, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas em Ti-cp de acordo com a técnica de obtenção (Procera e fundição por cera perdida), tendo como controle uma liga nobre. A partir de uma matriz foram obtidos 18 troqueis de gesso. A liga nobre apresentou desajuste marginal de 25 µm, que foi estatisticamente diferente em relação ao Procera (54 µm) e em relação à técnica de cera perdida (60 µm), sendo estes últimos sem diferença estatisticamente significativa entre si.

Mori et al., em 1994, avaliaram a influência do tipo de revestimento na adaptação marginal de *copings* confeccionados em Ti-cp. Utilizaram 2 tipos convencionais (Taivest e Rematitan Plus) e outro à base de Al₂O₃/MgO. Os copings foram obtidos diretamente sobre a matriz, sem a utilização de espaçadores. Foi realizado, também, o estudo da dilatação térmica linear e os resultados obtidos indicaram baixa ou nula capacidade de expansão nos revestimentos convencionais, entretanto, o revestimento à base de Al₂O₃/MgO, apresentou maior expansão, capaz de compensar a contração de resfriamento do metal. As médias de adaptação marginal foram maiores que 1300 µm para os revestimentos convencionais e de 500 µm para o revestimento à base de Al₂O₃/MgO.

Avaliando a utilização de perfurações na superfície oclusal, Clark et al., em 1995, confeccionaram coroas de cerâmica Dicor que foram cimentadas; as margens obtidas apresentaram valores de 7,80 µm nas coroas não perfuradas, e de -0,90 µm nas coroas perfuradas.

Valderrama et al., em 1995, avaliaram a adaptação marginal de *copings* fundidos em Ti-cp e liga Au-Pt-Pd, com término cervical em chanfro e sem a presença de

espaçadores, com os enceramentos realizados diretamente sobre a matriz. As médias obtidas foram de 61 μm para o Ti-cp e de 47 μm para a liga Au-Pt-Pd.

Ao simular a obtenção de uma prótese parcial fixa de 3 elementos em titânio, Chai e Stein, em 1995, confeccionaram uma matriz metálica com dois preparos para coroas metalocerâmicas com término em degrau com ângulo interno arredondado e um espaço entre preparos que representa um espaço anodôntico. O enceramento foi realizado diretamente sobre a matriz e os padrões de cera incluídos em revestimento próprio para o Ti-cp, variando-se os desenhos dos condutos de alimentação. Foram obtidas médias de adaptação marginal em torno de 29,90 a 51,90 μm . Os autores concluíram que as margens obtidas estão dentro dos padrões clinicamente aceitáveis e indicam o titânio para uso em próteses parciais fixas.

Syverud et al., em 1995, compararam a porosidade e a adaptação marginal de *copings* de Ti-cp e liga de Ti-Al-V quando submetidos à fundição por arco voltáico. As médias de desadaptação para o Ti-cp foram de 131 μm enquanto para a liga de titânio de 249 μm , fato atribuído às margens incompletas e à tendência ao aumento da porosidade nesta liga.

Gelmamaz e Alkumru, em 1995, ao estudar o mesmo tema utilizaram duas matrizes metálicas com término em degrau e chanfro, realizando o enceramento sobre as matrizes, sendo fundidos 16 *copings* para cada liga: Ni-Cr e Pd-Cu. As médias iniciais para a liga de Ni-Cr foram de 113,46 μm para o término em degrau e 127,69 μm para o chanfro; e para Pd-Cu, 116,89 μm para o degrau e 146,81 μm para o chanfro, havendo aumento nessas médias em torno de 18,76 μm após a aplicação completa da cerâmica e do glaze.

Carter e Wilson, em 1996, avaliaram o efeito do uso de espaçadores na adaptação marginal de coroas confeccionadas com espaçamento zero, com duas, quatro,

seis e oito camadas de espaçador Tru-fit. Verificaram que a média de discrepância marginal no grupo sem espaçador foi de 547 μm , enquanto para o grupo com 8 camadas, o resultado foi de 38 μm . Relataram ainda que o decréscimo na fenda marginal promovido pelo aumento das camadas de espaçadores é resultante da promoção do espaço necessário para a acomodação dos cimentos utilizados para a cimentação dessas peças protéticas.

Kydd et al., em 1996, avaliaram a micro-infiltração marginal de 8 coroas confeccionadas em ligas de ouro, cimentadas com CFZ em dentes humanos, que estiveram em função durante 20 anos ou mais, e foram extraídos por razões periodontais. Afirmaram que o CFZ é efetivo para a cimentação de coroas confeccionadas em ouro, por 20 anos ou mais, porém as micro-infiltrações são importantes para o sucesso das restaurações.

Utilizando o sistema CAD/CAM para a confecção de estruturas em titânio, Besimo et al., em 1997, obtiveram 14 corpos-de-prova. Dentes naturais foram preparados em degrau, moldados e vazados os respectivos modelos, que foram submetidos à digitalização do preparo por meio do *scanner*. Desta forma, através de usinagem dos lingotes de Ti-cp, confeccionaram coroas unitárias. Medidas foram realizadas com o auxílio de microscopia eletrônica e com espaçamento de 100 μm ao longo do término cervical. As médias encontradas variaram de 21,2 a 81,6 μm , sendo a média total, entre todos os dentes, de 47,0 μm . Segundo os autores, esse sistema promove adaptação marginal comparável com as fundições convencionais.

Tutiprawon M, apud Carter e Wilson, em 1997, ao investigar o efeito da espessura do cimento na adaptação marginal de coroas de cerâmica pura, encontrou que o aumento do espaço de pré-cimentação promovido pelo uso de 2 ou 4 camadas de espaçador Tru-fit não melhorou o assentamento. No entanto, as coroas sem espaçador

foram preparadas sobre troqueis que sofreram a aplicação de endurecedor superficial de gesso, que promoveu um espaçamento de 73 μm e anulou o efeito do uso adicional de espaçadores. O autor observou também que a aplicação de duas e quatro camadas de espaçador promoveu o aumento da espessura do espaço de pré-cimentação em 23,2 μm e 48,7 μm , respectivamente. Entretanto, relatou ter havido distribuição desigual do espaçamento ao longo do troquel.

Emtiaz et al., em 1997, avaliaram o espaço de pré-cimentação, proporcionado pelo uso de espaçador, aplicado nas paredes axiais e oclusal. Foram confeccionadas 291 coroas *in vivo*, em ligas alternativas. Cada coroa foi assentada com silicona fluida em seu preparo e após a polimerização total do material de moldagem, a coroa foi removida e a película de material de moldagem seccionada no sentido buco-lingual. A espessura foi aferida com auxílio de microscopia óptica. Foram obtidos os seguintes resultados de espaçamento: 73,4 μm a 114,3 μm , correspondendo às médias entre as paredes axiais e oclusal, para 1 e 4 camadas de espaçador, respectivamente. Porém, na região do bisel, a variação foi de 47,8 a 52,8 μm , não havendo diferença estatisticamente significativa. Os autores sugeriram que o uso de espaçadores não é uma opção viável, pois não houve diminuição da fenda marginal promovida pelo uso de espaçadores.

Chan et al., em 1998, a partir de uma matriz metálica com término cervical em bisel de 30°, avaliaram a adaptação marginal de *copings* fundidos em Ti-cp variando-se apenas o número de canais de alimentação em 1 e 2 canais. Encontraram margens de 49,80 μm para o grupo com 1 canal de alimentação e 32,10 μm com 2 canais. No entanto, as medidas foram realizadas por uma técnica indireta, utilizando apenas uma projeção da margem de 30° em um molde com silicona, sem considerar o contato entre as superfícies interna do *coping* e axial da matriz. Os autores sugerem que o contato

íntimo entre as paredes do preparo e do *coping* poderia promover fendas mais acentuadas devido ao atrito entre essas superfícies.

O desajuste marginal, decorrente do incompleto assentamento da peça protética sobre o preparo deve ser preenchido por cimentos que apresentam diferentes níveis de fluidez, escoamento e diferentes graus de degradação no meio bucal. A American Dental Association (ADA), por meio da especificação nº 8, definiu que essa película deveria ter espessura máxima de 25µm (ROSENSTIEL et al., 1998).

Low e Mori, em 1999, identificaram a relação entre o coeficiente de expansão térmico linear dos revestimentos e do Ti-cp e verificaram que quanto maior a porcentagem de expansão promovida pelo revestimento, maiores as alterações na fidelidade da margem. Concluíram que, para zero de discrepância marginal em copings confeccionados em Ti-cp, o coeficiente de dilatação térmico linear do revestimento deve ser de 0,97%.

Por outro lado, Oruç e Tulunoglu, em 2000, compararam a adaptação marginal de *copings* fundidos em ligas de Ni-Cr e Ti-cp. Dentes humanos foram preparados com término em chanfro e encerados sem a presença de espaçadores. A média de desadaptação do grupo da liga básica foi de 46,74 µm e para o Ti-cp de 58,20 µm. Os autores afirmaram que, apesar da adaptação marginal da liga de Ni-Cr ter sido superior, as duas amostras apresentaram adaptação clinicamente aceitável.

