UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO

NATÉRCIA CARREIRA SORIANI

ESTUDO DOS FATORES INTERFERENTES
NA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE PRÓTESES
CONFECCIONADAS EM TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E LIGAS
ALTERNATIVAS

Ribeirão Preto

2011

NATÉRCIA CARREIRA SORIANI

**ESTUDO DOS FATORES INTERFERENTES NA
ADAPTAÇÃO MARGINAL DE PRÓTESES
CONFECCIONADAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE
PURO E LIGAS ALTERNATIVAS**

*Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo para a obtenção
do título de Doutor em Reabilitação Oral,
Área de concentração Reabilitação Oral, do
Departamento de Materiais Dentários e
Prótese.*

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon

Versão Original

Ribeirão Preto

2011

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Soriani, Natércia Carreira

Estudo dos fatores interferentes na adaptação marginal de próteses confeccionadas em Titânio comercialmente puro e ligas alternativas. Ribeirão Preto, 2011.

214 p. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Bezzon, Osvaldo Luiz.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Natércia Carreira Soriani

Estudo dos fatores interferentes na adaptação marginal de próteses confeccionadas em Titânio comercialmente puro e ligas alternativas

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral.
Área de concentração Reabilitação Oral

Aprovada em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

1. Prof.(a).Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____
2. Prof.(a).Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____
3. Prof.(a).Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____
4. Prof.(a).Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____
5. Prof.(a).Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ 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

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

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

Ao Prof. Dr. João Manuel Domingos de Almeida Rollo, pelo seu espírito inovador e empreendedor na tarefa de multiplicar seus conhecimentos e pela sua disciplina me ensinando a importância do nosso trabalho.

Ao Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza, pelas incansáveis tardes que passamos discutindo a análise estatística, pelo estímulo e companheirismo para vencer os desafios durante os três anos de Doutorado.

Ao Técnico de Laboratório José de Godoi Filho, pela paciência e solicitude com que me ajudou a executar a parte experimental desta Tese 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 Doutorado.

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 Tese.

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

Ao querido amigo Marco Antônio Amorin Vasco pela parceria nos momentos difíceis e pelo compartilhamento do nosso orientador.

Aos colegas de Doutorado pela espontaneidade e alegria na troca de informações e materiais numa rara demonstração de amizade e solidariedade.

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

Ao técnico de microscopia eletrônica de varredura Dr. Rodrigo Ferreira Silva, da Faculdade de Química da USP, campus Ribeirão Preto pelo afeto e carinho com que tratou à mim e minhas amostras. Sem ele seria impossível obter as reveladoras imagens de MEV.

As Monjas Adoradoras Perpétuas do Santíssimo Sacramento por terem me iluminado nos momentos de escuridão da minha vida e pelo amor com que me receberam em seu monastério.

À Funcionária Zilda, secretária da Clínica de Especialização da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP pelo apoio incondicional no atendimento de meus pacientes e pelos inúmeros almoços e conversas que compartilhamos. Adotei uma irmã.

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, pela acolhida em mais esta etapa da minha formação acadêmica, na pessoa do Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon.

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 da Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos, 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 técnicos de laboratório Ricardo de Souza Antunes e Edson Volta pelo apoio na execução de grande parte experimental deste trabalho no laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais – LIPEM.

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

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 07/59903-9).

Muito Obrigada

"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

RESUMO

RESUMO

SORIANI, N. C. Estudo dos fatores interferentes na adaptação marginal de próteses confeccionadas em Titânio comercialmente puro e ligas alternativas. Ribeirão Preto, 2011. 214p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

O desajuste de *copings* obtidos por fundição por cera perdida está sujeita à vários fatores tais como: contração de fundição do metal, expansão do revestimento, uso de espaçadores, entre outros. O objetivo do estudo foi avaliar o desajuste marginal pré e pós cimentação de *copings* obtidos com três ligas de metais básicos – Ni-Cr-Be (VB), Ni-Cr (V2) e Co-Cr (KE) fundidos a partir de dois revestimentos – Termocast (TE) e Microfine (MI) e Titânio comercialmente puro (TR) fundido com dois revestimentos – Rematitan Plus (RP) e Rematitan Ultra (RU), nas condições E0, sem espaçador, E1, com uma camada de espaçador e E2, com duas camadas de espaçador. A partir de uma matriz metálica, foram obtidos 240 *copings*, sendo 10 para cada combinação metal-revestimento-espaçador. Foi utilizado Microscópio Óptico para determinação do desajuste nas condições pré e pós cimentação, efetuada com cimento de fosfato de zinco. Foi realizado teste de tração pós cimentação para determinação da carga de remoção dos *copings* da combinação KE-MI. Foram realizados ensaios dilatométricos para a definição dos coeficientes de expansão térmico linear dos metais e dos revestimentos, determinação da expansão de presa dos revestimentos, além de ensaio para determinação da variação dimensional das fundições e análises de microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados de desajuste marginal foram analisados estatisticamente pelos testes Anova e Student-Newman-Keulsa que revelaram significância estatística (0,05) para os fatores isolados. Para os metais, os valores de desajuste (μm) foram $V2 (85) = VB (89) < KE (119) < TR (171)$ e para os revestimentos, $MI (68) < TE (128) < RP (153) < RU (188)$. Para o espaçador os desajustes foram $E2 (76) < E1 (125) < E0 (147)$. Os menores valores de desajuste pós cimentação foram obtidos pelas combinações: VB-MI-E2 (44), V2-MI-E2 (47), VB-MI-E1 (52), VB-MI-E0 (55), TR-RU-E2 (67), V2-MI-E1 (70), V2-TE-E2 (77), V2-MI-E0 (86), VB-TE-E2 (103), todas as demais combinações tiveram valores acima de 120 μm , adotado como referência clinicamente aceitável. Houve diferença significativa para as cargas de remoção entre as condições $E2 (49 \text{ Kgf}) < E1 (74 \text{ Kgf}) < E0 (102 \text{ Kgf})$. Os valores de expansão de presa foram: TE (1,05%), MI (0,88%), RP (0,19%) e RU (0,02%). Para o ensaio dilatométrico, os valores de contração dos metais foram: KE (0,270%), V2 (0,262%), VB (0,256%) e TR (0,160%). Para os revestimentos, houve diferença significativa, entre MI (0,74%) e RU (-1,63%). A análise da variação dimensional revelou diferença significativa para os metais: $V2 (0,08\%) \geq VB (-0,12\%) \geq KE (-0,21\%) \geq TR (-0,85\%)$ e para os revestimentos: $MI (0,09\%) > TE (-0,26\%) = RP (-0,50\%) > RU (-1,19\%)$. Os revestimentos MI e RU apresentaram micro estrutura mais refinada, contendo cristais mais homogêneos e menos porosidade que os revestimentos RP e TE. Com base nos dados analisados, é válido afirmar que, embora a utilização de revestimentos com boas propriedades dilatométricas facilite a confecção de *copings* com ajuste marginal adequado, a utilização de espaçadores pode ser indispensável para obtenção de resultados clínicos satisfatórios.

Palavras Chave: ligas alternativas, Titânio comercialmente puro, espaçadores, Adaptação marginal, fundição, expansão térmico linear, expansão de presa.

ABSTRACT

ABSTRACT

SORIANI, N. C. Study of determining factors for the marginal fit of prosthesis made of commercially pure titanium and alternative alloys. Ribeirão Preto, 2011. 214p. Thesis (Doctorate in Oral Rehabilitation) – Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo.

The marginal fit of copings made by lost-wax casting are subject to different variation factors, such as contraction of molten metal, investment thermal expansion, die spacer use and others. This study aimed to evaluate the marginal adaptation of copings before and after cementation, obtained with three basic alloys - Ni-Cr-Be (VB), Ni-Cr (V2) and Co-Cr (KE), melted with two investments - Termocast (TE) and Microfine (MI) - and commercially pure titanium (TR) melted with Rematitan Plus (RP) and Rematitan Ultra (RU), in the conditions: E0 (without die spacer), E1 (one die spacer layer) and E2 (two die spacer layers). From a metal matrix, 240 copings were obtained, 10 for each combination metal-investment-spacer. An optical microscope was used to determine the misfit before and after the cementation with zinc phosphate cement. A tensile strength test was carried out after the cementation in order to determine the remotion load. Dilatometric tests were used to calculate the linear thermal expansion coefficients of metals and investments, to determine the setting expansion of the investments and to determine the dimensional variation as well. After the tests, the data were analyzed statistically. The analysis of variance for the marginal adaptation showed statistical significance (0.05) for all variation factors. For the metals, the misfit, in μm , was: V2 (85) = VB (89) < KE (119) < TR (171); and for investments, MI (68) < TE (128) < RP (153) < RU (188). The misfit for factor die spacer was: E2 (76) < E1 (125) < E0 (147). Having accepted the value of 120 μm as a reference limit of clinically acceptable results, the lowest misfit values for different combinations after cementation were: VB-MI-E2 (44), V2-MI-E2 (47), VB-MI-E1 (52), VB-MI-E0 (55), RU-TR-E2 (67 μm), V2-MI-E1 (70), E2-V2-TE (77), V2-MI-E0 (86), VB-TE-E2 (103). All the other combinations had values above 120 μm . There was a significant difference for tensile strength under the conditions E2 (49 Kgf), E1 (74 Kgf) and E0 (102 kgf). The setting expansion values were: TE (1.05%), MI (0.88%), RP (0.19%) and RU (0.02%). According to the dilatometer test, the values of contraction for the metals were: KE (0.27%), V2 (0.262%), VB (0.256%) and TR (0.16%), and for the investments: MI (0.74%) and RU (-1.63%). The analysis of variance revealed significant differences for metals dimensional variation: V2 (0.08%) $\geq$ VB (-0.12%) $\geq$ KE (-0.21%) TR (-0.85%) and investments: MI (0.09%) > TE (-0.26%) = RP (-0.50%) > RU (-1.19%). In conclusion, the use of investments with good dilatometric properties improves the marginal fit of the copings, but the die spacer use may be essential for obtaining satisfactory clinical results.

Key words: alternative alloys, commercially pure titanium, die spacer, marginal fit, cast crown, thermic linear expansion, setting expansion.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	20
2. REVISTA DA LITERATURA.....	26
3. PROPOSIÇÃO.....	81
4. MATERIAIS E MÉTODO.....	83
4.1. Avaliação do desajuste marginal pré e pós cimentação.....	83
4.1.1. Moldagem e obtenção dos troqueis.....	83
4.1.2. Preparo dos troqueis.....	86
4.1.3. Enceramento.....	87
4.1.4. Inclusão.....	88
4.1.5. Fundição.....	90
4.1.6. Medida dos Desajustes pré cimentação.....	93
4.1.7. Medida dos Desajustes pós cimentação.....	94
4.2. Teste de tração pós cimentação.....	95
4.3. Dilatometria.....	97
4.3.1. Ensaio para estabelecimento do coeficiente de expansão de presa dos revestimentos (CEP).....	98
4.3.2. Ensaio Dilatométrico dos revestimentos	101
4.3.2.1. Confeção das amostras	101
4.3.2.2. Realização dos traçados dilatométricos dos revestimentos.....	104
4.3.3. Ensaio Dilatométrico dos metais.....	107
4.3.3.1. Confeção das amostras	107
4.3.3.2. Realização dos traçados dilatométricos dos metais.....	108
4.3.4. Ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida.....	112

4.4. Microscopia Eletrônica de Varredura	117
4.5. Análise Estatística.....	119
5. RESULTADOS.....	122
5.1. Adaptação marginal pré e pós cimentação.....	122
5.1.1. Fator de variação Metal.....	124
5.1.2. Fator de variação Revestimento.....	124
5.1.3. Fator de variação Espaçador.....	125
5.1.4. Fator de variação Cimentação.....	126
5.1.5. Interação Metal x Revestimento.....	127
5.1.6. Interação Revestimento x Espaçador.....	128
5.1.7. Interação Metal x Cimentação.....	129
5.1.8. Interação Cimentação x Espaçador x Revestimento.....	129
5.2. Ensaio de resistência à tração pós cimentação.....	132
5.3. Dilatometria – Análise dos Dilatogramas.....	134
5.3.1. Dilatograma da expansão linear de presa.....	134
5.3.2. Dilatogramas do Ensaio Dilatométrico dos Revestimentos.....	135
5.3.2.1. Ensaio Dilatométrico do revestimento Termocast.....	136
5.3.2.2. Ensaio Dilatométrico do revestimento Microfine.....	137
5.3.2.3. Ensaio Dilatométrico do revestimento Rematitan Plus.....	138
5.3.2.4. Ensaio Dilatométrico do revestimento Rematitan Ultra.....	139
5.3.3. Dilatogramas do Ensaio Dilatométrico dos Metais.....	141
5.3.3.1. Ensaio Dilatométrico da liga metálica Verabond.....	142
5.3.3.2. Ensaio Dilatométrico da liga metálica Verabond II.....	144
5.3.3.3. Ensaio Dilatométrico da liga metálica Keragen	145
5.3.3.4. Ensaio Dilatométrico do metal Tritan.....	147

5.3.4. Ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida.....	149
5.4. Análise das fotomicrografias de varredura.....	152
5.4.1. Termocast.....	153
5.4.2. Microfine.....	156
5.4.3. Rematitan Plus.....	161
5.4.4. Rematitan Ultra.....	164
6. DISCUSSÃO.....	168
7. CONCLUSÃO.....	197
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	200
9. APÊNDICE 1.....	212

1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, a busca por materiais odontológicos de boa qualidade e seguros para a saúde do paciente tem aumentado substancialmente. As ligas ditas alternativas enfrentam cada vez mais resistência, apesar dos custos envolvidos serem menores, em função da discutida biossegurança, pois possuem em suas formulações metais básicos que representam risco à saúde do paciente (1). Recentemente, a possibilidade de recorrer ao titânio trabalhado por meio de fundição por cera perdida abriu a perspectiva de uso de material de alta biocompatibilidade e de custo mais baixo relativo às das tradicionais ligas áuricas (2), apesar da necessidade de sofisticada tecnologia para sua correta fundição para a confecção de subestruturas metálicas (3).