Ushiwata et al., em 2000, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas em liga de Ni-Cr, em função da presença de espaçadores e do grau de angulação das paredes axiais do preparo, com término cervical em bisel de 45°. Duas matrizes foram confeccionadas com 6 e 18 graus de convergência das paredes axiais. Essas matrizes foram moldadas e obtidos os respectivos troqueis. Sobre metade deles foram aplicadas 5 camadas de espaçador de “nitrocelulose” e então foram realizados os

enceramentos e a fundição. As médias obtidas para a matriz com convergência de 6° foram de 160 µm sem espaçador e 91,56 µm com espaçador, e para a matriz de 18° foram de 117,36 µm sem espaçadores e 45,96 µm com espaçador. Para a realização das medidas de adaptação marginal, os autores descreveram um acessório denominado de “Dispositivo para posicionamento de amostras”, a fim de padronizar as medidas de adaptação marginal. Afirmaram, também, que este dispositivo pode ser utilizado para outras finalidades de pesquisa, principalmente quando os corpos-de-prova não precisam ser seccionados. Segundo os autores, é imperativo que haja reprodutibilidade nas medidas para que se estabeleça uma comparação. Portanto, as margens cervicais da restauração e a linha de término do dente devem estar claras e posicionadas no mesmo plano focal. As amostras devem ser posicionadas e reposicionadas tridimensionalmente, sem que haja variação na posição do longo eixo do conjunto matriz/dente-coping. A força de assentamento do conjunto deve ser padronizada, as restaurações devem ser posicionadas seguindo um mesmo eixo na matriz ou dente e os pontos de medição devem ser definidos e precisos. Além disso, os autores ressaltaram que para que uma peça fundida apresente condições clínicas aceitáveis, é necessário que reproduza corretamente o preparo do dente, permitindo o completo assentamento da peça sobre ele e garantindo que a fenda marginal seja mínima.

Para avaliar a inclusão em revestimento, Lombardas et al., em 2000, utilizaram duas técnicas, com e sem anel, para a fundição de liga nobre de Pd. Afirmam que a técnica de inclusão com ausência de anel promove as margens com menor discrepância (181 µm) sendo mais indicada para a confecção de próteses fixas.

Porém, Mitchell et al., em 2000, salientaram que o tipo de cimento utilizado para a cimentação de peças protéticas não influencia na longevidade do tratamento, desde que a escolha do agente cimentante seja feita de acordo com sua indicação.

A fim de avaliar a adaptação marginal e a rugosidade superficial, Jang et al., em 2001, utilizaram estruturas metálicas fundidas em liga de Titânio (Rematitan Plus, Dentauro) comparando-as às estruturas obtidas com liga de Co-Cr (Optvest, Degussa). A adaptação das estruturas foi determinada pelos métodos visual, radiográfico e microscópico e a rugosidade superficial foi analisada em microscópio de força atômica. Os resultados obtidos permitiram concluir que a adaptação e a rugosidade superficial das ligas testadas foram estatisticamente semelhantes.

Em seu estudo, Stoll et al., em 2001, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas em Ti-cp e liga de ouro sob influência de brunidura manual. Foram avaliados 2 grupos para cada material, sendo o primeiro, apenas cimentado com CFZ e o segundo, após cimentação, brunido na região cervical. Verificaram que 70 % das margens da liga de ouro para os dois grupos apresentaram médias menores que 50 μm , enquanto que para o Ti-cp, 50 % estiveram no intervalo de 50 a 100 μm . Os autores afirmaram que as fundições em Ti-cp não têm a mesma fidelidade que as de liga de ouro e que a utilização da técnica de brunidura cervical não promoveu melhorias nos valores de adaptação marginal para os dois materiais.

Desta forma, Mitchell et al., em 2001, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas com ligas de metais básicos e liga de ouro, sem a presença de espaçadores. Foram preparados 48 dentes humanos com término em chanfro, sobre os quais foram realizados os enceramentos, que posteriormente foram fundidos. Então, foi aplicada uma carga de assentamento de 5 N e o conjunto dente-*coping* foi levado ao perfilômetro para a quantificação das margens. Detectou-se que muitas das margens estavam perfeitamente assentadas tanto no plano vertical quanto no horizontal, mas as médias de adaptação marginal foram de 64,04 μm para a liga básica e de 39,90 μm para a liga áurea.

Em função de diferentes términos, Piemjai, em 2001, avaliou a adaptação marginal de *copings* confeccionados em liga de Pd-Ag. Foram utilizados dentes humanos, preparados com os seguintes términos: chanfro, degrau e degrau biselado. Cada dente foi moldado, e sobre o troquel obtido foram aplicadas seis camadas de espaçador Nice-fit (Nice-fit, Shofu Dental) em todo o preparo, com exceção da margem. Foram utilizados CFZ e cimento de ionômero de vidro (CIV) e pressões de assentamento de 25, 100 e 300 N. As melhores médias de adaptação foram obtidas com a pressão de 300 N. Em relação ao término cervical, não houve diferença estatisticamente significativa, estando as médias de adaptação marginal em torno de 17,5 μm . Em relação aos cimentos, houve diferença estatisticamente significativa, sendo melhor CFZ.

Stoll et al., em 2002, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas em Ti-cp e liga de ouro, instaladas em 32 pacientes. Pela técnica de réplica de silicone, as margens vestibulares foram moldadas e através de microscopia eletrônica foi possível quantificá-las. Verificaram que nas coroas confeccionadas em liga de ouro, havia uma grande porcentagem de margens com discrepância menor que 50 μm e sobre-extendidas, entretanto, para o grupo de titânio houve maior porcentagem de margens com desadaptação marginal maior que 50 μm . Porém os autores concluíram que, em condições ótimas, o titânio pode propiciar a obtenção de margens com alta qualidade.

Avaliando a adaptação marginal de *copings* fundidos em Ti-cp e Ti-Al-Va, Contreras et al., em 2002, encontraram médias de desadaptação para o Ti-cp de 83,9 μm e para Ti-Al-Va de 50,8 μm . Entretanto, utilizaram como artifício, para melhorar os níveis de assentamento, a máquina EDM, que pelo uso de descargas elétricas, promove alívio interno e níveis de assentamento de 50,6 μm e 24,5 μm , respectivamente.

Low, em 2003, anexou à base de uma matriz metálica, um anel removível que permite a realização de enceramento para a confecção de *copings* com término cervical em degrau. Medida de fidelidade marginal foi realizada pela discrepância entre o padrão de cera e o *coping* fundido. A conformação do término, aquém da margem, variou de acordo com o preparo para coroa total metálica e metalocerâmica. Para a fundição, foram utilizados dois tipos de revestimentos e Ti-cp. As margens apresentaram médias de desadaptação marginal para as coroas totais de 520 µm além, e 320 µm aquém da margem. Para as coroas metalocerâmicas, as médias de desadaptação marginal foram de 260 µm além, e 380 µm aquém da margem. O autor atribuiu este fato à falta de controle de expansão térmica dos revestimentos devido à presença e ausência de anel externo durante o processo de inclusão e fundição. Salientou que a fidelidade dimensional obtida com os revestimentos é diferente, afirmando também que a técnica sem anel promove a expansão maior do revestimento e deve ser utilizada para a confecção de coroas, enquanto a técnica com anel deve ser utilizada para confecção de inlays.

Variando a força de assentamento, Cherkasski e Wilson, em 2003, avaliaram a adaptação marginal de *copings* confeccionados em liga de Ni-Cr (Wiron 99), com uso de 4 camadas de espaçador Tru-fit, aplicadas nas paredes axiais e oclusal. Foi detectado que o aumento da pressão de assentamento associado ao uso de espaçadores pode promover margens de -22 µm quando a força estática de assentamento é de 100 N, 24 µm quando há aplicação de força de 10 N oscilando 7 N com frequência de 100 Hz durante 30 s, e de 44 µm com força de 10 N.

Fonseca et al., em 2003, avaliaram a adaptação marginal de *copings* confeccionados em Ti-cp e liga de Ti-Al-Va, antes e após os ciclos de queima da cerâmica. Foram utilizados 50 incisivos bovinos com término em degrau. Realizou-se a moldagem e obtenção dos troqueis e foi aplicada uma camada de espaçador Spacelaquer

(Spacelaquer Ducera Lay, Degussa huls, Hanau, Alemanha) a 1 mm aquém da margem cervical. Foram obtidas margens de 84,43 μm para a liga e de 86,09 μm para o Ti-cp, antes da realização da queima da cerâmica, aumentando para 106,78 e 117,22 μm , respectivamente, após o *glaze*.

Para a avaliação da adaptação marginal, Milan et al., em 2004, utilizaram coroas fundidas em liga de Ag-Pd, com diferentes configurações marginais: chanfro 45°, bisel 20° e degrau 90°; além de tratamentos internos para alívio: espaçadores, óxido de alumínio e ácido nítrico. O uso de espaçadores promoveu média de adaptação de 128,67 μm , sendo inferior apenas ao óxido de alumínio, entretanto, o autor afirma que este tratamento é destrutivo. Quanto ao tipo de término, o que apresentou a melhor adaptação foi chanfro 45°, com média de adaptação de 94,45 μm .

Avaliando a resistência ao deslocamento de coroas quando submetidas a cargas oblíquas, cimentadas com diferentes tipos de cimentos, Proussaefs, em 2004, utilizou dentes artificiais com preparos em degrau que foram moldados. Sobre os respectivos troqueis foi realizado o enceramento e os padrões de cera fundidos em liga de metais básicos. Cada *coping* foi cimentado e realizadas as medidas de adaptação marginal após carga de assentamento de 5 e 10 kg, sendo que as fendas decresceram conforme a carga aumentou. As médias foram 74,63 μm para a carga de 5 Kg e 57,62 μm para 10 Kg. Entretanto, os autores salientaram que há variações no nível do assentamento conforme o cimento utilizado, sendo as maiores médias obtidas pelo cimento de resina composta.

Suárez et al., em 2005, utilizaram *copings* confeccionados em Ti-cp por técnica de fundição e pelo sistema Procera para comparação a adaptação marginal. Foram confeccionadas 20 matrizes de latão com término em chanfro, sendo 10 enceradas e fundidas na máquina Rematitan Autocast (Dentaurum), as demais foram escaneadas pelo sistema Procera para a obtenção dos respectivos *copings*. Foi aplicada cerâmica de

baixa fusão em todos os *copings*, bem como, realizadas as medidas de desadaptação antes e após a cimentação com CIV. As médias pré e pós cimentação para o grupo fundição foram 55 μm e 128 μm , e para o grupo Procera foram 14 μm e 28 μm , respectivamente.

Fragoso et al., em 2005, avaliaram a adaptação marginal de coroas confeccionadas em Ti-cp variando-se a temperatura do molde. As temperaturas do molde testadas foram 430°C, 550°C, 670°C. Oito dentes bovinos foram preparados e moldados 3 vezes para a obtenção dos respectivos troqueis de gesso. Cada troquel foi encerado sem a presença de espaçadores e cada dente recebeu 3 coroas de acordo com as condições experimentais. As médias de desadaptação marginal foram de 95,00 μm para a temperatura de 550 °C; 203,40 μm para 430 °C e 213,80 μm para 670 °C. De acordo com os autores a temperatura do molde no momento da injeção do metal influencia significativamente a adaptação marginal.

Leal et al., em 2006, observaram que a utilização de 2 condutos de alimentação promovem a obtenção de copings de Ti-cp com margem de melhor qualidade.

Oliveira e Saito, em 2006, avaliaram a adaptação marginal de *copings* fundidos em liga de Ag-Pd, utilizando técnica de aplicação seletiva de espaçadores, nas seguintes condições: face oclusal e 1/3 axial, oclusal e 2/3 da axial, e em todo o preparo com exceção da 0,5 mm próximo ao término em chanfro. Cada dente foi moldado e sobre o modelo obtido, aplicado o espaçador. Foi realizada a medição da desadaptação antes e após a cimentação com vários agentes cimentantes. O menor valor médio de desadaptação pré-cimentação (27 μm) foi apresentado pelo grupo em que o espaçador cobriu toda a superfície do troquel, que também apresentou o menor valor pós-cimentação (34 μm). Esse fato, segundo os autores, deve-se ao espaçamento total das superfícies do troquel, permitindo melhor assentamento.

Tao et al., em 2006, avaliaram a adaptação marginal de *copings* confeccionados em liga de Au-1.6 wt%Ti em diferentes conformações de término comparado a liga de ouro, que foi usada como controle. Foram confeccionadas matrizes metálicas com término em degrau, com ângulo interno arredondado, variando-se o raio em 1, 3 e 5 mm. Os padrões de cera foram confeccionados diretamente sobre as matrizes e fundidos em liga de Au-1.6 wt%Ti e liga de ouro. Os autores identificaram que o aumento da curvatura da linha de término promove aumento da fenda marginal. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias, girando em torno de 20 a 40 μm .

Witkowski et al., em 2006, compararam a adaptação marginal de *copings* de Ti-cp confeccionados por fundição convencional e por sistema CAD/CAM. Foi utilizado um dente preparado com término em chanfro. Obteve-se os modelos de trabalho sobre os quais foram realizados os enceramentos com 2 camadas de espaçador Cement spacer (Pforzeim, Alemanha) para a técnica de fundição convencional e para o escaneamento com os sistemas CAD/CAM. As médias de desadaptação foram de 82,4 μm para o grupo de fundição convencional e de 83,81 μm , 15,78 μm e 76,98 μm para Pro 50, Preciscan unit e Everest, respectivamente. Segundo os autores, as discrepâncias marginais obtidas tanto para os sistemas CAD/CAM quanto para a fundição convencional, aferidas apenas sobre o troquel, foram clinicamente aceitáveis.

Limkangwalmongkol et al., em 2007, utilizaram 3 camadas de espaçador, aplicadas a uma distância de 1 mm da linha de término, para a confecção de *copings* fundidos em liga semi-preciosa, que posteriormente receberam aplicação de porcelana, variando o tipo de acabamento cervical da coroa: margem metálica e colarless. Obtiveram média de 27,93 μm para o término colarless e 42,43 μm para margem metálica, sugerindo que a melhor adaptação marginal está diretamente relacionada com o tipo de término cervical.

Al Wazzan e Al Nazzawi, em 2007, utilizando Ti-cp e Ti-Al-Va, com 3 camadas de espaçador Tru-Fit, aplicado 1 mm aquém do término cervical em degrau, obtiveram médias de assentamento em coroas unitárias, de 36,87 μm para a liga Ti-Al-Va e de 42,05 μm para o Ti-cp, estando as duas margens dentro dos limites clinicamente aceitáveis. Relataram que coroas unitárias quando comparadas com próteses parciais fixas de 3 elementos, fundidas em monobloco, proporcionam melhor adaptação e atribuem o menor nível de assentamento à contração de fundição, que em estruturas em monobloco é maior.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho é avaliar a adaptação marginal de *copings* metálicos em função dos seguintes fatores de variação:

3.1 Materiais: Ligas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be e Ti-cp.

3.2 Presença ou não de espaçadores

G0 - Sem espaçador

G1 – 1 camada de espaçador

G2 - 2 camadas de espaçador

4 MATERIAIS E MÉTODO

Para a obtenção dos corpos-de-prova foi confeccionada uma matriz de aço inoxidável, na Oficina de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, com 6,0 mm de altura, 7,0 mm de diâmetro, com linha de término cervical em bisel de 30° e uma edentação na porção oclusal da matriz para promover a orientação do *coping* no momento do assentamento (Figuras 1 e 2).

Figura 1 – Matriz de aço inoxidável.

Figura 2 – Dimensões (mm) da matriz.

6.1. Moldagem e obtenção dos troquéis

A matriz foi moldada com o auxílio de uma moldeira individual (casquete) confeccionada em resina acrílica autopolimerizável (Vipi Cril, Pirassununga, São Paulo, Brasil), especialmente obtida para padronizar a espessura do material de moldagem. À base da matriz foi acoplado um anel de teflon, que serviu como ponto de parada para o casquete no momento da moldagem. Além disso, uma haste cilíndrica, de aço inoxidável, foi confeccionada para auxiliar na remoção do molde pelo “Dispositivo removedor de molde”, no qual se encaixava (Figuras 3 A e B).

Figura 3 A – Matriz acoplada à base de teflon e moldeira individual em resina acrílica

Figura 3 B – Conjunto de moldagem

O material de moldagem utilizado foi o elastômero poliéter (Impregum soft, média viscosidade, 3M ESPE). Aplicou-se o adesivo na moldeira individual e aguardou-se 5 minutos para a secagem, de acordo com as instruções do fabricante. A quantidade do material de moldagem foi padronizada em 4 cm para cada pasta: base e catalisadora. As pastas foram manipuladas até que formasse uma massa homogênea de acordo com as instruções do fabricante. Aplicou-se este material com auxílio de uma seringa própria para material de moldagem para prevenir a formação de bolhas. A moldeira individual era preenchida com poliéter, posicionada sobre a matriz e o excesso extravasava por meio de compressão da moldeira contra a matriz (Figura 4).

Figura 4 – Moldeira individual durante a moldagem

Após tempo de presa completo, o molde era removido com auxílio de um Dispositivo Removedor de Molde (DRM), especialmente desenvolvido para a realização do trabalho. Este dispositivo foi confeccionado em latão e alumínio, contendo duas porções distintas, um corpo único de alumínio, externo, com uma fenda na base à qual se encaixava a haste metálica da base da matriz e um eixo interno, de latão, constituído de uma rosca, superior, e uma garra, inferior, com dois parafusos, responsável por prender o molde. Quando a rosca superior era acionada, o molde se deslocava em direção à ela, numa só direção, que garantia a remoção do molde paralelo ao longo eixo da matriz, presa pela haste metálica, sem provocar distorção em nenhuma de suas faces (Figura 5A e B).

Figura 5 A- DRM

5 B- Vista lateral da haste metálica presa à base do DRM

Ao molde, já removido da matriz, era acoplado um dispositivo bipartido, de alumínio, associado a um anel de teflon, que tinha por função manter em posição os hemi-cilindros, permitindo assim a padronização da base do troquel, em forma de cilindro de 13 mm de diâmetro e 15 mm de altura, onde era vertido o gesso (Figura 6A e B).

Figura 6 A- Dispositivo bipartido e anel de teflon.

6 B - Vista dos elementos

acoplados à moldeira individual.

Os modelos (troquéis) foram confeccionados com gesso pedra resinado tipo IV (Polidental, São Paulo, Brasil), manipulado mecanicamente a vácuo e na proporção de 10 g de pó para 2 ml de água, conforme recomendação do fabricante. Após 30 minutos os troquéis eram removidos manualmente (Figura 7). Cada moldagem era vazada 3 vezes.