Nas reabilitações orais, especificamente no campo da prótese dental, dentre as várias formulações existentes, as ligas de Ni-Cr e Co-Cr são as que menos inconvenientes clínicos proporcionam. Surgiram a partir de formulações à base de cromo e cobalto usadas inicialmente em próteses parciais removíveis. Em função de sua alta resistência à corrosão no meio bucal, excelente resistência à flexão que suporta a indicação de seu uso em espaços protéticos longos ou em próteses adesivas, dureza e módulo de elasticidade comparáveis ou ligeiramente superiores àqueles das ligas de ouro, essas ligas se tornaram mais adequadas que as ligas áuricas para serem utilizadas como materiais estruturais (4).

Contudo, o níquel presente nestas ligas pode desencadear reações alérgicas, além de possuir potencial citotóxico e carcinogênico, que leva à necessidade de controle na sua manipulação (1, 5). Alguns autores salientaram que ligas de metais básicos quando usadas sobre implantes podem ainda desencadear mecanismos de corrosão por corrente galvânica (6, 7).

Mais recentemente, o titânio e suas ligas também têm sido pesquisados como opção às ligas comumente utilizadas nas próteses fixas e removíveis, em virtude de

algumas características como biocompatibilidade, baixa densidade, elevada resistência mecânica e satisfatória resistência à corrosão em temperatura ambiente (8). O titânio e suas ligas não apresentam propriedades mutagênicas e proporcionam riscos mínimos associados à citotoxicidade (9).

Para que se obtenha melhor qualidade nas peças protéticas fundidas com esses materiais, inúmeros fatores vem sendo estudados, tais como: alterações na composição das ligas, materiais de moldagem e modelos de gesso fiéis, técnicas de enceramento e de fundição, entre outros (10, 11, 12). Além disto, nas últimas décadas, cada vez mais vem sendo proposto a substituição das técnicas convencionais de fundição pela tecnologia CAD/CAM, para obtenção de peças protéticas. No entanto, tal alternativa envolve custos adicionais que limitam ainda mais o acesso dos pacientes ao tratamento, sobretudo nos países em desenvolvimento (13).

Apesar dos avanços tecnológicos no sentido do aprimoramento das técnicas de moldagem, obtenção dos troquéis (14), enceramento (15) e obtenção de *copings* (12, 16), ainda persiste algum tipo de desajuste entre as margens da restauração e o término cervical do dente preparado. Esse desajuste será preenchido por cimentos que apresentam diferentes graus de degradação no meio bucal. A ADA (American Dental Association) recomenda que o espaço de pré cimentação seja obtido dentro dos padrões determinados em sua especificação número 96, ou seja, deve ser no máximo de 25 μm (17). Se o desajuste estiver fora destes padrões, com o passar do tempo o cimento pode se dissolver nos fluidos bucais e cria-se um espaço entre o dente e a restauração que permitirá retenção de biofilme, instalação de doença periodontal, recidiva de cárie e perda do trabalho (18). Entretanto é sabido que atualmente são considerados clinicamente aceitáveis, desajustes de até 120 μm (19).

A adaptação marginal de próteses parciais fixas é de vital importância para o sucesso da reabilitação oral, sendo considerada como fator principal e significativo na prevenção de cáries secundárias (20). Uma coroa bem adaptada reduz a ocorrência de cáries recorrentes e doença periodontal, uma vez que o espaço entre uma coroa artificial com adaptação inadequada e o preparo dental permite o acúmulo de biofilme (21, 22).

No que se refere ao aprimoramento das técnicas de enceramento, o uso de espaçadores para troquéis 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 (23), visando a compensação da contração de fundição da liga metálica (16). Esse método altera as dimensões do troquel e é representado por líquidos comerciais especiais para pintar os troquéis, tinta de modelo, esmalte de unha corado ou polímeros termoplásticos dissolvidos em solventes voláteis (23, 24, 25). A presença de alívio interno proporcionado pelo uso de espaçadores diminui as tensões intrapulpares e a força utilizada no momento da cimentação das coroas (26). Além disso, a utilização de espaçador mostrou-se como o melhor método de compensação das contrações de resfriamento das ligas metálicas utilizadas em restauração fundida e garantiu melhores níveis de adaptação marginal (24, 27). Este recurso é de fácil execução e não destrutivo, tanto ao troquel quanto ao *coping*, promove espaço de pré cimentação homogêneo e preserva o contato íntimo apenas na região das margens, pois as paredes axiais e oclusal, onde o espaço de pré cimentação é mais crítico, são aliviadas (28).

Deve-se levar em consideração que a ausência de espaço de pré cimentação pode deslocar a peça protética em direção a oclusal, aumentando a fenda marginal. O decréscimo na fenda marginal de coroas obtidas com uso de espaçadores ocorre pela diminuição da pressão hidrostática entre a superfície interna do *coping* e o preparo (27). A presença de espaçamento é fundamental para garantir o completo assentamento, uma

vez que os autores citados verificaram que a fenda era maior em coroas sem espaçamento, antes e após a cimentação. Portanto é imprescindível, para a satisfatória adaptação marginal, que ocorra a completa acomodação do cimento (29).

A contração de fundição de um determinado metal também é uma característica importante a ser considerada, pois quanto maior a temperatura de fundição, maior será a contração. Desta forma, sua magnitude indicará a possibilidade ou não de compensá-la com os revestimentos e técnicas de espaçamento existentes. Fatores como expansão adequada do revestimento para compensar a contração de fundição; suficiente resistência em altas temperaturas, para suportar a injeção do metal e a habilidade de obter fundições completas e sem poros, reduzindo os defeitos de fundição, são fatores indispensáveis (30, 31).

Além da contração de fundição do metal, a adaptação de uma restauração metálica fundida depende muito dos materiais envolvidos no processo de fundição e a adaptação aceitável poderá ser obtida pela seleção adequada do tipo de revestimento para a liga ou metal utilizado (32). Os revestimentos aglutinados por fosfato (P_2O_5) e sílica (SiO_2) são muito utilizados para fundições de ligas de metais básicos, mas não são adequados para a fundição do titânio (33, 34), para este metal são indicados os revestimentos que contêm óxidos termicamente mais estáveis, a base de magnésio, alumínio, zircônio e ítrio (35).

Ainda assim, a expansão de presa, associada à expansão térmica linear podem não compensar totalmente a contração de fundição destes materiais (36, 37). Portanto, o estudo comparativo dos coeficientes de expansão térmica linear dos materiais metálicos e dos revestimentos pode contribuir para o melhor entendimento da adaptação marginal das próteses dentárias, a fim de se estabelecer uma combinação satisfatória entre os

materiais metálicos e os revestimentos, obtendo o máximo de aproveitamento de suas propriedades e sucesso no seu desempenho.

Deste modo, o objetivo do estudo foi verificar o desajuste marginal pré e pós cimentação de *copings* metálicos confeccionados em titânio comercialmente puro e três formulações de ligas alternativas muito utilizadas na Odontologia: Ni-Cr, Ni-Cr-Be e Co-Cr em função do tipo de revestimento utilizado. Além disso, objetivou-se avaliar a resistência à tração pós cimentação em função do espaçamento e realizar ensaios dilatométricos dos revestimentos e materiais metálicos, visando estabelecer relação entre os diferentes coeficientes de expansão térmica linear dos materiais e os revestimentos utilizados.

2. REVISTA DA LITERATURA

McLean e von Fraunhofer, em 1971 (19), avaliaram a espessura do filme de cimento em restaurações metálicas fundidas (*inlays* e coroas totais em ouro, coroas metalocerâmicas) e coroas de cerâmica pura por meio da técnica de réplica em Poliéter. 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 de espessura do filme de cimento 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 (38), opinaram que margens de fundições obtidas em ligas básicas deveriam ser de até 50 μm , comparáveis as margens obtidas com ligas de ouro.

Segundo Moffa et al., em 1973 (4), 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, ainda são as que menos inconvenientes clínicos proporcionam em função de sua alta resistência a 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. De acordo com os autores, as ligas de Ni-Cr apresentam como limitação baixa fluidez, sendo a incidência de margens incompletas o problema mais frequente. O aumento da temperatura de fundição, entretanto, eleva a fluidez da liga e reduz as falhas de fundição. Por outro lado, promove aumento da rugosidade superficial e da contração de solidificação, dificultando o processo de assentamento, acabamento e polimento das peças fundidas.

Eames et al., em 1978 (39) relataram que o uso de quatro camadas de espaçador Tru-Fit proporcionou decréscimo na fenda marginal das coroas de 143 µm para 45 µm após a cimentação com cimento de fosfato de zinco, num dente natural com convexidade de 10°. Aferiram a espessura da camada de espaçador, por meio de microscopia óptica, e confirmaram a espessura proposta pelo fabricante (25 µm). Os autores relataram que o aumento na convergência das paredes axiais melhora o assentamento das restaurações protéticas.

Mondelli et al., em 1978 (40), mediram o desajuste cervical de coroas totais obtidas por inclusão em diferentes revestimentos (Cristobalite, Hi-temp, Goldent e Termocast), fundidas com diferentes ligas metálicas (Superalloy, Ag-Sn; Duracast MS, Cu-Al; Goldent-LA, Cu-Zn; Palliag M, Ag-Pd e Nicrocast, Ni-Cr). As leituras dos desajustes foram realizadas com auxílio de microscópio óptico. Cada coroa foi medida três vezes em quatro pontos ortogonais, resultando no total de 12 leituras. Os autores concluíram que a liga de AgSn apresentou a menor média de desajuste (109,4 µm), seguida de AgPd (434,1µm), CuZn (643,1 µm), CuAl (674,7 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, independentemente da liga empregada.

Hembree et al., em 1978 (41) avaliaram a fenda marginal promovida pela cimentação de *copings* com cimento de fosfato de zinco e relataram que quanto maior a fluidez dos cimentos utilizados durante o assentamento das peças protéticas, menor a película produzida após sua presa total. Por meio 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.

Cooney et al., em 1979 (42), avaliaram a adaptação marginal de *copings* confeccionados em ligas de ouro tipo III, variando-se o tipo de revestimento (a 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 (43), 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 enceramento 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, duas canaletas e quatro canaletas, respectivamente. Os autores atribuíram este fato ao aumento da resistência ao completo assentamento que pode estar associado a incompleta reprodução destas canaletas no momento da fundição.

Van Nortwick e Gettleman, em 1981 (44), 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 cimento de fosfato de zinco.

Ida et al., em 1982 (33) apresentaram um estudo abrangente sobre fundição de titânio comercialmente puro e algumas composições de ligas de titânio com dois materiais distintos de molde: um revestimento fosfatado comercial e um revestimento a base de cimento refratário industrial de magnésia (MgO). Este estudo verificou o tamanho das partículas, resistência a compressão e expansão térmica destes revestimentos, além das propriedades do titânio comercialmente puro e suas ligas e as características superficiais das fundições. Os resultados demonstraram que o revestimento a base de magnésio foi muito mais adequado para o titânio do que o

fosfatado com sílica, sendo fundidas com sucesso: coroas, pontes e lâminas para implantes dentais.

Campagni et al., em 1982 (45), em estudo especificamente realizado para medir a espessura do espaçador nas regiões oclusal e axial, notaram considerável variação de acordo com o local avaliado, tendo obtido as seguintes médias para duas camadas de espaçador ($26,55 \pm 14,11 \mu\text{m}$), quatro camadas ($58,76 \pm 17,38 \mu\text{m}$) e para seis camadas ($77,7 \pm 19,91 \mu\text{m}$).

A partir de um preparo com término em chanfro, Duncan, em 1982 (46), avaliou a adaptação marginal de *copings* confeccionados em quatro tipos de ligas de Ni-Cr e cinco tipos de revestimentos. O enceramento foi realizado diretamente sobre a matriz. Os melhores níveis de desadaptação marginal foram obtidos com o revestimento utilizado para ligas nobres, com média de desadaptação de $111,30 \mu\text{m}$, e a maior média foi de $458,50 \mu\text{m}$, obtida pelo revestimento indicado para ligas de metais básicos.

Vermilyea et al., em 1983 (47), utilizaram duas camadas de espaçador Tru-fit para promover o espaçamento de 20 a $25 \mu\text{m}$ e verificaram que houve diminuição da retenção dos *copings* em 32%.

Baran, em 1983 (32) ressaltou que um dos fatores críticos associados ao sucesso de uma restauração metalocerâmica é a fusibilidade da liga, que foi definida como sua capacidade em reproduzir pequenos detalhes e margens finas a partir de um padrão de cera. Diversos fatores afetam a fusibilidade das ligas: a forma do padrão de cera, o desenho dos condutos de alimentação, o tipo do material de revestimento, os procedimentos para eliminação da cera, além dos métodos de fusão e fundição do metal.

Avaliando as margens cervicais de coroas metalocerâmicas, Brockhurst et al., em 1983 (48), concluíram que a fenda marginal clinicamente aceitável para o sucesso deveria ser de até $50 \mu\text{m}$, comparáveis às obtidas com ligas de ouro.

Grajower et al., em 1985 (49), ao analisaram a espessura das fases dourada e prateada do espaçador Tru-fit, encontraram variações de acordo com o tempo de uso e atribuíram o aumento da espessura a 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. Ao variar 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 três μm para o grupo com quatro camadas de espaçador.

Num estudo retrospectivo, Tjan et al., em 1985 (50), 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 cimento de fosfato de zinco. 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 a dificuldade de assentamento de peças protéticas em termos acentuados.