Figura 7 – Troquel de gesso resinado Tipo IV

Foram obtidos 135 troquéis, sendo cada um utilizado para confecção de um único padrão de cera. Os padrões de cera foram divididos em 3 grupos de 45 e fundidos com Ligas Verabond (Ni-Cr-Be) (VB) (AalbaDent, Cordelia, USA), Verabond II (Ni-Cr) (VB II) (AalbaDent, Cordelia, USA) e Tritan (Ti-cp) (Dentaurum, Ispringen, Alemanha). Cada grupo de 45 foi subdividido em 3 grupos: um grupo sem aplicação de espaçador (G0), outro com aplicação de uma camada de espaçador (G1) e um terceiro com duas camadas de espaçador (G2). Outros 30 troqueis foram confeccionados para a verificação da espessura do espaçador.

6.2. Preparo dos troquéis

Os troquéis foram distribuídos nos diferentes grupos de forma aleatória.

No grupo G0 foi aplicada somente uma fina camada de isolante (Kota Ind e Com, São Paulo, Brasil). No grupo G1 foi aplicada uma camada do Sistema de Espaçador Pico-Fit (Renfert, Alemanha) (Figura 8); primeiramente uma fina película de verniz dourado com recobrimento de todas as faces, com exceção do término cervical, e após secagem, uma película do verniz prateado também recobrindo totalmente as paredes axiais e oclusal do troquel, que já haviam sido pintadas pelo verniz dourado, totalizando uma camada de espaçador (Figura 9), de acordo com as instruções do fabricante. Posteriormente era aplicado o isolante.

Figura 8 – Sistema de espaçador Pico-Fit

Figura 9 – Troquel com aplicação de uma camada de espaçador

No grupo G2 foram aplicadas 2 camadas do sistema de espaçador; primeiramente uma fina camada do verniz dourado, depois uma camada do verniz prateado, que perfazem uma camada de espaçador, e na sequência novo procedimento, totalizando duas camadas de espaçador. Após secagem, era aplicado isolante. Os troqueis foram devidamente numerados a fim de impedir que houvesse mistura entre os grupos com aplicação de espaçador, visto que o verniz tem a coloração muito densa o que dificulta a identificação da quantidade de camadas.

Também de forma aleatória, para G1 e G2, 15 troqueis para cada grupo, foram ao longo do experimento, seccionados na porção média da parede axial, com auxílio de um anel de teflon, afim de padronização da altura do corte (Figura 10 - A e B). As amostras foram levadas ao Microscópio Óptico de mensuração linear (Nikon Measurescope, Tóquio, Japan) para quantificação da espessura do espaçador.

Figura 10 A– Troquel seccionado na porção média da parede axial.

10 B- Anel de teflon acoplado ao troquel após corte

6.3. Enceramento

Os 135 padrões de cera foram obtidos por meio da utilização de cera para escultura (Schuler Dental, Ulm, Alemanha), liquefeita em plastificador (Bravac, São Paulo, Brasil) e gotejada entre o troquel e um anel de latão previamente isolado com vaselina líquida e aquecido. A utilização do anel de latão permitiu padronizar a espessura dos *copings* (Figura 11). A temperatura mínima para a liquefação da cera era de 65°C, aferida com auxílio de um termômetro. Sua padronização foi realizada para impedir que houvesse volatilização dos componentes da cera.

Figura 11 – Cera plastificada sendo gotejada entre o troquel e o anel de latão

Após o resfriamento da cera, o anel de latão era removido e a margem do enceramento refinada com auxílio de hollenback por um operador previamente Treinado (Figura 12).

Figura 12 – Padrão de cera adaptado ao troquel

Uma vez obtidos, os padrões de cera eram distribuídos de forma aleatória para comporem os diferentes grupos de materiais metálicos a serem avaliados.

6.4. Inclusão

Os padrões de cera em forma de *copings* foram incluídos em revestimento Termocast (Polidental, São Paulo, Brasil), para as ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be e Rematitan Plus (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) para o Ti-cp, manipulados a vácuo, respeitando-se as instruções do fabricante. No mesmo anel de silicone foram incluídos 3 *copings* respeitando-se os seguintes esquemas (Figuras 13 e 14) para o Ti-cp e para as ligas de Ni-Cr, respectivamente:

Figura 13 - Esquema dos corpos de prova unidos ao conduto de alimentação para inclusão no revestimento Rematitan Plus

Figura 14 - Esquema dos corpos de prova unidos ao conduto de alimentação para inclusão no revestimento Termocast

6.5. Fundição

Na sequência, os anéis de revestimento foram levados ao forno Edgcon 5P (EDG, São Carlos, Brasil) e submetidos a ciclos térmicos para eliminação da cera (Figura 15).

Figura 15 – Forno EDG

O ciclo de aquecimento dos anéis, específico para cada revestimento, foi realizado de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o revestimento Rematitan Plus, o forno foi programado com o seguinte ciclo: aquecimento à velocidade de 5°C/min da temperatura ambiente até 150°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5°C/min até 250°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5°C/min até 1000°C, permanecendo nesta temperatura por sessenta minutos; resfriamento à velocidade de 5°C/min até 400°C. Depois de removidos do forno, os anéis eram posicionados na máquina Rematitan (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) (Figura 16) e as fundições realizadas por arco voltaico, sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção de metal sob vácuo-pressão. Para cada anel foi utilizada uma pastilha de Tritan de 22g.

Figura 16 – Máquina de fundição Rematitan (Dentauro, Pforzheim, Alemanha)

Para o revestimento Termocast o forno foi programado com o seguinte ciclo: aquecimento de 15°/min da temperatura ambiente até 300°C, permanecendo nesta temperatura por 30 minutos; aquecimento de 15°/min até 950°C, permanecendo nesta temperatura por 40 minutos. Depois de removidos do forno os anéis eram posicionados na câmara da máquina de fundição por indução (Neutrolyn-Easity, Manfredi) e as ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be fundidas por indução ao vácuo, sendo o preenchimento do molde realizado por centrifugação (Figura 17).

Figura 17 - Máquina de fundição por indução (Neutrolyn-Easity, Manfredi)

Após a fundição, os *copings* eram desincluídos, jateados e usinados, para remoção apenas de eventuais nódulos de fundição. Nenhum espaçamento adicional àquele promovido pelo espaçador, portanto, foi realizado. Os copings foram levados aos troquéis correspondentes para verificação do assentamento (Figura 18). Posteriormente, a determinação do desajuste foi realizada com os *copings* assentados na matriz metálica.

Figura 18 – *Coping* adaptado ao troquel após fundição

6.6. Medida dos Desajustes

Foi elaborado um “Dispositivo para padronização de medição e pressão de assentamento (DP)”, que permitiu que o conjunto matriz-*coping* fosse levado ao microscópio sempre padronizando a carga de assentamento do *coping* na matriz. Este dispositivo foi submetido à apreciação para obtenção de patente no Instituto Nacional de Propriedade Industrial, sob processo número: PI 0.505.036-7 (Figura 19).

Figura 19 - Dispositivo para padronização de medição e pressão de assentamento.

Para definição da carga de assentamento, 3 conjuntos matriz-*coping*, correspondendo aos grupos G0, G1 e G2, foram levados à Máquina Universal de Ensaio (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) e realizado de teste de compressão. Foi observado que uma carga de 3 Kgf. era suficiente para promover o máximo assentamento do *coping* à matriz nas 3 condições. Os conjuntos foram então, presos no DP e levados também à Máquina Universal de Ensaio. Pelas argolas existentes na haste, foi realizado tracionamento, ativando o eixo que transmite a carga de assentamento ao *coping*. Os procedimentos foram realizados até a aplicação da carga de 3 Kgf. previamente determinada. Obtida a carga, foi anotado o deslocamento angular da haste (60°), que foi aplicado para todas as medidas realizadas.

Todos os conjuntos matriz-*coping* adaptados ao DP foram levados ao Microscópio Óptico de mensuração linear (Nikon Measurescope, Tóquio, Japan) para quantificação do desajuste marginal (Figura 20).

Figura 20 - Microscópio Óptico de mensuração linear

Para a realização das medidas, foram adotados 4 pontos fixos, ortogonais entre si, devidamente marcados na base da matriz. Foram realizadas três leituras de cada ponto e obtidas as respectivas médias.

5 RESULTADOS

Os dados originais deste trabalho resultaram do produto fatorial de 3 tratamentos (sem espaçador, com uma camada e com duas camadas de espaçador), 3 ligas metálicas (Verabond, Verabond 2 e Titânio cp), 4 pontos de referência (vestibular, lingual, mesial e distal), 3 leituras de cada ponto para que se obtivessem suas respectivas médias e 15 repetições para cada condição (tratamento X liga metálica), perfazendo um total de 1620 medidas de desadaptação marginal. A média de desajuste dos 04 pontos avaliados em cada condição experimental representou o desajuste de cada *coping*, resultando em 135 valores originais, que constam no apêndice 1.

A análise estatística foi realizada por meio do programa GMC, versão 2002, desenvolvido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos do Departamento de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

A análise do conjunto dos resultados obtidos neste testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição dos dados é normal (Tabela 1) e homogênea (Teste de Cochran) (Tabela 2). Desta forma, foi realizada Análise de Variância (Tabela 3) e teste de Tukey (Tabelas 4 e 5) que revelou significância estatística ($p < 0.05$) para os fatores de variação (tratamentos e materiais), não havendo significância estatística para a interação (Tabela 6).

Tabela 1: Distribuição dos dados amostrais

A. Frequências por intervalos de classe:							
Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Med	M+1s	M+2s	M+3s
Curva Normal	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental	1.48	1.48	28.89	40.00	20.74	6.67	0.74
B. Cálculo do Qui quadrado							
Graus de liberdade: 4				A distribuição amostral testada é normal			
Valor do Qui quadrado: 4.54							
Probabilidade de Ho: 33.7400 %							

Tabela 2: Teste de Cochran

Número de variâncias testadas	9
Número de graus de liberdade	14
Variância Maior	6440.9507
Soma das variâncias	23184.1016
Valor calculado pelo teste	0.2778

Tabela 3: Análise de variância: Valores originais

Fonte de Variação	Soma de Quadr	G.L	Quadr.Médios	F	Prob.(H0)
Entre tratamentos	207736.0625	2	103868.0313	40.33	0.000
Entre materiais	130837.0469	2	65418.5234	25.40.920	0.000
Interação trat. X mat.	9433.3574	4	2358.3394	0.92	0.45872
Resíduo	324486.5313	126	2575.2900		
Variação total	672493.0000	134			

Para o fator de variação tratamentos, a análise estatística acusou 0,1% de probabilidade para a hipótese de igualdade ($p < 0.001$), indicando haver diferença entre as três condições, G0, G1 e G2. A condição G0 (177,31 μm) foi diferente da condição G1 (121,51 μm) que também foi diferente da condição G2 (81,51 μm) (Tabela 4).

Tabela 4: Médias amostrais e teste de Tukey calculados para a condição espaçador (μm)

Fator de variação: tratamentos	Média (μm)	Desvio padrão	
G0	177,31	77,82	a
G1	121,51	54,74	β
G2	81,66	38,87	γ

Valor crítico de Tukey calculado : 25.40026

Para o fator de variação materiais, a análise estatística acusou, também, 0,1% de probabilidade para a hipótese de igualdade ($p < 0.001$), indicando haver diferença significativa entre os materiais. As ligas VB (118,73 μm) e VB II (93,40 μm) não apresentaram diferença significativa entre si, mas apresentaram diferença significativa em relação ao Ti-cp (168,35 μm) (Tabela 5).

Tabela 5: Médias amostrais e teste de Tukey calculados para a condição material (μm)

Fator de variação: material	Média (μm)	Desvio padrão	
VB	118,73	63,00	A
VB II	93,40	55,28	A
Ti-cp	168,35	72,70	B

Valor crítico de Tukey calculado : 25.40026

No estudo das interações, a Análise de Variância (Tabela 3) demonstrou não haver diferenças estatisticamente significantes entre tratamentos e materiais ($p = 0.45872$). A Tabela 6 demonstra os valores médios para cada interação, com estudo comparativo 2 a 2:

Tabela 6: valores médios de desadaptação (μm).

Materiais	Tratamentos		
	G0	G1	G2
Verabond	157,60 ^a	121,20 ^{a,b}	77,40 ^{b,c}
Verabond II	140,40 ^a	85,13 ^{a,b,c}	54,66 ^c
Titânio cp	233,93 ^d	158,20 ^a	112,93 ^{a,b}

Valor crítico de Tukey calculado : 58,52007

6 DISCUSSÃO

A adaptação marginal de coroas unitárias ou de próteses fixas tem sido motivo de atenção constante entre clínicos e pesquisadores, porque, uma vez instaladas, devem apresentar longevidade, associada à manutenção da saúde do sistema que foi restaurado. No caso do uso de ligas alternativas para a confecção de subestruturas para restaurações metalocerâmicas, por processo de cera perdida, além dos valores de desajuste marginal comumente relatados serem maiores que os observados com outras opções disponíveis no mercado, as ligas em si, despertam preocupação em função da presença de componentes potencialmente prejudiciais à saúde.

Como opção de substituição das ligas de metais básicos, no tocante à biossegurança, o Ti-cp associa alta biocompatibilidade ao custo não tão elevado quanto o das tradicionais ligas de metais nobres, evidentemente não se levando em consideração a infra-estrutura necessária a sua correta manipulação. No que diz respeito à adaptação marginal, no entanto, os resultados obtidos ficam aquém até daqueles observados com as ligas de metais básicos ⁶¹. Assim, o estudo de procedimentos clínicos e laboratoriais que contribuam para a melhoria dos resultados clínicos obtidos, pode tornar definitiva a introdução deste material no elenco de opções dos materiais disponíveis para a reabilitação oral. Um dos procedimentos laboratoriais muito utilizados, inclusive para as ligas de metais básicos, são os espaçadores, que promovem a compensação da contração de solidificação muito maior desses materiais, quando comparado com as ligas de ouro, em função da elevada temperatura de fundição ¹⁸.

A técnica do uso de espaçadores envolve a aplicação superficial de um material que produz aumento da espessura do troquel, criando alívio interno para a confecção do padrão de cera. O espaço criado, além de compensar a contração de solidificação da liga metálica, favorece a acomodação do cimento, influenciando positivamente no assentamento da peça protética ⁹¹.

Neste estudo, a análise estatística demonstrou que o fator de variação espaçador foi imprescindível para a redução do desajuste marginal observado (Tabela 4), sendo o grupo G2 o que resultou no menor valor (81,66 μm) com diferença estatística para o grupo G1 (121,51 μm) e para o grupo G0 (177,31 μm), que também apresentaram diferença significativa entre si. Este resultado está de acordo a outros encontrados na literatura ^{2, 26, 51, 81}, evidenciando a relevância deste recurso para promover o assentamento das peças protéticas. Entretanto, o uso de espaçadores, de forma descontrolada, influencia na retenção das peças protéticas cimentadas ^{67, 87}. Tal assunto, que não foi objeto deste estudo, fará parte da segunda etapa do experimento.

O exame da Tabela 5, para o fator de variação material, mostra que o valor médio de desajuste observado com o Ti-cp (168,35 μm) apresentou diferença significativa em relação ao da liga VB (118,73 μm) e da liga VB II (93,40 μm), que não tiveram diferença significativa.

Trabalhos que estudaram especificamente a fusibilidade das ligas de metais básicos demonstraram a vantagem da adição do berílio nessas ligas, que as torna mais fluidas e, portanto, adequadas para o preenchimento de pequenos detalhes dos moldes utilizados como padrão de comparação ^{11, 13}. Quando avaliado do ponto de vista do desajuste marginal, no entanto, não foram observadas diferenças entre os dois materiais (VB e VB II), sendo que a liga sem berílio apresentou, ainda, valor médio de desajuste inferior ao verificado com a liga com berílio.

Além de tornar a liga mais fluida, a presença do berílio contribui para diminuir a temperatura de fundição do material, reduzindo por consequência sua contração de solidificação. Proporciona pela formação de fases eutéticas Ni-Be, ponto de fusão mais baixo que as demais fases que compõem o material e que, ao se fundirem primeiro, reduzem a temperatura de fundição. Também por este aspecto era esperado que menores

valores de desajuste fossem observados com a liga VB, que pela menor contração teria melhor assentamento sobre a matriz. É necessário considerar, no entanto, que não foi utilizada, embora possível com a máquina de fundição utilizada no estudo, temperatura definida de fundição, sendo os dois materiais, com e sem berílio, fundidos e liberados para centrifugação por controle visual do operador. Possivelmente este detalhe pode ter aproximado a temperatura de fundição dos dois materiais avaliados e, por consequência, igualado seus comportamentos.

Com relação ao Ti-cp, os valores de desajuste marginal observados neste estudo são maiores que alguns citados na literatura ^{2, 12, 26, 78, 85}. As particularidades inerentes à fundição deste material, que funde à aproximadamente 1700° C, necessita de atmosfera controlada e é injetado em molde à temperatura de 400° C, associam maior contração de fundição com menor fluidez, em comparação aos outros materiais avaliados ^{20, 53}. A menor fluidez, além de ser característica do próprio material, fica mais crítica com a baixa temperatura do molde, necessária para diminuir a reação do titânio com o refratário ³⁵. Esta baixa temperatura dificulta o melhor preenchimento de detalhes delicados do molde deixados pela eliminação do padrão de cera ¹³.

Quando avaliado o efeito do uso de espaçador sobre os materiais aqui estudados (Tabela 4), observa-se que houve redução significativa do desajuste marginal para os três materiais, sendo que, para o Ti-cp o uso de duas camadas de espaçador (Ti G2-112,93 um) foi indispensável para que o desajuste resultante ficasse dentro do limite aceitável clinicamente, que é de 120 um ⁵⁵. Os menores valores de desajuste, no entanto, foram obtidos com as ligas VB (VB-G2 77,40 um) e VB II (VB II-G2 54,66 um), associados ao uso de duas camadas de espaçador, sendo que o valor observado com a liga VB II foi próximo do valor preconizado por Jenkins e Phillips, em 1971 ⁴⁶ e Brockhurst et al., em 1983 ¹³ que é de 50um. Para esta liga, mesmo com o uso de uma única camada de

espaçador (VB II-G1 85,13 µm), o valor obtido esteve dentro do limite clinicamente aceitável. É necessário observar, entretanto, que para os três materiais avaliados os valores de desvio padrão são elevados, indicando a variabilidade dos resultados obtidos, o que, do ponto de vista clínico é um fator complicador, uma vez que uma falha de adaptação, mesmo que localizada e restrita a uma única região do *coping*, determina sua rejeição e confecção de nova peça.