Ao avaliar a concentração de níquel e berílio na superfície de fundições, Covington et al., em 1985 (51), 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.

Bessing, em 1986 (52) avaliaram a fusibilidade de quatro ligas: duas áuricas e duas de prata-paládio. Neste experimento, semelhante ao método original, o mesmo corpo-de-prova foi mergulhado duas vezes em anel preenchido com silicona para impressão das margens. Assim, foram obtidas 12 secções, que foram fotografadas e a deficiência marginal calculada a partir da medida do diâmetro da circunferência do arredondamento. Para calcular a precisão do método, uma das fundições foi submetida a cinco procedimentos de impressão e dois padrões de cera foram avaliados utilizando a mesma técnica. Os resultados deste trabalho indicaram que os padrões de cera apresentaram arredondamento médio de $11 \pm 8 \mu\text{m}$, com variação de 3-25 μm . As ligas áuricas apresentaram melhor fusibilidade do que as ligas de prata-paládio.

Jorgensen e Okamoto, em 1986 (53) avaliaram o efeito dos líquidos especiais fornecidos pelos fabricantes, dispositivos de mistura e o volume de mistura na expansão de presa dos revestimentos testados. Verificou-se que todas as variáveis estudadas podem afetar significativamente a expansão de presa, e que o uso do líquido especial, recomendado pelos fabricantes, na maioria dos casos propicia expansão inaceitavelmente elevada, que pode provocar a alteração do padrão de cera e com isso, promover margens com fendas maiores que os limites clinicamente aceitáveis.

O emprego de técnicas modernas com o propósito de melhorar o controle da adaptação marginal e eliminar a influência da maior parte dos fatores envolvidos na fundição foi objetivo do estudo desenvolvido por Kay et al., em 1986 (54). 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 .

Watanabe e Jorgensen, em 1986 (55) avaliaram a expansão térmica de 18 ligas de fundição e de 3 revestimentos fosfatados comercialmente disponíveis manipulados com diferentes líquidos (água destilada, 20% de solução aquosa de glicerol ou o líquido

especial fornecido pelo fabricante) e com diferentes tempos de manipulação em espatulador ao vácuo (30, 45 ou 60 segundos). Foi utilizado um dilatômetro para a avaliação da expansão térmica linear, que foi calculada pela Fórmula de Gruneisen. Em relação aos revestimentos apenas um apresentou considerável expansão térmica (1,31%), provavelmente por ter sido manipulado com solução especial e conter maior quantidade de sílica. Nenhum dos revestimentos apresentou expansão térmica suficiente para compensar a contração térmica da ligas.

Schwartz, em 1986 (20), revisando a literatura, relatou e discutiu métodos e técnicas para melhorar o ajuste marginal de restaurações fundidas. Desajuste marginal médio entre 10 μm e 160 μm poderia ser considerado clínica e radiologicamente aceitável. Relatou que os métodos que poderiam ser utilizados para melhorar o ajuste marginal são: extensão das margens no enceramento, além do término do preparo; remoção da cera na parte interna do padrão; alívio interno da fundição com jato de pó abrasivo, usinagem com broca (com ou sem indicador), ataque ácido ou ataque eletrolítico; perfuração oclusal para escape do cimento; dispositivos para aplicar forças para o assentamento; vibração durante a cimentação; espaçadores no troquel antes da confecção do padrão em cera.

Campagni et al., em 1986 (56), 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 cimento de fosfato de zinco, de 61,7 μm para o grupo com espaçador; para o grupo sem espaçador todas as médias foram superiores a 150 μm .

Rieger et al., em 1987 (25), 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. Segundo os autores, os espaçadores podem ser representados também por líquidos comerciais especiais, tinta de modelo, esmalte de unha corado ou polímeros termoplásticos dissolvidos em solventes voláteis.

Investigando o uso de espaçadores no assentamento de coroas de resina composta, Oliva e Lowe, em 1987 (29), verificaram que houve diminuição da fenda marginal com o uso de espaçadores. Conforme os autores, a utilização de quatro camadas de espaçador Tru-fit propiciou uma fenda marginal média de $79,24 \pm 7,20 \mu\text{m}$. 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.

Oliva et al., em 1988 (57), afirmaram que a espessura do espaçador varia de acordo com a localização no troquel, encontrando menor espaçamento nas regiões mais críticas, como a porção cervical da parede axial e a parede oclusal. Segundo os autores, a utilização de espaçadores é a forma mais simples de compensar a contração de fundição das ligas metálicas.

Para avaliar a adaptação marginal, Richter-Snapp et al., em 1988 (58), fundiram *copings* em liga nobre (Cameo) e liga de Ni-Cr (Rexillum III), a partir de duas matrizes em aço inoxidável (degrau biselado e degrau com inclinação de 45°), que depois seriam submetidos a aplicação de cerâmica. Foram confeccionados 20 *copings* de acordo com as recomendações do fabricante. Depois de fundidos, os *copings* foram posicionados sobre as matrizes por meio 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, sendo, portanto, clinicamente aceitáveis mesmo após a aplicação da cerâmica. As alterações na adaptação marginal forma similares aquelas relatadas previamente, com uma tendência para alteração negativa após a primeira sinterização e alterações menores nas sinterizações subsequentes. Os resultados deste estudo indicaram que nenhum dos fatores investigados ou combinação desses fatores afeta a adaptação final da restauração metalocerâmica. Deste modo, a escolha do tipo de margem, liga ou localização da cerâmica podem ser estabelecidas pelo julgamento clínico e habilidade do cirurgião dentista.

Para Gegauff e Rosenstiel, em 1989 (59), a natureza e a magnitude das forças aplicadas no momento da cimentação também influenciam o 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. Entretanto, de acordo com os resultados, não houve melhora nos níveis de assentamento das coroas testadas mesmo com a presença de espaçadores para troquel.

Para Grajower et al., em 1989 (60), a aplicação de espaçadores nas paredes axiais, com exceção da porção mais cervical e do término, tem efeito negativo no espaçamento e posteriormente no assentamento, devido a 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 frequente em vários estudos. Afirmaram que o contato entre as irregularidades da superfície interna da coroa e do preparo pode impedir o correto assentamento da restauração e, portanto, a obtenção do espaço de pré cimentação é necessário para reduzir esta ocorrência.

Rosenstiel e Gegauff, em 1989 (61) avaliaram a retenção e o assentamento de coroas totais utilizando várias proporções pó/líquido, tempo de mistura e temperatura do cimento fosfato de zinco. Três molares humanos extraídos foram preparados com instrumento rotatório diamantado simulando um preparo para coroa total. Foram confeccionadas coroas cilíndricas, que depois de cimentadas, permitiram a comparação entre os quatro pares de pontos referenciais marcados nos dentes antes e depois da cimentação. Após a cimentação, as coroas foram mantidas assentadas por 10 minutos e foram colocadas em umidade relativa de 100% e temperatura de 37°C. Após 24 h, as coroas foram removidas a velocidade de 0,5 mm/min numa máquina de ensaio hidráulica. Após o ensaio de tração, os dentes e as coroas foram limpos e novamente cimentados variando-se as proporções de manipulação deste cimento. De acordo com os resultados, quando o cimento de fosfato de zinco foi usado numa relação pó/líquido aumentada, o assentamento foi bem sucedido, sendo que a retenção não foi estatisticamente afetada pelas variáveis estudadas.

Taira et al., em 1989 (62), avaliaram a estrutura metalúrgica, propriedades mecânicas e a resistência a corrosão, *in vitro*, de fundições em titânio comercialmente puro e com quatro ligas de titânio selecionadas pela diversidade das fases metalúrgicas. Para minimizar a reação do metal com o molde, previamente a inclusão em revestimento fosfatado com sílica, foi aplicada uma película de óxido de zircônio (ZrO₂) e outra composta de dióxido de titânio, formando uma camada de 1,0 mm de espessura. A fotomicrografia revelou grãos grandes em todas as estruturas fundidas e a resistência a corrosão das ligas de titânio foi significativamente maior do que a do metal puro. As medidas de microdureza, determinadas a partir da secção transversal, mostraram dureza crescente, do interior para a superfície, por causa do efeito da reação com o molde. Todas as ligas examinadas mostraram forte passividade ao teste de corrosão.

Quantificando as margens, Holmes et al., em 1989 (63), avaliaram diferentes locais do conjunto *coping*-matriz, consultaram relatos da literatura e encontraram 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 medidas é considerar a distância entre margem da restauração e o final do preparo.

Segundo a FDA, em 1990 (64), as ligas de Ni-Cr possuem propriedades mecânicas satisfatórias, entretanto sua fusibilidade causa problemas na fidelidade das coroas confeccionadas, principalmente no que diz respeito a adaptação marginal.

Bergman et al., em 1990 (65), avaliaram 149 pacientes portadores de próteses confeccionadas em titânio quanto a estética, integridade marginal, fraturas e deterioração da superfície, encontrando todas as coroas dentro de níveis excelentes, após dois anos de acompanhamento.

Quanto a aferição de medidas de adaptação marginal, Sorensen, em 1990 (66), 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., em 1990 (34), avaliaram a adaptação marginal de *inlay* confeccionada em de Ti-cp fundido em 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 a 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.

Papadopoulos e Axelsson, em 1990 (67) avaliaram a expansão térmica de um revestimento fosfatado durante três diferentes processos de aquecimento, sendo que as velocidades de aquecimento variavam entre baixa, média e alta. Os resultados foram obtidos por meio da leitura do ajuste marginal de 12 inlays MOD e 12 coroas totais fundidas em ligas de metais básicos. A partir dos resultados, os autores afirmaram que as taxas de aquecimento rápido devem ser evitadas, porque reduzem a expansão térmica do revestimento fosfatado produzindo peças com ajuste limitado.

Campbell, em 1990 (68), avaliou a espessura de várias marcas de espaçadores. 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 . Observou, ainda, que ocorre o afinamento da espessura

do espaçador abaixo da linha dos ângulos oclusais, resultando em espaços axiais mais finos que os oclusais.

Testando a solubilidade dos cimentos de fosfato de zinco, Jacobs e Windeler, em 1991 (69), obtiveram corpos-de-prova de cimento confeccionados nas espessuras de 25, 50, 75 e 150 μm . Verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as três primeiras amostras, mas salientaram que o aumento da espessura do cimento promoveu maior dissolução, permitindo a potencial instalação de doenças relacionadas ao desajuste marginal e com isso falha do tratamento realizado.

Hruska e Borelli, em 1991 (70) avaliaram os resultados de fundições de titânio comercialmente puro, realizadas com um dispositivo que evitava a contaminação do molde. Segundo estes autores, a característica mais significativa do titânio é sua elevada reatividade química em altas temperaturas, que pode causar dificuldade durante sua fundição e soldagem, pois, quando em contato com elementos como nitrogênio, oxigênio, hidrogênio e carbono, em temperaturas acima de 750°C, o titânio pode se tornar quebradiço e inutilizável. Este dispositivo consiste de um anel blindado com uma válvula na sua região posterior, para que seja ligado a uma máquina de vácuo, enquanto na outra extremidade se encontra o cone em forma de cadinho, selado com uma folha de titânio para ser desintegrada parcialmente no contato com o titânio fundido no momento da fundição. Com esta técnica, foram obtidas fundições de alta qualidade e pequena quantidade de porosidades superficiais e internas. Os resultados em relação a precisão foram comparáveis com achados de outros trabalhos que utilizaram ligas de Ni-Cr, compreendendo a média de 0,69% de contração, variando desde 0,01% (próximo da fundição perfeita) até 1,56%.

Avaliando margens clinicamente aceitáveis, Felton et al., em 1991 (71), analisaram a relação entre a fenda marginal e a saúde periodontal em 42 pacientes. As

margens vestibulares foram replicadas com silicona fluida e obtidos os respectivos modelos. Além disto, com auxílio do equipamento Periotron 6000 (Harco Medical Eletronic 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 cimento de fosfato de zinco.

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 (72), 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 cimento de fosfato de zinco 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 atribuído a sua alta contração de resfriamento. Além disto uma fundição é considerada clinicamente aceitável se a fenda cervical entre o elemento dental preparado e a fundição for indiscernível visualmente ou por sondagem.

Morris et al., em 1992 (73), avaliando as propriedades físicas da adição de metais na composição das ligas de metais básicos, observaram que a presença de Be melhora as características de fusibilidade das ligas de Ni-Cr e aumenta a resistência a corrosão, pois as temperaturas baixas de fusão ajudam a reduzir as reações entre liga e revestimento, fornecendo, assim, uma superfície de fundição mais lisa.

Para Passon et al., em 1992 (27), 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%. Além disso, o decréscimo na fenda marginal de coroas após a cimentação pode ser atribuído a 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 (15), afirmaram que a aplicação de espaçadores prévia a 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 e que este recurso é eficaz na melhora dos níveis de adaptação. 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 a confecção dos padrões de cera que foram fundidos em ligas de metais básicos. Os *copings* foram cimentados com cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro com pressões de assentamento variáveis. As médias de adaptação no grupo sem a presença de espaçador foram 116 μm e 43 μm , para cimento de fosfato de zinco e

cimento de ionômero de vidro, 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 (74), confeccionaram um preparo em degrau com ângulos internos arredondados num dente artificial, que foi moldado várias vezes e vazados os respectivos troquéis. 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. Os autores afirmaram que a utilização de espaçadores para troquéis é a forma mais prática de promover espaçamento interno capaz de acomodar o cimento no momento da cimentação.

Bessing e Bergman, em 1992 (75), 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.