A análise estatística revelou não haver significância para interação dos fatores de variação, indicando que o efeito do espaçador agiu de forma semelhante para os três materiais avaliados.

É interessante novamente registrar que se o berílio é importante para o aumento da fusibilidade das ligas de Ni-Cr, os resultados obtidos permitem opinar que não o é para o efetivo ajuste marginal da restauração, não dando suporte, portanto, à opção do uso de ligas de maior potencial patogênico. Por outro lado, os valores obtidos com o Ti-cp permitem afirmar que além do uso adequado de espaçador, estudos ainda são necessários para obtenção de níveis de adaptação clinicamente mais confiáveis e comparáveis às outras opções disponíveis aos profissionais.

Neste contexto é válido registrar que dentre algumas opções para melhorar a fusibilidade do titânio a utilização de dois condutos de alimentação é de fácil execução e pode contribuir para a obtenção de melhor integridade marginal^{21, 49}, no entanto como anteriormente apontado, a cópia de detalhes delicados do molde deixa de ser o aspecto mais importante, quando o assentamento da restauração não é adequado.

Para contribuir com o assentamento, alguns trabalhos estudaram, além do uso de espaçadores aplicados sobre o troquel, a utilização de outras técnicas de espaçamento obtido pelo uso de máquinas de descarga elétrica ou por jateamento com óxido de alumínio, que removem material da superfície interna das restaurações compensando a

contração de solidificação e facilitando o assentamento^{2, 26, 56}. É preciso considerar, todavia, que o uso de máquinas de eletro-erosão envolve custo adicional pela utilização do equipamento e pelo tempo envolvido, e que o jateamento interno das peças protéticas põe em risco a integridade marginal da restauração, apesar de todo cuidado necessário para sua proteção.

A maioria dos estudos que avaliam a adaptação marginal se utiliza de metodologia *in vitro*, que simula as condições clínicas e os estágios laboratoriais envolvidos na obtenção das peças protéticas^{2, 6, 20, 26, 78, 85, 93, 94}. No presente estudo, a aplicação da técnica de espaçamento foi realizada pela adoção de metodologia semelhante à situação clínica convencional, em que pese o uso de uma matriz de aço. Fora este detalhe, houve um ato de moldagem, vazamento de modelo e aplicação do espaçador. Os parâmetros foram controlados da maneira mais crítica possível, inclusive pela confecção de um dispositivo que permitiu a remoção vertical do molde desde a matriz, evitando qualquer distorção. Este artifício se mostrou necessário, porque ainda no plano piloto deste estudo, algumas fundições que adaptavam perfeitamente sobre o troquel tinham adaptação precária sobre a matriz, indicando evidente distorção do molde. O comentário deste detalhe se faz importante porque põe em evidência toda dificuldade com que lida o profissional na prática clínica diária.

Não foi proposta deste experimento quantificar a expansão do gesso, do material refratário, ou a contração de solidificação dos materiais avaliados. Por outro lado, houve total preocupação com a padronização dos procedimentos e aleatoriedade na disposição dos troqueis obtidos, dentro de cada grupo, para que os resultados fossem interpretados com segurança.

Com o mesmo cuidado, foi desenvolvido um dispositivo para padronização da carga de assentamento das peças fundidas sobre a matriz e da posição do conjunto na

plataforma do microscópio, que permitiu grande confiabilidade dos procedimentos de tomada das medidas de desajustes. Esta preocupação foi objeto de estudo de outros autores^{43, 58, 84}.

Apesar de toda padronização, no entanto, um aspecto que se mostrou crítico e de difícil controle foi a espessura da camada de espaçador que interfere diretamente com o espaçamento obtido. Por isso, embora não fosse objetivo do experimento, um “controle de qualidade” do espaçamento foi realizado pela obtenção de troqueis adicionais, que depois de receberem os devidos espaçamentos eram, ao longo do experimento, seccionados na porção média da parede axial e analisados por meio de microscopia ótica (Nikon Measurescope, Tóquio, Japan) com resolução de 20 vezes. Os valores médios de espessura verificados para uma camada de espaçador foram de $26,0 \pm 5,0 \mu\text{m}$ e para duas camadas $63,0 \pm 11,0 \mu\text{m}$, enquanto que os valores informados pelo fabricante ficariam em torno de 20,0 a 22,0 μm para uma camada e, por dedução, 40,0 a 44,0 μm para duas. Os valores encontrados neste estudo são correlatos aos de outros trabalhos e condizem com os níveis de assentamento obtidos por eles quando da utilização deste recurso de espaçamento^{14, 15, 18, 40, 87, 88, 72, 87}.

Tal fato é clinicamente relevante, porque no afã de conseguir ajuste marginal adequado, é possível que sejam confeccionadas, inadvertidamente, peças protéticas que tenham excesso de alívio interno, com conseqüente efeito sobre a retenção após cimentação.

De acordo com Oliva e Lowe, em 1987⁶³, vários fatores influenciam na espessura da camada final do espaçador, tais como: utilização de endurecedor de gesso que impede a absorção da primeira camada de espaçador; agitação do frasco durante a aplicação para que haja dispersão das partículas metálicas; controle da volatilização do

solvente e, principalmente, aplicação metódica e cuidadosa do produto para que não haja sobreposição de camadas.

Vários autores realizaram estudos semelhantes por intermédio da obtenção do padrão de fundição a partir da matriz metálica ^{45, 53, 57, 66, 77, 80}. Tal situação elimina alguns fatores de variação, mas deixa a técnica mais distante da realidade clínica. O modelo de gesso é fator importantíssimo a ser considerado, pois sua expansão durante a reação de presa influencia positivamente o resultado final da restauração fundida ⁴. Da mesma forma, Myers, em 1943 ⁶², encontrou diferenças de assentamento de peças fundidas em função da variedade de técnicas envolvidas na moldagem, confecção de modelo e técnica de fundição. Por outro lado, Grajower et al., em 1989 ⁴¹, demonstraram que a aplicação de espaçadores nas paredes axiais, com exceção da porção cervical e do término do preparo, tem efeito negativo no espaçamento e como consequência, o assentamento inadequado da peça fundida, devido à constrição do 1/3 cervical da parede axial, que impede o escoamento do cimento no ato da cimentação.

Considerações também foram feitas sobre os valores do percentual de expansão térmica dos refratários utilizados para fundição das ligas de metais básicos, em torno de 1,25 %, que deveria compensar a contração de solidificação elevada destes materiais, em torno de 2,3 %, quando comparados aos das ligas alternativas ^{4, 52}. Tal fato é agravado em relação ao Ti-cp uma vez que Mori et al., em 1994 ⁶¹, encontraram expansão próxima de zero para o revestimento Rematitan Plus, utilizado neste estudo, justificando plenamente o estudo de recursos técnicos que viabilizem a utilização clínica de material tão especial, pela excelente biocompatibilidade que apresenta.

A odontologia, como outras áreas do conhecimento, passa por transformações constantes regidas por novos conhecimentos, desenvolvimento de novos materiais, equipamentos e técnicas. Na atualidade, sem nenhuma comparação com épocas

passadas, grande valor tem sido dado aos procedimentos restauradores que são fundamentados em resultados estéticos. Assim, as restaurações protéticas metálicas realizadas por fundição por cera perdida aparentemente vão perdendo espaço para outras opções baseadas, por exemplo, em sistema CAD-CAM e porcelana pura. Diferentemente do que se observa nas matérias de jornal, especializadas ou não, entretanto, a opção por restaurações que utilizam subestrutura metálica com recobrimento estético continuam sendo de grande utilidade para número notável de situações clínicas que acometem pacientes em todo o mundo.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos é lícito afirmar que:

1. O menor desajuste cervical foi obtido com a utilização de 02 camadas de espaçador (81,51 μm), com diferença significativa em relação à utilização de uma camada (121,51 μm) e sem a utilização de espaçador (177,31 μm). Estes últimos também com diferença significativa entre si.
2. Em relação aos materiais avaliados, não houve diferença significativa entre as ligas Verabond (118,73 μm) e Verabond II (93,40 μm), sendo que estas apresentaram diferença significativa em relação ao Ti-cp (168,35 μm).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADA. Titanium applications in dentistry. **J Am Dent Assoc**, v.134, n.3, p.134-139, mar, 2003.
2. AL WAZZAN, K.A.; AL NAZZAWI, A.A. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. **J Contemp Dent Pract**, v.8, n.1, p.19-26, jan 1, 2007.
3. AL-HIYASAT, A.S.; BASHABSHEH, O.M.; DARMANI, H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. **Int J Prosthodont**, v.16, n.1, p.8-12, jan-feb, 2003.
4. ANUSAVICE, K. J. **Materiais Dentários**. 11^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 764p.
5. BERG, E. Dentists opinion on aspects of cast titanium restorations. **J Dent**, v. 25, p. 113-117, mar. 1997.
6. BERGMAN, B.; BESSING, C.; ERICSON, G.; LUNDQUIST, P.; NILSON, H.; ANDERSSON, M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. **Acta Odontol Scand**, v.48, n.2, p.113-117, april, 1990.
7. BESIMO, C.; JEGER, C.; GUGGENHEIM, R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. **Int J Prost**, v. 10, n. 6, p. 541-546, nov-dec. 1997.
8. BESSING, C.; BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. **Swed Dent J**, v.16, n.3, p.109-113, 1992.
9. BEZZON, O.L. Allergic sensitivity to several base metals; a clinical report. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 3, p. 243-244, mar, 1993.
10. BEZZON, O. L.; PEDRAZZI, H.; ZANIQUELLI, O.; SILVA, T. B. C. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing

- of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium. **J Prosthet Dent**, v.92, n.3, p.274-277, sep, 2004.
11. BEZZON, O.L.; RIBEIRO, R.F.; ROLLO, J.M.D.A.; CROSSARA, S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. **J Prosthet Dent**, v.85, n.3, p.299-304, mar, 2001.
 12. BLACKMAN, R.; RAMON, B.; BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. **J Prosthet Dent**, v. 67, n. 4, p. 435-440, apr, 1992.
 13. BROCKHURST, P.J.; MCLAVERTY, V.G.; KASLOFF, Z.: A castability standard for alloys used in restorative dentistry. **Oper Dent**, v.8, n.4, p.130-139, autumn, 1983.
 14. CAMPAGNI, W.V.; PRESTON, J.D.; REISBICK, M.H. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. **J Prosthet Dent**, v.47, n.6, p.606-611, jun, 1982.
 15. CAMPAGNI, W. V.; WRIGHT, W.; MARTINOFF, J. Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. **J Prosthet Dent**, v.55, n.3, p.324-328, mar. 1986.
 16. CAMPBELL, S, D.: Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with the all-ceramic restorations. **J Prosthet Dent**, v.63, n.2, p.151-155, feb, 1990.
 17. CANAY, S.; HERSEK, N.; ÇULHA, A.; BILGIÇ, S. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behavior. **J Oral Rehabil**, v.25, n.10, p.759-764, oct, 1998.
 18. CARTER, S.M.; WILSON, P.R. The effect of die-spacing on crown retention. **Int J Prost**, v.9, n.1, p.21-29, jan-feb. 1996.

19. CARTER, S.M.; WILSON, P.R. The effects of die-spacer on post-cementation crown elevation and retention. **Aust Dental J**, v.42, n 3, p.192-198, jun, 1997.
20. CHAI, T.I.; STEIN, R.S. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. **J Prosthet Dent**, v.73, n.6, p.534-541, jun, 1995.
21. CHAN, D.C.N.; BLACKMAN, R.; KAISER, D.A.; CHUNG, K. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. **J Oral Rehabil**. v.25, n.6, p.424-429, jun, 1998.
22. CHERKASSKI, B.; WILSON, P.R. The effect of oscillation, low seating force and dentine treatment on pulpward pressure transmission during cementation: a laboratory study. **J Oral Rehabil**, v.30, n.10, p.957-963, oct, 2003.
23. CHRISTENSEN, G.J. Marginal fit of gold inlay castings. **J Prosthet Dent**, v.16, n.2, p.297-305, jan-june, 1966.
24. CHO, S.H.; CHANG, W.G.; LIM, B.S.; LEE, Y.K. Effect of die spacer thickness on shear bond strength of porcelain laminate veneers. **J Prosthet Dent**, v.95, n.3, p.201-208, mar, 2006.
25. CLARK, M.T.; RICHARDS, M.W.; MEIERS, J.C. Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. **J Prosthet Dent**, v.74, n.1, p.18-24, jul, 1995.
26. CONTRERAS, E.F.; HENRIQUES, G.E.; GIOLO, S.R.; NOBILO, M.A. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. **J Prosthet Dent**, v.88, n.5, p.467-472, nov, 2002.
27. COONEY, J.P.; DOYLE, T.M.; CAPUTO, A.A.: Surface smoothness and marginal fit with phosphate-bonded investments. **J Prosthet Dent**, v.41, n.4, p.411-417, apr, 1979.

28. COVINGTON, J.S.; MCBRIDE, M.A.; SLAGE, W.F.; DISNEY, A.L. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. **J Prosthet Dent**, v.54, n.1, p.127-135, jul, 1985.
29. DUNCAN, J.D. The casting accuracy of nickel--chromium alloys for fixed prostheses. **J Prosthet Dent**, v.47, n.1, p.63-68, jan, 1982.
30. EAMES, W.B.; O'NEAL, S.J.; MONTEIRO, J.; MILLER, C.; ROAN, J.D. JR; COHEN, K.S. Techniques to improve the seating of castings. **J Am Dent Assoc**, v.96, n.3, p.432-437, mar, 1978.
31. EMTIAZ, S.; GOLDSTEIN, G. Effect of die spacers on precementation of complete-coverage restorations. **Int J Prost**, v.10, n.2, p.131-135, mar-apr, 1997.
32. FDA. Alternative casting alloys for fixed prosthodontics. Federation Dentaire Internationale. Technical Report No. 34. **Int Dent J**, v.40, n.1, p.54-55, feb, 1990.
33. FELTON, D.A.; KANOY, B.E.; BAYNE, S.C.; WIRTHMAN, G.P. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. **J Prosthet Dent**, v.65, n.3, p.357-364, mar, 1991.
34. FONSECA, J.C.; HENRIQUES, G.E.; SOBRINHO, L.C.; DE GOES, M.F. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. **Dent Mater**, v.19, n.7, p.686-691, nov, 2003.
35. FRAGOSO, W.S.; HENRIQUES, G.E.; CONTRERAS, E.F.; MESQUITA, M.F. The influence of mold temperature on the fit of cast crowns with commercially pure titanium. **Braz Oral Res**, v.19, n.2, p.139-143, apr-jun, 2005.

36. FUSAYAMA, T.; KIMIKO, I.; HOSODA, H. Relief of resistance of cement of full cast crowns. **J Prosthet Dent**, v.14, n.1, p.95-106, jan-feb, 1964.
37. GEGAUFF, A.G.; ROSENSTIEL, S.F. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. **J Prosthet Dent**, v.61, n.6, p.655-658, jun, 1989.
38. GELBARD, S.; AOSKAR, Y.; ZALKIND, M.; STERN, N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. **J Prosthet Dent**, v.71, n.1, p.1-6, jan, 1994.
39. GEMALMAZ, D.; ALKUMRU, H.N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. **J Prosthet Dent**, v.73, n.1, p.49-54, jan, 1995.
40. GRAJOWER, R.; LEWINSTEIN, I.; ZELTSER, C. The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. **J Oral Rehabil**, v.12, n.3, p.235-245, may, 1985.
41. GRAJOWER, R.; ZUBERI, Y.; LEWINSTEIN, I. Improving the fit crowns with die spacers. **J Prosthet Dent**, v.61, n.3, p.555-563, may, 1989.
42. HEMBREE, J.H. JR; GEORGE, T.A.; HEMBREE, M.E. Film thickness of cements beneath complete crowns. **J Prosthet Dent**, v.39, n.5, p.533-535, may, 1978.
43. HOLMES, J.R.; BAYNE, S.C.; HOLLAND, G.A.; SULIK, W.D. Considerations in measurement of marginal fit. **J Prosthet Dent**, v.62, n.4, p.405-408, oct, 1989.
44. JACOBS, M.S.; WINDELER, A.S. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. **J Prosthet Dent**, v.65, n.3, p.436-442, mar, 1991.

45. JANG, K.S.; YOUN, S.J.; KIM, Y.S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. **J Prosthet Dent.** v.86, n.1, p.93-98, jul, 2001.
46. JENKINS, C.B.; PHILLIPS, R.W. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns. **J Prosthet Dent,** v.25, n.3, p.211-220, feb, 1971.
47. KAY, G.W.; JABLONSKI, D.A.; DOGON, I.L. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulation study. **J Prosthet Dent,** v.55, n.1, p.13-18, jan, 1986.
48. KYDD, W.L.; NICHOLLS, J.I.; HARRINGTON, G.; FREEMAN, M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. **J Prosthet Dent,** v.75, n.1, p.9-13, jan, 1996.
49. LEAL, M.B.; PAULINO, S.M.; PAGNANO, V.O.; BEZZON, O.L. Influence of investment type and sprue number on the casting accuracy of titanium crown margins. **J Prosthet Dent.** v.95, n.1, p.42-49, jan, 2006.
50. LEONG, D.; CHAI, J.; LAUTENSCHLAGER, E.; GILBERT, J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **Int J Prosthodont,** v.7, n.5, p.440-447, sep-oct, 1994.
51. LIMKANGWALMONGKOL, P.; CHICHE, G.J.; BLATZ, M.B. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. **J Prosthodont.** v.16, n.4, p.233-237, aug, 2007.
52. LOMBARDAS, P.; CARBUNARU, A.; MCALARNEY, M.E.; TOOTHAKER, R.W. Dimensional accuracy of castings with ringless and metal ring investment systems. **J Prosthet Dent,** v.94, n.1, p.27-31, jul, 2000.