Fakiha et al., em 1992 (76), avaliaram as propriedades de dois tipos de cimento de fosfato de zinco (Flecks e Tenacin) quanto a técnica de espatulação. Foram utilizados 2 tempos de espatulação (90 segundos e 30 segundos) e duas temperaturas das placas de vidro (18°C e -20°C). Detectaram que a utilização de placa de vidro resfriada, juntamente com a técnica de espatulação de 30 segundos, permitiu a incorporação de mais pó mantendo a mesma consistência, o que favoreceu o aumento do tempo de trabalho e diminuição do tempo de presa. Os autores indicam este tipo de manipulação para utilização em procedimentos de cimentação de próteses fixas.

Blackman et al., em 1992 (77), 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 troquéis, 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) comparada a de 45° (18,9 µm).

Karlsson, em 1993 (78), realizou um trabalho onde verificou a adaptação marginal, axial e oclusal de coroas em Ti fabricadas pelo método *Procera*. Este método foi escolhido visando eliminar erros inerentes à técnica da cera perdida. O autor justificou a escolha do Ti, pelo menor custo comparado ao Au e pela excelente

biocompatibilidade e propriedades mecânicas favoráveis. Foram confeccionadas 12 coroas de acordo com a padronização do sistema *Procera* através da duplicação de modelos, eletroerosão nas margens e fresagem externa, com posterior recobrimento com porcelana. Silicone leve foi injetado dentro das coroas e estas foram posicionadas sobre os troquéis e dentes correspondentes, tendo assim a espessura da fenda entre as superfícies. Em relação a adaptação marginal, foi considerada a menor distância entre a borda da coroa e a estrutura dental correspondente. A pressão digital máxima foi determinada como força de assentamento. As medidas das discrepâncias foram feitas *in vitro* no modelo de gesso e *in vivo* diretamente sobre o dente antes da cimentação. Foram selecionados 4 pontos com 2 medições em cada ponto. Os resultados mostraram que a desadaptação marginal das coroas de Ti foi menor que as adaptações axiais e oclusais, sendo que nas três superfícies os resultados foram melhores no troquel do que no dente natural 60µm “*in vitro*” contra 70µm “*in vivo*”, em média. O autor sugere que esta diferença poderia estar relacionada com as dificuldades e limitações para este tipo de avaliação *in vivo*, concluindo que os resultados obtidos foram clinicamente aceitáveis.

Kern et al., em 1993 (79), avaliaram clinicamente a influência de dois sistemas de manipulação do cimento na adaptação marginal de *copings*. O estudo foi desenvolvido em 12 pacientes, cujos dentes já estavam pré condenados e foram submetidos a tratamento protético restaurador. Cada paciente recebeu uma coroa que foi cimentada com cimento de fosfato de zinco (Phosphacap) e com cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem Maxicap). Foi realizado o exame da adaptação marginal das restaurações antes da cimentação utilizando a técnica de réplica em silicone e após a cimentação através de microscopia eletrônica de varredura, pois os dentes foram extraídos. A discrepância média marginal para todos os *copings* fundidos foi cerca de 30

µm antes da cimentação e 86 µm quando cimentado com cimento de fosfato de zinco e 47 µm quando utilizado o cimento de ionômero de vidro. Os autores afirmaram que esta discrepância entre os valores pré e pós cimentação deve-se a necessidade de espaço para a acomodação do cimento que promove o deslocamento da peça protética em direção oclusal e que o cimento de ionômero de vidro possui maior fluidez e com isso melhor capacidade de escoamento.

Ao avaliar o efeito de ligas alternativas em pacientes com histórico de alergia ao níquel, Bezzon, em 1993 (1), encontrou manifestações dérmicas causadas por Ni, Co, Cr, Mo, Cu e Al, elementos metálicos, tanto quanto por ligas de Ni-Cr, Co-Cr e Cu-Al.

Os autores Wang e Boyle, em 1993 (80), consideraram o baixo peso específico do titânio como vantagem na escolha de suas ligas. A densidade do titânio é de 4,2 g/cm³, sendo considerado leve quando comparado às ligas de cromo-cobalto (8,9 g/cm³) e ouro (19,3 g/cm³).

Hero et al., em 1993 (81), estudaram o efeito da pressão de argônio, da presença dos canais de ventilação e da permeabilidade do revestimento no preenchimento adequado do molde e na porosidade de fundições obtidas em titânio. A inspeção de porosidades foi feita com a utilização de radiografias; a precisão das fundições foi avaliada por meio de inspeção visual e a permeabilidade dos revestimentos foi verificada por MEV. De acordo com suas observações, o revestimento a base de Al₂O₃/MgO₃ foi mais permeável a passagem de uma quantidade padronizada de ar do que o de sílica aglutinado por fosfato. Todas as fundições com o revestimento a base de Al₂O₃/MgO₃ apresentaram-se completas, independente do uso de canais de ventilação, contudo, para o revestimento convencional, um menor número de porosidades esteve presente quando foram empregados os canais de ventilação.

Usando a técnica que emprega matriz metálica com variações no diâmetro, Wilson, em 1994 (82) A, 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 cimento de fosfato de zinco. Relatou que o aumento da espessura do espaçamento melhora o assentamento tanto para a cimentação propriamente dita com cimento de fosfato de zinco, quanto para a simulação com silicona leve. Os resultados de desadaptação obtidos foram de 368 μm para a condição sem espaçador e 29 μm com 50 μm de espaçamento, quando os *copings* eram cimentados com cimento de fosfato de zinco.

O uso de espaçadores resulta na criação de um espaço entre as superfícies do preparo e interna do *coping*, que segundo Wilson, em 1994 (83) B, 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 (84), 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 (Reprosil e Zetaflex) e técnica de moldagem (moldeira de estoque metálica e individual de resina acrílica). Sobre os troquéis foram aplicadas duas camadas de espaçador 1 mm aquém da margem gengival, obtidos os padrões de cera 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 cimento de fosfato de zinco, Wu e Wilson, em 1994 (85), 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 (86), 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 troquéis de gesso. A liga nobre apresentou desajuste marginal de 25 µm, que foi estatisticamente diferente em relação ao Procera (54 µm) e em relação a técnica de cera perdida (60 µm), sendo estes últimos sem diferença estatisticamente significativa entre si.

Mori et al., em 1994 (37), 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 a base de Al₂O₃/MgO. Os *copings* foram obtidos diretamente sobre a matriz, sem a utilização de espaçadores. Foi realizado, também, o estudo da expansão térmica linear e os resultados obtidos indicaram baixa ou nula capacidade de expansão nos revestimentos convencionais. Entretanto, o revestimento a 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 a base de Al₂O₃/MgO.

Avaliando a utilização de perfurações na superfície oclusal, Clark et al., em 1995 (87), 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.

Segundo Valderrama et al., em 1995 (3), 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. Os autores avaliaram a adaptação marginal de *copings* fundidos em Ti-cp e liga de 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.

Chai e Stein, em 1995 (88), 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 as ligas básicas, que não têm associadas as suas propriedades físicas, também as biológicas. Ao simular a obtenção de uma prótese parcial fixa de 3 elementos em titânio, Chai e Stein, em 1995 (88), 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 anodônico. 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 indicaram o titânio para uso em próteses parciais fixas.

Syverud et al., em 1995 (89), compararam a porosidade e a adaptação marginal de *copings* de Ti-cp e liga de Ti-Al-V quando submetidos a fundição por arco voltaico. As médias de desadaptação para o Ti-cp foram de 131 μm enquanto para a liga de titânio de 249 μm , fato atribuído as margens incompletas e a tendência ao aumento da porosidade nesta liga.

Hutton e Marshall, em 1995 (31), investigaram a expansão térmica de três revestimentos fosfatados, quando manipulados com água destilada ou seus líquidos especiais aguardando o tempo de presa de 1 ou de 24 horas. A expansão

térmico linear foi aferida com um dilatômetro vertical e foi analisada em função do tempo de bancada. A expansão de presa foi mínima, enquanto expansões térmicas tiveram maior magnitude. Os revestimentos Ceramvest e Ceramigold apresentaram a menor expansão térmica, que aumentou quando os materiais foram misturados com seus líquidos especiais, enquanto que o revestimento Biovest apresentou a maior expansão térmico linear. A expansão de presa e o tempo de bancada não influenciaram as expansões térmicas, entretanto o aquecimento dos materiais a 800°C em vez de 700°C não elevou os níveis de expansão.

Gemalmaz e Alkumru, em 1995 (90), ao estudarem o mesmo tema utilizaram duas matrizes metálicas com término em degrau e chanfro. Realizaram o enceramento sobre as matrizes, sendo fundidos 16 *copings* para cada liga: Ni-Cr e Pd-Cu, avaliando a adaptação marginal antes e após aplicação da cerâmica e a influência de sua proximidade em relação a margem. 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 a liga de Pd-Cu, 116,89 µm para o degrau e 146,81 µm para o chanfro, tendo havido aumento nessas médias em torno de 18,76 µm após a aplicação completa da cerâmica e do glaze. Não houve diferença significativa na alteração da adaptação marginal relacionada ao modelo de margem ou proximidade da cerâmica, e com interação dos quatro fatores.

Carter e Wilson, em 1996 (24), 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 (91), avaliaram a micro-infiltração marginal de 8 coroas confeccionadas em ligas de ouro, cimentadas com cimento de fosfato de zinco em dentes humanos, que estiveram em função durante 20 anos ou mais, e foram extraídos por razões periodontais. Afirmaram que o cimento de fosfato de zinco 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.

Para os autores Wang e Fenton, em 1996 (92), o titânio tornou-se material de grande interesse para trabalhos protéticos. A tendência de crescimento envolve o uso do titânio como um substituto econômico e biocompatível para as ligas existentes para próteses fixas e removíveis. Entretanto, os resultados a longo prazo das subestruturas protéticas em titânio com cobertura de porcelana precisam ser avaliados. Este artigo descreve o desenvolvimento e as propriedades do titânio, bem como uma revisão da literatura relacionada ao uso do titânio em prótese, com a finalidade de avaliar a situação atual e tendências futuras na sua utilização.

Ao avaliar a opinião dos dentistas sobre as restaurações fundidas em titânio, Berg, em 1997 (2), encontrou um consenso sobre o comportamento clínico satisfatório, entretanto, ainda havia problemas relacionados à técnica de confecção dessas restaurações e também aos aspectos estéticos.

Utilizando o sistema CAD/CAM para a confecção de estruturas em titânio, Besimo et al., em 1997 (93), obtiveram 14 corpos-de-prova. Dentes naturais foram preparados em degraú, moldados e vazados os respectivos modelos, que foram submetidos a 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.

Watanabe et al., em 1997 (6) salientaram que ligas de metais básicos quando usadas sobre implantes podem desencadear mecanismos de corrosão por corrente galvânica.

Tutiprawon M, apud Carter e Wilson, em 1997 (94), ao investigou 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 troquéis que foram submetidos a aplicação de endurecedor superficial de gesso, que promoveu 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 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.

Segundo Carter e Wilson, em 1997 (94), a técnica de espaçadores tornou-se popular pela simplicidade, comodidade e menor injúria, pois é conservadora, tanto para o modelo quanto para a estrutura metálica e envolve a aplicação de um material sobre o modelo, resultando na produção de uma espessura adicional para a confecção do padrão de cera.

Emtiaz e Goldstein, em 1997 (95), 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 as 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.

Bezzon et al., em 1998 (96) avaliaram a fusibilidade e a resistência de união metalocerâmica das ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be. Três composições experimentais de ligas de Ni-Cr com diferentes porcentagens de Be foram avaliadas sendo que uma liga sem Be foi utilizada como controle. Em seus resultados, as ligas que continham Be tiveram melhor comportamento quanto a fusibilidade que a liga sem Be. Na avaliação da resistência de união metalocerâmica (RUMC), foi observado que as ligas com Be apresentaram em média 0,9% maior RUMC que as formulações sem BE.

Rosenstiel et al., em 1998 (97), realizaram a revista de literatura sobre o tema cimentos odontológicos, pois, atualmente os dentistas precisam conhecer profundamente cada tipo de cimento para que haja sempre a melhor indicação. Dentre as formulações conhecidas, existem os cimentos de fosfato de zinco, de policarboxilato de zinco, ionômero de vidro, além dos desenvolvidos mais recentemente, que são o ionômero de vidro modificado por resina e os cimentos resinosos. Esta revisão analisou os cimentos quanto às categorias biocompatibilidade, inibição de cárie, microinfiltração, propriedades mecânicas, solubilidade, absorção de água, adesão, resistência à compressão, estabilidade de cor, radiopacidade, espessura do filme, viscosidade e tempo

de trabalho. Além disso a revisão orienta o dentista quanto a manipulação, tempo de remoção para cimentos temporários, remoção de *smear layer*, proporção pó-líquido, temperatura, velocidade de manipulação e pressão e velocidade de assentamento. A revisão contém tabelas sobre os produtos, suas propriedades e demais informações recomendadas por fabricantes e pesquisadores para que haja sempre o melhor emprego do cimento selecionado.

Wang et al., em 1998 (35) examinaram a efetividade do uso de uma camada de óxido (spray de óxido de ítrio, com posterior preenchimento do anel com revestimento Tycast) sobre a superfície de padrões plásticos para reduzir a reação interfacial, comparando-a com um revestimento fosfatado tradicional (Prevest) e um revestimento comercial próprio para o titânio (sistema Tycast, composto de fina camada de óxido de zircônio e refratário de preenchimento). As amostras fundidas foram desincluídas e preparadas para MEV e análise em espectrofotômetro de energia dispersa e Raios-X. A partir deste estudo, concluiu-se que ocorreu menor reação interfacial entre titânio e o molde quando foram utilizadas as coberturas de óxidos de zircônio ou ítrio. As partículas de óxido de ítrio aplicadas sem aglutinante foram incorporadas na fundição por falta de aderência suficiente ao molde. Os autores salientaram que a sílica, tão amplamente utilizada nos revestimentos odontológicos, em qualquer uma das suas formas alotrópicas (cristobalita ou quartzo) é contra-indicada porque reage com o titânio, formando silicato de titânio, óxido de titânio e soluções sólidas com o titânio, em temperaturas na faixa de 500°C a 1800°C. Segundo os autores, a razão para esta reação do titânio com a sílica é que a energia necessária para formação dos óxidos de titânio é baixa, próxima daquela necessária para formação de óxidos de silício.

Canay et al., em 1998 (98), 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 (9), verificaram que essas ligas não são mutagênicas e apresentam riscos mínimos associados a citotoxicidade, abrindo também a perspectiva do uso dessas ligas, que podem melhorar as propriedades do Ti-cp, ampliando sua utilização como material estrutural.

Chan et al., em 1998 (99), a partir de uma matriz metálica com término cervical em bisel de 30°, avaliaram a adaptação marginal de *copings* fundidos em Ti-cp variando 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 silicone, 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.

Em estudo clínico, Wolf et al., em 1998 (100) compararam a adaptação marginal de *inlays* e *onlays* fundidas em titânio comercialmente puro com restaurações idênticas obtidas em liga áurica. Duas semanas após a cimentação com cimento fosfato de zinco, a integridade das restaurações foi avaliada. De acordo com os resultados deste trabalho, os valores de desajuste marginal apresentados pela liga áurica (64 ± 18 µm) foram significativamente menores do que àqueles obtidos com as restaurações em titânio comercialmente puro (72 ± 18 µm).

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 (American Dental Association, em 1994 (17)).

Takahashi et al., em 1999 (101) acreditavam que teriam resultados mais precisos se pudessem mensurar a expansão de presa a partir da porção interna do revestimento. Para tanto, desenvolveram um método e um aparelho que media a expansão de presa no sentido horizontal e vertical a partir da porção oca do revestimento. O objetivo era investigar a expansão de presa utilizando dois tipos de consistência de cera, dura e mole, e uma resina acrílica. O uso da resina foi justificado devido a algumas estruturas de prótese sobre implante partirem de estruturas plásticas rígidas que suprimem a expansão de presa e que podem interferir na expansão total e na adaptação final. Com relação as ceras, a de consistência dura demonstrou expansão não uniforme horizontal entre a região oclusal e cervical. A região cervical expandiu mais pelo fato de estar livre, diferente da oclusal em que existe uma “ponte” de um lado ao outro unindo a peça. Na cera de consistência mole a expansão foi muito mais uniforme, mas mesmo assim, a região oclusal apresentou restrição na expansão horizontal. As duas últimas observações demonstraram que o fator distorção da cera é um item importante a ser considerado. No teste com a resina não houve expansão horizontal tanto na região oclusal como na cervical. Isto significa que há a necessidade de um revestimento com expansão térmica suficiente para compensar a contração da liga. Este trabalho veio confirmar que a adaptação das peças muitas vezes era comprometida pela falta de expansão na região oclusal.

Low e Mori, em 1999 (102), 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. As expansões térmicas de dois revestimentos, um convencional (Tinvest CB) e outro indicado para titânio (Titavest CB), foram verificadas a partir de um dispositivo que quantificava a dilatação de amostras cilíndricas, com 5 mm de diâmetro e 20 mm de altura. Os valores obtidos foram confrontados com aqueles apresentados em trabalhos anteriores. As coroas foram enceradas a partir de um troquel metálico, incluídas nos dois revestimentos e fundidas em titânio comercialmente puro. A precisão dimensional foi expressa pelas diferenças dos valores de desajuste marginal das coroas fundidas e dos padrões de cera, utilizando como referência quatro pontos presentes no troquel metálico. Os resultados deste experimento mostraram desajuste marginal médio de 151 μ m para o revestimento Titavest CB e de 315,51 μ m para Tinvest CB. A análise de regressão linear ($R=0,87$) indicou forte correlação entre valores de expansão térmica dos revestimentos e desajustes marginais de coroas fundidas em Ti-cp. Concluíram que, para zero de discrepância marginal em *copings* confeccionados em Ti-cp, o coeficiente de expansão térmico linear do revestimento deve ser de 0,97%.

Zavanelli et al., em 2000 (103), 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.

Mais recentemente, Oruc e Tulunoglu, em 2000 (8), 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. Compararam a

adaptação marginal de *copings* fundidos em ligas de Ni-Cr e Ti-cp em que 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 (12), 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 troquéis. 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 uma peça fundida apresentar 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 (14), 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.

Mitchell et al., em 2000 (104), 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.

Ushiwata e de Moraes, em 2000 (105) desenvolveram um dispositivo para a fixação de matrizes e peças, pois a padronização das medidas de adaptação marginal é muito crítica. Descreveram a confecção de um dispositivo para a fixação tridimensional das amostras além de permitir a padronização do local da medida e da força de assentamento quando levados ao Microscópio óptico. Este dispositivo proporcionou a aferição das medidas de adaptação marginal em todo o perímetro da margem do preparo e do *coping*.

Psillakis et al., em 2001 (23), avaliou a fase dourada do espaçador Tru-fit quanto ao tempo de uso e a técnica de brandir previamente a 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. O efeito da agitação promoveu maiores espessuras, em torno de 8,4 μm , enquanto que a vibração propiciou espessura de 5,0 μm .

Soo et al., em 2001 (106), analisaram expansão de presa térmica de sete revestimentos para a fundição da liga de Ti6Al4V, sendo que a expansão total dos revestimentos foi comparada com o coeficiente de expansão térmico linear da liga. Foi utilizado um dilatômetro para a determinação da expansão de presa dos revestimentos à temperatura ambiente e a expansão térmico linear foi aferida a uma taxa de aquecimento de 5°C/min até 900°C. Já expansão térmica da liga foi medida a uma taxa de aquecimento de 15°C/min. O revestimento Selevest teve uma pequena contração. As maiores expansões foram observadas nos revestimentos Rema Exakt e Fujinvest, sendo que Selevest Fujinvest MS apresentou a maior expansão térmica. A expansão total do revestimento Rematitan se mostrou mais estreitamente alinhada à expansão térmica do Ti6Al4V quando o líquido recomendado pelo fabricante foi usado.

Para Bezzon et al., em 2001 (107), o acréscimo de metais básicos, como o berílio, às formulações de algumas ligas básicas melhora sua fusibilidade, todavia, incorre no risco de agregar a estas composições, um elemento citotóxico.

Jang et al., em 2001 (108), a fim de avaliarem a adaptação marginal e a rugosidade superficial, utilizaram estruturas metálicas fundidas em liga de titânio (Rematitan Plus, Dentaaurum) comparando-as as 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. Comentaram que apesar dos custos envolvidos com máquinas especiais para prevenir a contaminação do titânio, com os revestimentos necessários para elaboração do molde, com os cuidados e tempo despendido com o ciclo de expansão, uma vez adquirida a infra-estrutura laboratorial o custo das fundições é reduzido.

Em seu estudo, Stoll et al., em 2001 (10), 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 cimento de fosfato de zinco 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.

Mitchell et al., em 2001 (109), 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. Detectaram 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 alternativa e de 39,90 μm para a liga áurea.

Em função de diferentes términos, Piemjai, em 2001 (110), 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 cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro 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, tendo o cimento fosfato de zinco propiciado melhor adaptação marginal.

Juszczuk et al., em 2002 (111) avaliaram a sensibilidade da técnica de ruptura de disco modificada a quatro revestimentos fosfatados (Croform, Rematitan, Rema Exact e Levotherm) sob condições semelhantes as condições laboratoriais diárias, além de avaliarem a influência de bolhas de ar na resistência a compressão a 900°C. Foram confeccionados 30 exemplares, sendo 10 de cada revestimento, que após o ciclo térmico, a temperatura de 900°C, foram submetidos ao teste de resistência à compressão. Os revestimentos foram manipulados de duas formas diferentes, apresentando-se sem bolhas de inclusão, para o qual foi utilizado espatulador a vácuo com aumento da pressão de 90 kPa para 210 kPa e com a presença de bolhas, para o qual foi utilizado apenas o espatulador. A resistência a compressão dos revestimentos foi influenciada pela presença de bolhas no revestimento, sendo então a técnica de ruptura de disco eficiente para avaliar a resistência a compressão de revestimentos.

Stoll et al., em 2002 (11), 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 (112), 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 de descarga eletromagnética, que pelo uso de descargas elétricas, promove alívio interno e níveis de assentamento de 50,6 μm e 24,5 μm , respectivamente.

Contudo, para a ADA, em 2003 (113), 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.

Wolfart et al., em 2003 (114), tiveram como objetivo avaliar *in vivo* a adaptação marginal coroas para próteses parciais fixas confeccionadas a partir de um novo material de cerâmica. Foram preparados dentes em dezesseis pacientes. Cada dente foi moldado, confeccionado o troquel e confeccionado o *coping* em vitrocerâmica de acordo com as instruções do fabricante. Aleatoriamente, um pilar de cada prótese foi eleito para a realização da técnica de réplica em silicone da margem da restauração antes e após a cimentação adesiva. Réplicas das margens do pilar foram investigadas por MEV. As médias das discrepâncias marginais antes da cimentação foram de 96 μm para coroas e após a cimentação adesiva, houve aumento para 130 μm . Este fato foi atribuído ao preparo cônico do dente que aumenta a pressão interna do cimento diminuindo o escoamento, aumentando significativamente a discrepância marginal.

Ao avaliarem a biocompatibilidade de ligas de metais básicos, Al-Hiyasat et al., em 2003 (5), 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.

Low, em 2003 (115), 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 a 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 (26), 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. Portanto a presença de alívio interno proporcionado pelo uso de espaçadores diminui as tensões intrapulpare e a força utilizada no momento da cimentação das coroas.

Fonseca et al., em 2003 (116), 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 troquéis 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 de Ti-Al-Va 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*.

Segundo Mori e Aghajani, em 2003 (117), a formação de um bloco de revestimento à base de sílica ocorre pela transformação termodinâmica ou método de calcinação molhada e seca, designado respectivamente de α -hemidrato e β -hemidrato. Ainda segundo os autores, dependendo da forma que se aquece o revestimento forma-se o α -hemidrato ou o β -hemidrato, o que de certa forma pode afetar na expansão térmica do revestimento. O intuito do trabalho dos autores foi provar a hipótese de que o aquecimento rápido melhora a expansão térmica devido a formação do α -hemihidrato. Foram utilizados três revestimentos à base de sílica, dois para fundição rápida e um para fundição convencional. Formaram-se dois grupos: uma com a técnica de fundição rápida e outra a convencional. Com os resultados obtidos, observou-se no gráfico da expansão térmica uma constante ascensão; não houve um segmento demonstrando a contração do bloco de revestimento que geralmente ocorre numa fundição convencional devido a desidratação da sílica por volta dos 100°C e a transição III - II do SiO_2 por volta dos 300°C. Observou-se também que a expansão térmica foi maior na fundição rápida do que na convencional. Os revestimentos à base de sílica podem ser compostos por cristobalita e/ou quartzo e parece que o quartzo apresenta maior resistência a fraturas do que a cristobalita. Foi interessante observar que o revestimento com a

composição quartzo/cristobalita apresenta maior expansão térmica do que quando somente um dos componentes está presente. Segundo os autores, a maior expansão térmica na técnica de fundição rápida parece estar relacionada à formação do α -hemidrato.

Mori e Aghajani, em 2004 (118), utilizaram uma análise diferencial térmica simultânea e termogravimetria para estimar a composição dos revestimentos à base de sílica comercializados para a técnica de fundição rápida. Três amostras de revestimentos comerciais deste tipo foram aquecidas a 700°C em 10 min e o conteúdo de hemihidratos foi estimado pela diminuição da massa quando a temperatura chegou a 300°C. Os resultados demonstraram que o conteúdo de hemihidrato esteve entre 25% e 30%, que é a faixa estimada para os revestimentos utilizados há mais de 70 anos e que os novos tipos de revestimentos continuam utilizando cristobalita e quartzo, mas em proporções diferentes.

Hung et al., em 2004 (119), avaliaram o efeito da adição de ZrO_2 a um revestimento à base de MgO/Al_2O_3 na adaptação marginal de restaurações parciais fundidas em titânio comercialmente puro. Os autores estudaram também a expansão térmica do revestimento Selevest CB sem ZrO_2 (grupo controle-0% de ZrO_2) e modificado pela adição de 4% a 6% em massa de ZrO_2 (4%, 4,5%, 5%, 5,5% e 6% de ZrO_2). A partir de um troquel metálico, foram obtidos padrões de cera do tipo MOD, com cinco repetições para cada grupo experimental. As medidas de desajustes foram feitas em quatro pontos fixos, considerando a distância vertical entre a margem da restauração e o preparo em ombro do troquel metálico. Os resultados corresponderam as diferenças entre os desajustes das margens fundidas e dos padrões em cera. Os resultados deste trabalho mostraram que houve aumento da expansão térmica do

revestimento Selevest CB nas concentrações entre 5% a 6% de ZrO_2 . Os menores desajustes marginais foram observados para a concentração de 5% (21 μm).

No estudo desenvolvido por Bezzon et al., em 2004 (120), ficou estabelecido que o uso de recursos de fundição mais sofisticados, como, por exemplo, a fundição por indução eletromagnética pode resultar em melhor aspecto superficial, quando comparada à fundição por chama direta.

Para a avaliação da adaptação marginal, Milan et al., em 2004 (16), 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 e indica a utilização de espaçadores para troquéis para promover alívio interno. Quanto ao tipo de término, o que apresentou a melhor adaptação foi chanfro 45°, com média de adaptação de 94,45 μm .