53. LOW, D. New die design for dimensional accuracy assessment of crown castings. **Int J Prosthodont.** v.16, n.1, p.13-8, jan-feb, 2003.
54. LOW, D.; MORI, T. Titanium full crown casting: thermal expansion of investments and crown accuracy. **Dent Mater**, v.15, n.3, p.185-90, may, 1999.
55. MCLEAN, J.W.; FRAUNHOFER, J.A. VON. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br Dent J.** v.131, n.3, p.107-111, aug, 1971.
56. MILAN, F.M.; CONSANI, C.; SOBRINHO, L.C.; SINHORETI, M.A.C.; SOUZA-NETO, M.D.; KNOWLES, J.C. Influence of Casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. **Braz Dent J**, v.15, n.2, p.127-132, mar, 2004.
57. MITCHELL, C.A.; ABBARIKI, M.; ORR, J.F. The influence of luting cement on the probabilities of survival and modes of failure of cast full-coverage crowns. **Dent Mater**, v.16, n.3, p.198-206, may, 2000.
58. MITCHELL, C.A.; PINTADO, M.R.; DOUGLAS, W.H. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. **J Prosthet Dent**, v.85, n.6, p.575-584, jun, 2001.
59. MOFFA, J.P.; LUGASSY, A.A.; GUCKES, A.D.; GETTLEMAN, L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. **J Prosthet Dent**, v.30, n.4, p.424-431, oct, 1973.
60. MONDELLI, J.; ISHIKIRIAMA, A.; GALAN, J. JR. Marginal microleakage in cemented complete crowns. **J Prosthet Dent**, v.40, n.6, p.632-636, dec, 1978.
61. MORI, T; JEAN-LOUIS, M; YABUGAMI, M; TOGAYA, T. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. **Aust Dent J.** v. 39, n.6, p.348-352, dec. 1994.

62. MYERS, R. E. Variables factors in the technique of dental casting. **J Am Dent Assoc**, v.30, p.203-18, 1943.
63. OLIVA, R.A.; LOWE, J.A. Effect of die spacer on the seating of cast restorations on composite core preparations. **J Prosthet Dent**, v.58, n.1, p.29-35, jul, 1987.
64. OLIVA, R.A.; LOWE, J.A.; OZAKI, M.M. Film Thickness of a paint-on die spacer. **J Prosthet Dent**, v.60, n.2, p.180-184, aug, 1988.
65. OLIVERA, A.B.; SAITO, T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. **J Prosthodont**, v.15, n.4, p.243-249, jul-aug, 2006.
66. ORUÇ, S; TULUNOGLU, Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal ceramic crown. **J Prosthet Dent**, v.73, n.1, p.314-318, mar, 2000.
67. PASSON, C.; LAMBERT, R. H.; LAMBERT, R. L.; NEWMAN, S. The effect of multiple layers of die-spacer on crown retention. **Operative Dentistry**, v.17, n.2, p.42-49, mar-apr, 1992.
68. PIEMJAI, M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. **Int J Prosthodont**, v.14, n.5, p.412-416, oct, 2001.
69. PROUSSAEFS, P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: effect of cement. **J Prosthodont**. v.13, n.1, p.36-41, mar, 2004.
70. PSILLAKIS, J.J.; MCALARNEY, M.E.; WRIGHT, R.F.; URQUIOLA, J. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: A preliminary study. **J Prosthet Dent**, v.85, n.1, p.82-87, jan, 2001.
71. RICHTER-SNAPP, K.; AQUILINO, S.A.; SVARE, C.W.; TURNER, K.A. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain

- proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. **J Prosthet Dent**, v.60, n.4, p.435-439, oct, 1988.
72. RIEGER, M.R.; TANQUIST, R.A.; BROSE, M.O.; ALI, M. Measuring the thickness of paint-on die spacer. **J Prosthet Dent**, v.58, n.3, p.305-308, sep, 1987.
73. ROSENSTIEL, S.F.; LAND, M.F.; CRISPIN, B.J. Dental luting agents: A review of the current literature. **J Prosthet Dent**, v.80, n.3, p.280-301, sep, 1998.
74. SORENSEN, J.A. A standardized method for determination of crown margin fidelity. **J Prosthet Dent**, v.64, n.1, p.18-24, jul, 1990.
75. SORENSEN, J.A.; OKAMOTO, S.K.; SEGHI, R.R.; YAROVESKY, U. Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication. **J Prosthet Dent**, v.67, n.2, p.162-173, feb, 1992.
76. STOLL, R.; FISCHER, C.; SPRINGER, M.; STACHNISS, V. Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy – an in vivo study. **J Oral Rehabil**, v.29,n.1, p.1-6, jan. 2002.
77. STOLL, R.; MAKRIS, P.; STACHNISS, V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and gold alloy under influence of manual burnishing technique. **J Oral Rehabil**, v. 28, n.5, p. 401-406, may. 2001.
78. SUÁREZ, M.J.; LOZANO, J.F.L.; SALIDO, M.P.; MARTINEZ, F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. **J Prosthodont**, v.18, n.5, p.390-391, sep-oct, 2005.
79. SYVERUD, M.; OKABE, T.; HERO, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. **Eur J Oral Sci**. v.103, n.5, p.327-330, oct, 1995.

80. TAO, J.; YODA, M.; KIMURA, K.; OKUNO, O. Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. **Dent Mater.** v.22, n.5, p.397-404, may, 2006.
81. TJAN, A.H.; LI. T.; LOGAN, G.I.; BAUM, L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. **J Prosthet Dent**, v.66, n.2, p.157-164, aug, 1991.
82. TJAN, A.H.; MILLER, G.D.; SARKISSIAN, R. Internal escape channel to improve the seating of full crowns with various marginal configurations: a follow-up study. **J Prosthet Dent**, v.53, n.6, p.759-763, jun, 1985.
83. TJAN, A.H.; SARKISSIAN, R.; MILLER, G.D. Effect of multiple axial grooves on the marginal adaptation of full cast-gold crowns. **J Prosthet Dent**, v.46, n.4, p.399-403, oct, 1981.
84. USHIWATA, O.; DE MORAES, J.V.; BOTTINO, M.A.; DA SILVA, E.G. Marginal fit of níquel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent. **J Prosthet Dent**, v.83, n.6, p.634-643, jun, 2000.
85. VALDERRAMA, S.; ROCKEL, N.V.; ANDERSON, M.; GOODACRE, C.J.; MUNOZ, C.A. A comparison of internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. **Int J Prost**, v.8, n.10, p.29-37, jan-feb, 1995.
86. VAN NORTWICK, W.T.; GETTLEMAN, L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. **J Prosthet Dent**, v.45, n.4, p.395-399, apr, 1981.

87. VERMILYEA, S.G.; KUFFLER, M.J.; HUGET, E.F. The effects of die relief agent on the retention of full coverage castings. **J Prosthet Dent.** v.50, n.2, p.207-210, aug, 1983.
88. WANG, C.; MILLSTEIN, P. L.; NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. **J Prosthet Dent**, v.67, n.6, p.786-790, jun. 1992.
89. WANG, R.R.; LI, Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. **J Prosthet Dent**, v.80, n.4, p.495-500, oct, 1998.
90. WATANABE, I.; WATANABE, E.; NAKAJIMA, H.; ATSUTA, M.; OKABE, T. Effect of pressure difference on the quality of Titanium casting. **J Dent Res**, v.76, n.3, p.773-779, mar, 1997.
91. WILSON, P.R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. **J Prosthet Dent**, v.71, n.6, p.560-564, jun, 1994, a.
92. WILSON, P.R. The effect of delayed placement of capsulated cements on crown seating. **Aust Dent J**, v.39, n.4, p.214-9, aug, 1994, b.
93. WITKOWSKI, S.; KOMINE, F.; GERDS, T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. **J Prosthet Dent**, v.96, n.1, p.47-52, jul, 2006.
94. WOLF, B.H.; WALTER, M.H.; BOENING, K.W.; SCHMIDT, A.E. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays – a clinical study. **Dent Mater**, v.14, n.5, p.370-374, sep. 1998.
95. WU, J.C.; WILSON, P.R. Optimal cement space for resin luting cements. **Int J Prosthodont**, v.7, n.3, p.209-215, may-jun, 1994.

96. ZAVANELLI, R.A.; HENRIQUES, G.E.P.; FERREIRA, I.; DE ALMEIDA ROLLO, J.M. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. **J Prosthet Dent**, v.84, n.3, p.274-279, sep, 2000.

9 APÊNDICE

Apêndice 1: Valores originais de desadaptação marginal medidas em μm :

Liga	Sem esp - G0	1 cam de esp – G1	2 cam de esp – G2
Verabond - VB	207	128	89
	190	160	117
	135	104	57
	156	77	101
	172	211	57
	86	91	109
	261	77	83
	140	127	55
	30	96	65
	97	100	67
	214	171	143
	62	51	44
	244	233	106
	262	116	42
	108	76	26
Verabond II – VB II	177	167	31
	134	90	79
	69	52	51
	166	99	91
	214	4	61
	157	42	27
	162	152	107
	175	126	24
	167	82	38
	152	56	52
	105	97	64
	70	35	16
	110	48	28
	72	46	54
	177	167	31
Titânio – Ti-cp	199	140	173
	81	146	111
	185	140	177
	162	131	97
	221	140	122
	285	144	101
	192	226	143
	209	199	78
	297	201	98
	161	173	123
	356	167	127
	375	161	97
	227	96	83
	327	180	98
	232	129	66

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.
This page will not be added after purchasing Win2PDF.