Lloyd et al., em 2004 (121) investigaram a reprodutibilidade das medidas e o valor que foi obtido nos 10 laboratórios de teste. Para cada organização que participou do programa foram enviados três produtos comerciais (Fujivest II, Fujivest Super e Rema Exakt), em saches com o pó e os frascos com o líquido, juntamente com o forro e um anel de aço para fundição. Os testes foram realizados de acordo com os padrões da ISO, com grau considerável de especificação e detalhe. Para a validade do teste, os participantes foram orientados para seguirem rigorosamente o protocolo apresentado. O forro foi usado seco e de mesmo comprimento do anel, com uma camada uniforme de vaselina, e o líquido especial foi empregado sem diluição. Após a manipulação o material foi vertido dentro do anel forrado e posicionado sob o relógio comparador/transdutor de deslocamento, a ponta ativa desse dispositivo foi zerada e

tinha uma carga de 5,6 gf e as leituras foram realizadas 60 minutos e 120 minutos após a mistura dos materiais. Os resultados mostraram que todos os participantes foram capazes de cumprir com o protocolo e não relataram nenhum desvio. Além disso, o teste com anel para fundição apresentou boa reprodutibilidade. Dentre os materiais o Rema Exakt apresentou o menor valor de expansão de presa que variou de 0,78% a 0,30% entre os locais de teste, tanto após 60 minutos como após 120 minutos da espatulação. O Fujivest II apresentou a maior expansão que variou de 2,94% a 2,16% na primeira hora e 3,03% a 2,25% após 120 minutos da espatulação, enquanto o Fujivest Super apresentou variação de 1,22% a 0,75% após 60 minutos e 1,58% a 0,83% após duas horas.

Lloyd et al., em 2004 (122) estudaram variáveis que influenciam na expansão de presa de revestimentos fosfatados. O dispositivo de medida consistia de um anel metálico sobre uma placa de vidro, sobre o qual foi colocada uma tampa com um orifício central, onde passava livremente uma haste com extremidade plana. O relógio transdutor foi posicionado sobre a extremidade plana da haste para a medida da expansão. A expansão de presa foi medida no revestimento Fujivest Super misturado com seu líquido especial sem diluição. As variáveis do teste foram: a - o tipo de anel (aço ou PVC); b – forro (sem forro; um forro da GC New Casting Liner; dois forros da GC New Casting Liner, forro da SV Dentaviles, e uma camada de silicona de adição leve de 1,2 mm de espessura; c – a força exercida pelo instrumento de leitura (54mN, 0,49N, 0,98N); d – temperatura ambiente (19°C, 21°C, 23°C, 25°C); e os locais onde os testes foram realizados (Leuven e Dundee). Os resultados mostraram que o anel de aço sem forro apresentou 0,34% de expansão de presa enquanto o anel de PVC sem forro 0,61%. A leitura 60 minutos após a mistura apresentou expansão de presa maior quando o forro SU Dentavilles foi usado. Contudo, apenas quando o forro GC New Casting

Liner foi usado o espátulador a vácuo afetou significativamente a expansão. O aumento da carga do instrumento de leitura não teve nenhum efeito na expansão. Em ambos os locais a reprodutibilidade dos resultados do teste foi boa, com desvio padrão entre 0,01 a 0,10%. O aumento da temperatura propiciou um efeito sobre uma maior expansão de presa inicial e menor expansão de presa final.

Wataha e Messer, em 2004 (123) afirmam que a seleção da liga de fundição dental apropriada é essencial para o sucesso a longo prazo de próteses dentárias. Entretanto o processo de seleção se tornou complexo devido ao desenvolvimento de muitas novas ligas. O processo de seleção é viável se o dentista se concentra na determinação das propriedades adequadas para cada caso em questão, tais como resistência a tração, módulo de elasticidade, corrosão e biocompatibilidade. A seleção apropriada de uma liga auxilia na garantia da durabilidade da restauração, além de melhor saúde oral para o paciente.

Avaliando a resistência ao deslocamento de coroas quando submetidas a cargas oblíquas, cimentadas com diferentes tipos de cimentos, Proussaefs, em 2004 (124), utilizou dentes artificiais com preparos em degrau que foram moldados. Sobre os respectivos troquéis foi realizado o enceramento e os padrões de cera fundidos em liga de metais básicos. Cada *coping* foi cimentado e foram 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.

Jesus Suarez et al., em 2005 (125), utilizaram *copings* confeccionados em Ti-cp por técnica de fundição e pelo sistema *Procera* para comparar 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 cimento de ionômero de vidro. 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.

Carreiro Ada et al., em 2005 (126) compararam a fusibilidade de ligas de Co-Cr-Mo-W (Remanium 2000), Ni-Cr (Durabond) e Co-Cr-Mo (Vera PDI), incluídas em revestimento pelas técnicas convencionais (fosfato e a base de sílica) ou mista. Uma rede de nylon, contendo 100 espaços abertos serviu de modelo para construção de 45 padrões de cera, que foram incluídos, com revestimento à base de fosfato (Termocast), à base de sílica (Refracil) e técnica mista (de 2 mm da camada de revestimento fosfatado e preenchimento com revestimento de sílica). O número de segmentos totalmente reproduzidos foi contado para determinar a fusibilidade, o que indica a precisão da liga em reproduzir os detalhes do molde. A liga Remanium 2000 apresentou fusibilidade semelhante a da Vera PDI e inferior a da Durabond. Considerando os resultados da técnica mista, Remanium 2000 apresentou menor valor de fusibilidade do que Durabond e Vera PDI, que apresentaram resultados semelhantes entre si. Concluíram que a fusibilidade da liga Remanium 2000 foi comparável a da liga Vera PDI e pior do que a liga Durabond.

Al-Hiyasat e Darmani, em 2005 (127), avaliaram que a citotoxicidade de ligas fundidas depende da sua composição e liberação de elementos, que podem ser afetadas pelo acréscimo de liga. Foram avaliadas as ligas Remanium CS e Wiron 99 (Ni-Cr), CB Soft (Ni-Cr com Cu), Wirobond C (Co-Cr) e Thermobond (à base de Cu). Foram

confeccionados discos de 3 x 5 mm nas seguintes composições: 100% liga nova, 50% liga nova com mais 50% de liga refundida e 100% refundida. A citotoxicidade foi testada usando fibroblastos Balb/C 3T3 e MTT. Seis repetições foram testados para cada liga e os controles consistiram de 6 poços contendo células com nenhum exemplar da liga. A liberação de elementos das ligas em meio de cultura também foi investigado. Em todas as três variações de fundição, Remanium CS e Wiron 99 foram menos citotóxicas, seguidas por Wirobond C, Soft CB, e Thermobond. Em geral, Thermobond foi significativamente mais citotóxica do que todas as outras ligas testadas. Para os grupos 100% liga nova, a citotoxicidade de Co-Cr Wirobond C foi semelhante à de Ni-Cr e ligas Remanium CS Wiron 99, porém, quando as ligas foram refundidas, Wirobond C tornou-se significativamente mais citotóxicas e tão tóxica quanto a liga de Ni-Cr contendo Cu (CB Soft). Deste modo, o teor de cobre em uma liga aumentou o seu nível de citotoxicidade notavelmente. A liga de Co-Cr foi a mais afetada pela refundição do que as ligas de Ni-Cr.

Fragoso et al., em 2005 (128), 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 troquéis 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 (129), avaliaram a propriedade de fusibilidade do Ti-cp em função da variação do número de condutos de alimentação e do tipo de revestimento. Foram obtidos *copings*, cujo padrão foi

confeccionado em resina duralay, a partir de matriz metálica com término em degrau com bisel. As fundições foram realizadas com Ti-cp associado com os revestimentos Rematitan Ultra e Rematitan Plus e 1 ou 2 canais de alimentação. As medidas foram realizadas de forma indireta pela moldagem da porção cervical com silicona de condensação e leitura do arredondamento da margem, que estima o nível de adaptação da peça, pois não leva em consideração o contato entre as paredes axiais do *coping* e da matriz. Observou-se que a presença de 2 condutos de alimentação e o revestimento Rematitan Ultra proporcionaram melhores margens, fato este atribuído à melhora na propriedade de fusibilidade conseguida nestas condições.

Viennot et al., em 2006 (130) afirmaram que é possível obter restaurações protéticas fixas e removíveis utilizando apenas uma liga não preciosa, tal como Co-Cr. Esta liga oferece excelente desempenho clínico e demonstra resistência à corrosão. A apresentação do caso clínico demonstrou que foi possível a realização de próteses parciais fixas metalocerâmicas em conjunto com uma prótese parcial removível mandibular.

Olivera e Saito, em 2006 (131), 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 (132), 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 .

Yan e Takahashi, em 2006 (133) se propuseram a estudar os efeitos da utilização da técnica de fundição rápida com o titânio e o revestimento fosfatado. Foram avaliadas as expansões de presa, expansão térmica, resistência à compressão, adaptação de coroas metálicas totais, microdureza Vickers e rugosidade superficial. Foram selecionados dois revestimentos fosfatados: o Tancovest e o Rematitan Plus. Na comparação entre os revestimentos e a técnica de fundição, observou-se que na expansão total, o revestimento Tancovest apresentou a menor expansão tanto na técnica rápida como na convencional, sendo que apresentou a menor expansão de presa e a maior expansão térmica. Já no teste da compressão, este revestimento apresentou a maior resistência à compressão a 900°C. Na comparação entre as técnicas de fundição, não houve diferença estatisticamente significativa. Tanto no teste de microdureza e rugosidade, não houve diferença estatisticamente significativa entre os revestimentos e a técnica de fundição. Segundo os autores, pelos resultados obtidos pode-se afirmar que os revestimentos podem ser utilizados para fundir o titânio na técnica de fundição rápida.

Witkowski et al., em 2006 (13), 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 a técnica de escaner 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.

Cho et al., em 2006 (28), 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 a sua apropriada acomodação.

Roach, em 2007 (134), afirmou que uma das primeiras razões para o desenvolvimento de ligas de metais básicos estava baseada nos altos custos do ouro ao longo do século passado. Em adição ao baixo custo, essas ligas apresentam excelentes propriedades mecânicas, tais como baixa densidade e, em alguns casos, a capacidade de osseointegração, além de propriedades estéticas que permitem seu uso em diversas áreas da odontologia. Os sistemas mais comumente utilizados na odontologia são Ni-Cr, Co-Cr, titânio comercialmente puro e Ni-Ti. Combinados, estes sistemas, através de suas propriedades, permitem a seleção da liga correta para que o sucesso a longo prazo seja obtido.

Juszczyk et al., em 2007 (36) avaliaram a influência da presença de poros de inclusão na deformação térmico linear dos revestimentos fosfatados e aferiram a medida

da adaptação marginal. Todas as amostras apresentaram alterações mensuráveis pelo dispositivo proposto pelos autores. Para a eliminação total dos poros foi utilizado espatulador a vácuo com aumento da pressão de 90 kPa para 210 kPa. Dos revestimentos manipulados para a eliminação total dos poros de inclusão, apenas 6, dos 14 não apresentaram alteração dimensional durante o ciclo térmico enquanto que todos os exemplares que continham poros de inclusão apresentaram alterações dimensionais, entretanto, não houve diferença significativa entre as alterações dimensionais dos revestimentos com e sem poros.

Limkangwalmongkol et al., em 2007 (135), 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 (136), 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. Segundo os autores, o Ti-cp e suas ligas podem substituir com excelência as ligas de metais básicos, quando avaliada a propriedade de adaptação marginal.

Ferreira et al., em 2007 (137) avaliaram a contração de fundição do titânio comercialmente puro para determinar o coeficiente de expansão térmica e a expansão total (expansões de presa e térmica) de três revestimentos aglutinados por fosfato, um específico para titânio (Rematitan Plus) e dois convencionais (Rema Exakt e Castorit Super C), empregando três diferentes proporções do líquido especial (100%, 75% e 50%) em água destilada. Os autores verificaram ainda a temperatura de aquecimento necessária para cada revestimento atingir expansão suficiente para compensar a contração de fundição do titânio comercialmente puro. Usando como referência o coeficiente de expansão térmica do titânio comercialmente puro ($9,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), sua contração térmica foi calculada do ponto de fusão (1668°C) a temperatura ambiente (22°C). Corpos-de-prova cilíndricos, com 50 mm de altura e 8 mm de diâmetro, foram empregados para medida das expansões térmica e de presa dos revestimentos. A expansão térmica foi verificada usando um dilatômetro, que foi aquecido numa velocidade de $5^{\circ}\text{C}/\text{min}$ até 800°C e depois resfriado até a temperatura ambiente. As curvas de aquecimento e resfriamento foram obtidas para cada revestimento nas diferentes concentrações do líquido especial e as curvas de expansão total foram obtidas pela adição dos valores de expansão de presa a respectiva curva de resfriamento da expansão térmica. A análise estatística indicou que Rematitan Plus não atingiu expansão suficiente para compensar a contração de fundição do titânio comercialmente puro (estimada em 1,55%), em nenhuma das concentrações testadas. Rema Exakt atingiu expansão adequada somente na concentração de 100% do líquido especial, enquanto Castorit Super C obteve expansão total suficiente em todas as concentrações avaliadas. Os revestimentos Castorit Super C e Rema Exakt apresentaram expansão total equivalente ao do Rematitan Plus em temperaturas significativamente menores.

Soriani et al., em 2007 (138), avaliaram a adaptação marginal de *copings* confeccionados em ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be e em Ti-cp em função da utilização de espaçadores. Verificaram que a aplicação de espaçadores para troquel promove melhores níveis de espaçamento. Além disso, indicaram que a utilização do Ti-cp como material estrutural precisa ser melhor desenvolvida para que apresente níveis de adaptação próximos ou iguais aos das ligas nobres.

Rossetti et al., em 2008 (139), afirmaram que a microinfiltração pode estar relacionada ao desajuste marginal. Este estudo avaliou a existência de correlação entre o ajuste marginal *in vitro* e uma técnica de microinfiltração em coroas totais cimentadas com três diferentes agentes cimentantes. Trinta molares humanos foram preparados para coroas totais, paredes axiais com angulação de 6 graus, margem chanfrada e redução oclusal de 1,5 mm. As coroas de Ni-Cr foram cimentados com fosfato de zinco (SS White), ionômero de vidro modificado por resina (Rely X Luting Cement) ou um agente cimentante resinoso (Enforce). O ajuste da margem foi avaliado com auxílio de microscópio óptico com 0,001 mm de precisão. Após ciclagem térmica, as coroas foram seccionadas longitudinalmente e escores de microinfiltração na interface cimento-dente foram obtidos. Os valores de desadaptação marginal variaram de 75,42 a 137,22 μm , sendo que a cimentação com o cimento de fosfato de zinco apresentou os maiores valores. Não houve correlação entre os fatores adaptação marginal e microinfiltração, entretanto pode-se observar que o cimento de fosfato de zinco promoveu o aumento significativo na desadaptação marginal após a cimentação.

Tan et al., em 2008 (140), avaliaram o desajuste marginal vertical comparando 3 tipos de sistemas de usinagem. A partir de uma matriz metálica, foram confeccionadas 10 restaurações para cada grupo, sendo eles: CAD/CAM, WAX/CAM, e WAX/CAST. Para o grupo CAD/CAM em titânio, foi utilizado o sistema de usinagem KaVo Everest.

Para WAX/CAM de titânio as restaurações foram fabricadas usando a técnica de dupla varredura com o sistema KaVo Everest, sendo que a primeira varredura era feita no troquel e a segunda no enceramento. Já para o grupo WAX/CAST, foram confeccionados *copings* de ligas nobres usando a técnica de fundição convencional por cera perdida e espaçador sobre o troquel. As restaurações foram assentadas sobre a matriz e fotografadas em alta resolução, permitindo que fossem feitas as medidas dos desajustes da área marginal em quatro pontos. O desajuste marginal foi medido utilizando um *software* digital calibrado. A margem de aberturas verticais foram de $79,43 \pm 25,46 \mu\text{m}$ para CAD/CAM; $73,12 \pm 24,15 \mu\text{m}$ para WAX/CAM e $23,91 \pm 9,80 \mu\text{m}$ para WAX/CAST. Houve diferença significativa entre o grupo WAX/CAST e os demais grupos, que não apresentaram diferença entre si. Os autores atribuíram esta diferença à técnica de obtenção das restaurações do grupo WAX/CAST, que empregou espaçadores, demonstrando a efetividade deste recurso na melhora dos níveis de adaptação marginal.

Gonzalo et al., em 2009 (141) avaliaram a adaptação marginal de 3 sistemas de usinagem da zircônia comparados com peças obtidas pelo sistema de cera perdida convencional antes e após a cimentação. Foram preparados 40 matrizes com preparos simulando o primeiro pré molar e o primeiro molar, para a confecção de uma prótese fixa de 3 elementos. As matrizes foram divididas em 4 grupos quanto à obtenção das peças protéticas (n=10): Lava All-Ceramic System, Procera Bridge Zirconia, VITA In-Ceram 2000 YZ, e metalo-cerâmica em Co-Cr (grupo controle). Todas as amostras foram preparadas com espaçamento interno de 50 μm . As aferições da adaptação foram realizadas em 60 pontos ao longo da margem antes e após a cimentação utilizando o cimento Ketac Cem Easymix. Não houve diferença significativa na adaptação marginal pré e pós cimentação em todos os grupos, fato atribuído a presença de espaçamento de

50 μm , ao grande escoamento e baixa viscosidade do cimento utilizado. As discrepâncias foram em média. Para o sistema *Procera*, antes e após a cimentação de 9 μm e 12 μm , respectivamente e para o grupo “metalocerâmica convencional” de 67 μm e 76 μm , respectivamente, apresentando diferença significativa entre si.

Para Low, em 2009 (142), a aferição dos coeficientes de expansão térmico linear e de presa são muito importantes pois podem oferecer aos fabricantes dados sobre o material e esses poderão prever a precisão das fundições obtidas. Neste estudo foram avaliadas a expansão térmico linear e de presa para os revestimentos fosfatados Rematitan Plus e T-invest C & B e para o revestimento à base de alumina e magnésio Titavest CB.

Ucar et al., em 2009 (143), compararam o ajuste interno de coroas de Co-Cr fundidas a laser com restaurações preparadas a partir de outra liga de Co-Cr e uma liga de Ni-Cr utilizando técnicas de fundição convencional. O ajuste interno de coroas de Co-Cr fundidas a laser foi comparado com o ajuste da fundição convencional. Doze matrizes de aço inoxidável representando preparo de incisivo central superior direito foram confeccionadas para cada grupo. A adaptação das peças foi avaliada utilizando 2 técnicas diferentes: peso da silicone leve simulando o cimento; e aferição do espaço interno de pré cimentação e adaptação marginal através da espessura da película de silicone. Foi observado maior peso de silicone leve para o grupo de Co-Cr fundido à laser (14,34 mg) quando comparado aos grupos Ni-Cr (9,36 mg) e Co-Cr (7,85 mg) fundidos pela técnica convencional. A média da adaptação marginal foi de 58 μm , 50 μm e 62 μm para os grupos Ni-Cr, Co-Cr e Co-Cr fundido à laser respectivamente. Não houve diferença significativa entre os 3 grupos quanto à adaptação marginal, espaço de pré cimentação e peso da silicone leve. Os autores afirmam que a técnica da pesagem do

silicone de adição é um método conveniente para avaliar o ajuste interno das coroas dentárias, pois quanto menor o peso, maior o ajuste.

Cogolludo et al., em 2010 (144), avaliaram a influência da fundição e do *design* cervical do preparo na adaptação marginal de coroas fundidas em liga de Ni-Cr-Ti. Os preparos foram confeccionados em dentes humanos, sendo que 30 amostras foram preparadas com chanfro, e outras 30 com ombro biselado. Cada grupo foi subdividido quanto ao tipo de fundição: indução e centrifugação (IC), chama direta com oxigênio (CO) e centrifugação e indução ao vácuo e injeção por pressão (IP). Houve diferença significativa entre os grupos, quanto ao tipo de fundição, tendo o grupo CO (45.87 μm) apresentado a menor média de desadaptação. Não houve diferença significativa entre os grupos quanto ao término cervical, sendo que todas as amostras apresentaram níveis de desadaptação dentro de limites clinicamente aceitáveis.

Rocha et al., em 2010 (145), avaliaram a camada α -case e a adaptação marginal de coroas confeccionadas em Ti-cp quando utilizados diferentes revestimentos fosfatados. Os revestimentos foram manipulados variando-se a concentração do líquido especial e a temperatura de fundição tais como: Rema Exakt (RE) - 100%/237°C, 75%/287° C, Castorit Super C (CS) - 100%/70° C, 75%/141° C e Rematitan Plus (RP) - 100%/430° C, este último adotado como controle. Foi avaliada a dureza Vickers da camada α -case e a adaptação marginal. O grupo que apresentou a maior dureza foi o CS, revelando a maior contaminação de superfície, enquanto as fundições com o revestimento CS apresentaram a melhor adaptação marginal, pois, segundo os autores, a expansão térmica linear deste material foi suficiente para compensar a contração de fundição da liga. Os autores encontraram, para o revestimento RP, níveis de adaptação de 459,1 μm .

Kosyfaki et al., em 2010 (22) afirmaram que a localização da margem da coroa, a adaptação marginal, o tipo de material empregado para sua confecção e o contorno podem causar impactos negativos sobre os tecidos periodontais. Relataram que a colocação das margens na posição supragengival apresenta muitas vantagens do ponto de vista periodontal, entretanto, principalmente em regiões anteriores pode prejudicar a estética. Afirmaram também que as coroas metalocerâmicas apresentam margens clinicamente aceitáveis, além de, devido à possibilidade de polimento e cobertura cerâmica altamente lisa, promoverem menor acúmulo de placa bacteriana garantindo a saúde periodontal satisfatória.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi:

1. Avaliar o desajuste marginal de *copings* metálicos pré e pós cimentação em função dos seguintes fatores de variação:
 - a) Metais
 - VB - Liga de Ni-Cr-Be (Verabond)
 - V2 - Liga de Ni-Cr (Verabond II)
 - KE - Liga de Co-Cr (Keragen)
 - TR - titânio comercialmente puro (Tritan)
 - b) Espaçador
 - E0 - Sem espaçador
 - E1 – 1 camada de espaçador
 - E2 - 2 camadas de espaçador
 - c) Revestimento
 - Termocast
 - MI - Microfine
 - RP - Rematitan Plus
 - RU - Rematitan Ultra
2. Avaliar a resistência à tração dos *copings* pós cimentação.
3. Avaliar a alteração dilatométrica dos metais e revestimentos utilizados, por meio da realização de 4 ensaios:
 - a) Ensaio dilatométrico dos metais utilizados
 - b) Dilatometria de presa inicial dos revestimentos
 - c) Ensaio de correlação entre os coeficientes de expansão térmico linear dos revestimentos e dos metais
 - d) Ensaio de expansão térmico linear dos revestimentos
4. Realizar análise dos espécimes por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura dos revestimentos pré e pós Ensaio de Dilatometria.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Avaliação do desajuste marginal pré e pós cimentação

Para 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 (Fig 1A e B).

Fig 1 A – Matriz de aço inoxidável e B – Dimensões (mm) da matriz.

4.1.1. Moldagem e obtenção dos troquéis

A matriz foi moldada com auxílio de uma moldeira individual (casquete) confeccionada em resina acrílica auto polimerizável (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 (Fig 2 A e B).

Fig 2 A – Matriz acoplada a base de teflon e moldeira individual e B – Conjunto de moldagem

Foi utilizado poliéter (Impregum soft, média viscosidade, 3M ESPE) como material de moldagem. Aplicou-se o adesivo na moldeira individual e foram aguardados 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 fosse obtida uma massa homogênea. 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 (Fig 3A).

Após polimerização completa, 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 a 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 a 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 (Fig 3 B e C).

Fig 3 A- Moldeira individual durante a moldagem, B- DRM e C- Vista lateral da haste metálica presa a 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 (Fig 4A e B).

Fig 4 A- Dispositivo bipartido e anel de teflon; B- Vista dos elementos acoplados

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 (Fig 5). Cada molde era vazado 3 vezes.

Fig 5 – Troquel de gesso resinado Tipo IV

Foram obtidos 240 troquéis, sendo cada um utilizado para confecção de um único padrão de cera. Os padrões de cera foram divididos em 8 grupos de 30 e fundidos segundo as combinações: VB-TE, VB-MI, V2-TE, V2-MI, KE-TE, KE-MI, TR-RP, TR-RU. Cada grupo de 30 foi subdividido em 3 grupos de 10: um grupo sem aplicação de espaçador (E0), outro com aplicação de uma camada de espaçador (E1) e um terceiro com duas camadas de espaçador (E2).

4.1.2. Preparo dos troquéis

Os troquéis foram distribuídos nos diferentes grupos de forma aleatória. No grupo E0 foi aplicada somente uma fina camada de isolante (Kota Ind e Com, São Paulo, Brasil). No grupo E1 foi aplicada uma camada do Sistema de Espaçador Pico-Fit (Renfert, Alemanha) (Fig 6 A); 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 (Fig 6 B), de acordo com as instruções do fabricante. Posteriormente era aplicado o isolante.

Fig 6 A – Sistema de espaçador Pico-Fit e B – Troquel com aplicação de uma camada de espaçador

No grupo E2 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 troquéis 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.

4.1.3. Enceramento

Os 240 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* (Fig 7 A). 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.

Após o resfriamento da cera, o anel de latão era removido e a margem do enceramento refinada com auxílio de hollenback pelo operador previamente treinado. Na superfície oclusal do enceramento foi confeccionada uma alça que tinha por função auxiliar no ensaio de tração que pertence a segunda etapa deste estudo (Fig 7 B).

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

Fig 7 A – Cera plastificada gotejada entre o troquel e o anel de latão
B – Padrão de cera adaptado ao troquel

4.1.4. Inclusão

Os padrões de cera em forma de *copings* foram incluídos em revestimento TE (Termocast) e MI (Microfine), para as ligas VB, V2 e KE (Verabond, Verabond II e

Keragen) e RP (Rematitan Plus) e RU (Rematitan Ultra) para o TR (Tritan), manipulados a vácuo em espátulador/inclisor elétrico a vácuo (B300, Polidental Ind. e Com. Ltda), 425 RPM e vácuo a 650 mm/Hg, de acordo com as especificações do fabricante. As composições e dados do fabricante constam na Tabela 1, enquanto as proporções pó/líquido, tempo de presa final e fabricante constam na Tabela 2.

Tabela 1 – Revestimentos, siglas, composição do pó e aglutinante do líquido.

	Sigla	Fabricante	Composição	Aglutinante
Termocast	TE	Polidental, São Paulo, Brasil	NH ₄ H ₂ PO ₄ MgO SiO ₂ (cristobalita) SiO ₂ (quartzo)	SiO ₂ coloidal em suspensão aquosa
Microfine	MI	Talladium, São Paulo, Brasil	SiO ₂ (quartzo) (K,Na,Ca)(Si,Al) ₄ O ₈	SiO ₂ – 90% Líquido inerte – 10%
Rematitan Plus	RP	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha	MgO: 5-10% NH ₄ H ₂ PO ₄ : 5-10% SiO ₂ : 55-75% Al ₂ O ₃ : 10-25%	NH ₄ H ₂ PO ₄
Rematitan Ultra	RU	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha	Al ₂ O ₃ : 10-20% ZrO ₂ : 3-8% MgO: 60-80% Aditivo: < 2%	MgO

Onde NH₄H₂PO₄ é denominado fostato de amônio, SiO₂ na forma de cristobalita é a fase cúbica de alta temperatura da sílica, SiO₂ na forma mais comumente encontrada na natureza é o quartzo.

Tabela 2 - Revestimentos, siglas, proporção pó/líquido e tempo de presa.

	Sigla	Pó (g)	Líquido (ml)	Tempo de presa Final (min)
Termocast	TE	200	32	8
Microfine	MI	180	32 + 12 (água destilada)	20
Rematitan Plus	RP	250	40	40
Rematitan Ultra	RU	250	35	120

No mesmo anel de silicone foram incluídos 3 *copings* respeitando-se os seguintes esquemas para o titânio (Fig 8 A) e para as ligas VB, V2 e KE (Fig 8 B):

Fig 8 A - Esquema de inclusão com os revestimentos RP e RU e B - Esquema de inclusão com os revestimentos TE e MI

4.1.5. Fundição

Os materiais utilizados para a fundição dos corpos-de-prova em forma de *copings* foram: liga VB, liga V2 e liga KE e TR, e suas composições e siglas de identificação estão listados na Tabela 3.

Tabela 3: Metais, siglas, composição e respectivos fabricantes.

Metais	Sigla	Composição (%)	Fabricante
Verabond	VB	Ni 77.95 (max); Cr 12.6; Mo 5.0; Al 2.9; Be 1.95 (max); Co 0.45; Ti 0.35	Aalba Dent. Inc. Cordelia, CA, USA
Verabond II	V2	Ni 77.05; Cr 12.5; Mo 4.25; Nb 4.0; Al 2.25; Si 0.5; Ti 0.45	Aalba Dent. Inc. Cordelia, CA, USA
KE	KE	Co 61.00; Cr 27.76; Fe 0.49; Si 1.70; W 8.52; Mn 0.27; C 0.018; B 0.009	ED, Germany
TR	TR	Ti 99.6, Grade I; Fe 0.2; O 0.12; C 0.08; N 0.05; H 0.01	Dentaurum Inc. Pforzheim, Germany

Os anéis de revestimento, com os padrões de cera já incluídos, foram levados ao forno Edgcon 5P (EDG, São Carlos, Brasil) e submetidos a ciclos térmicos para eliminação da cera (Fig 9A).

O ciclo de aquecimento dos anéis, específico para cada revestimento, foi realizado de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para TE (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; tempo aproximado de duração do ciclo – 2 horas e 10 minutos.

Para MI (Microfine) o forno foi programado com o seguinte ciclo: aquecimento de 15°/min da temperatura ambiente até 400°C, permanecendo nesta temperatura por 40 minutos; aquecimento de 15°/min até 900°C, permanecendo nesta temperatura por 60 minutos; tempo aproximado de duração do ciclo – 2 horas e 40 minutos.

Depois de removidos do forno os anéis foram posicionados na câmara da máquina de fundição por indução eletromagnética (Neutrodyn-Easity, Manfredi) e as ligas VB, V2 e KE foram fundidas por indução, ao vácuo, sendo o preenchimento do molde realizado por centrifugação (Fig 9 C).

Para RP (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 90 minutos; aquecimento de 5°C/min até 250°C, permanecendo nesta temperatura por 90 minutos; aquecimento de 5°C/min até 1000°C, permanecendo nesta temperatura por 60 minutos; resfriamento à velocidade de 5°C/min até 400°C, permanecendo nesta temperatura por não mais que 90 minutos; tempo aproximado de duração do ciclo – 10 horas.

Para RU (Rematitan Ultra), o forno foi programado com o seguinte ciclo: aquecimento à velocidade de 5°C/min da temperatura ambiente até 250°C, permanecendo nesta temperatura por 90 minutos; aquecimento de 5°C/min até 900°C, permanecendo nesta temperatura por 20 minutos; resfriamento à velocidade de 5°C/min até 400°C permanecendo nesta temperatura por não mais que 30 minutos; tempo aproximado de duração do ciclo – 7 horas.

Depois de removidos do forno, os anéis foram posicionados na máquina Rematitan (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) (Fig 9 B) e as fundições do material TR, 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.

Fig 9 A – Forno EDG, B - Máquina de fundição Rematitan e C - Máquina de fundição por indução

Após a fundição, os *copings* foram desincluídos, jateados com óxido de alumínio de 100 μm de diâmetro (Aluminum Oxide 100; Asfer Chemical Industry, São Caetano do Sul, Brasil) sob pressão de 80 lib/pol² no trijato Microjet III (Microjet III, EDG Equipments, São Carlos, Brasil) para remoção do revestimento residual e usinados com broca carbide FG 703 (Carbide Burs, KG Sorensen Ind e Com. Ltda, Barueri, Brasil) para remoção apenas de eventuais nódulos de fundição (Fig 10 A). Nenhum espaçamento adicional àquele promovido pelo espaçador, portanto, foi realizado.

Os *copings* foram separados de seus condutos de alimentação (Fig 10 B) e levados aos troquéis correspondentes para verificação do assentamento (Fig 10 C). Posteriormente, a determinação do desajuste foi realizada com os *copings* assentados na matriz metálica (Fig 10 D).

Fig 10 A – *Copings* unidos aos condutos de alimentação, B- *Coping*, C - *Coping* adaptado ao troquel após fundição e D- Conjunto matriz-*coping*

4.1.6. Medida dos Desajustes pré cimentação

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 a apreciação para obtenção de patente no Instituto Nacional de Propriedade Industrial (processo número: PI 0.505.036-7) (Fig 11 A).

Para definição da carga de assentamento, 3 conjuntos matriz-*coping* (Fig 10 D), correspondendo aos grupos E0, E1 e E2, foram levados a Máquina Universal de Ensaios (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) e realizado 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 a Máquina Universal de Ensaios. Pelas argolas existentes nas hastes, 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* ($n=10$) adaptados ao DP foram levados a Lupa Estereoscópica (Lupa Estereoscópica Nikon SMZ800, Tóquio, Japan) (Fig 11 B) para quantificação do desajuste marginal (Fig 11 C) por meio de imagem digital. Foi utilizado o software NIS Elements for Basic Research (Nikon, Tóquio, Japan) licenciado sob número 0BAEDE49.

Fig 11 A– DP

B- Vista do Microscópio

C- Imagem digital do conjunto matriz-CP

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.

4.1.7. Medida dos Desajustes pós cimentação

Os *copings* obtidos (Fig 10 B) foram cimentados com cimento fosfato de zinco (CFZ) (S. S. White, Rio de Janeiro, Brasil) na matriz, simulando a situação clínica mais comumente encontrada para cimentação de coroas metalocerâmicas. O cimento de fosfato de zinco foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, respeitando-se a proporção de 4 gotas de líquido e uma porção do medidor que apresentava 3 linhas de marcação. A espatulação foi realizada vigorosamente, por incrementos, em placa de vidro resfriada Fakiha et al., em 1992 (76) e com espátula 24f, a fim de aumentar o

tempo de trabalho. Após a espatulação, o cimento com consistência cremosa que se desprendia da espátula formando uma gota pegajosa era aplicado nas paredes internas do *coping* e o conjunto *coping*/cimento era assentado sobre a matriz.

Com auxílio do “DP” foi aplicada a carga de 3 Kgf para o completo assentamento do conjunto (Fig 12 A). Após 8 minutos (Especificação nº 96 da ANSI/ADA (ISSO 9917)), a presa inicial do cimento se completava, o conjunto era removido do “DP” e os excessos de cimento foram removidos com auxílio de explorador (Fig 12 B e C).

Fig 12 A- *Coping* cimentado na matriz sofrendo carga de assentamento, B- *Coping* cimentado e C- *Coping* cimentado, com excesso de cimento removido

O conjunto matriz-*coping* já cimentado foi adaptado ao DP e levado a lupa estereoscópica de mensuração linear (Fig 11 B) para quantificação do desajuste marginal, de acordo com o item 4.1.6, descrito previamente.

4.2. Teste de Tração pós cimentação

Para o teste de tração foi utilizado o conjunto matriz-*coping* descrito no item 4.1.7. A proposta original consistia na cimentação de 10 *copings* de cada grupo

(interação dos materiais metais e revestimentos e da condição espaçador) na matriz, aguardando-se 8 minutos, tempo necessário para que o cimento de fosfato de zinco adquirisse presa inicial, para posterior teste de tração. Entretanto, notou-se que após 8 minutos decorrentes do final da espatulação, as forças registradas durante o ensaio de tração apresentavam valores em torno de 5 Kgf. No período inicial da reação de presa, ocorre a formação de uma matriz ácida que diminui drasticamente as propriedades físicas do cimento. Deste modo, optou-se por aguardar 24 horas até que houvesse a reação de presa final do cimento fosfato de zinco, para que fosse realizado o teste de tração.

Em função do tempo exagerado que seria despendido na realização dos ensaios para todos os grupos experimentais optou-se pela realização do teste de tração para a combinação KE – MI, selecionada ao acaso, por meio de sorteio.

Para a realização do ensaio de tração, foi utilizada a Máquina de Ensaio Universais (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Com auxílio de um cilindro superior perfurado, o *coping* era acoplado pela alça oclusal, através de uma haste de aço VC, altamente resistente (Fig 13A). Esta porção superior realizava o deslocamento oclusal do *coping*, ou seja, tração propriamente dita. Após ser posicionado o conjunto matriz-*coping* na porção superior do dispositivo de tração, o conjunto era deslocado para baixo até que a porção inferior pudesse também ser posicionada (Fig 13 B). Na porção inferior havia uma réplica da base do conjunto, onde era acoplada a matriz, que, por sua vez, era presa por uma haste, semelhante a superior, que prendia a matriz durante o movimento de tração (Fig 13 C).

Fig 13 A – Conjunto matriz-*coping* cimentado preso pela alça superior, B – conjunto posicionado, C- Conjunto ensaiado (Atenção para o cimento aderido na superfície de matriz)

A programação utilizada na Máquina de Ensaios Universais foi de deslocamento de 0,5 mm/minuto, com célula de carga com limite final de 400 Kgf. O objetivo deste ensaio não foi avaliar a adesão do cimento de fosfato de zinco, pois a reação de presa não envolve qualquer reação com o material do qual a matriz é constituída. Portanto, a resistência à tração ocorre pelo embricamento mecânico nas interfaces axial e oclusal, se dando as custas principalmente da espessura da película de cimento proporcionada pelo espaço de pré cimentação promovido pela utilização ou não de espaçadores, sendo este o objetivo do emprego deste ensaio.

4.3. Dilatometria

Os ensaios dilatométricos foram aplicados para determinar os coeficientes de expansão de presa dos revestimentos e os coeficientes de expansão térmico linear dos revestimentos e dos metais utilizados. Por meio dos ensaios dilatométricos é possível determinar as temperaturas de transformação de fases (pontos de inflexão da curva temperatura/tempo) dos revestimentos, onde as variações de comprimento de um corpo-

de-prova cilíndrico de dimensões padronizadas são registradas, durante ciclos de aquecimento. As variações no comprimento indicam alterações volumétricas que acompanham a transformação do material. O método também pode ser aplicado para determinar o coeficiente de expansão térmica linear em um dado intervalo de temperatura. Este ensaio também foi aplicado para os metais e possibilitou confrontar os coeficientes de expansão térmico linear dos pares metais/revestimentos estudados.

4.3.1. Ensaio dilatométrico para estabelecimento do coeficiente de expansão de presa dos revestimentos (CEP)

Para a aferição da expansão de presa, foi utilizado um dispositivo constituído de dois relógios comparadores Digimess (Digimess Instrumentos de Medição de Precisão) fixado sobre uma placa retangular de vidro de 35,0 cm x 25,0 cm, a qual foram presos os relógios comparadores. Ao centro da placa de vidro, havia um cubo de faces de 15 cm dentro do qual se montava o paralelepípedo conformador do corpo-de-prova (Hastes móveis “T”, com 2 cm de comprimento e 6 cm de altura, e 2 outras placas laterais, também de vidro com altura de 6 cm e 10 cm de comprimento), a fim de formar um paralelepípedo de 2,0 cm X 10,0 cm x 6,0 cm, sobre o qual era vertido o revestimento manipulado de acordo com as instruções dos fabricantes. (Fig 14). Após vertidos, os revestimentos iniciavam a reação de presa, que provocava o deslocamento das hastes “T”, registrado pelo relógio.

As aferições eram iniciadas após finalizado o tempo de trabalho de cada revestimento (Tabela 4), em intervalos de 1 minuto até completar a presa final recomendada pelo fabricante (Tabela 4). Os valores da expansão do corpo de prova em micrometros foram convertidos em porcentagem de acordo com a fórmula $\Delta L_p/L_{p0} \times 100$,

em que ΔL_p = valor aferido pelo relógio comparador e L_{p0} = 99.850 μm , comprimento inicial do corpo-de-prova.

Fig 14: Dispositivo para aferição da expansão de presa

Foram obtidos 5 corpos-de-prova para cada revestimento. Inicialmente o dilatômetro de CEP foi preparado para receber os revestimentos, sendo então as hastes, a placa de vidro inferior e as laterais isoladas com vaselina, impedindo assim que o revestimento aderisse às porções do dispositivo. Em seguida os revestimentos foram manipulados de acordo com as recomendações do fabricante e inseridos no dispositivo durante o tempo de trabalho (Fig 15 A, B e C). Após este tempo, foi aguardado o tempo de presa final para cada revestimento (Fig 16).

Fig 15 A – Revestimento inserido no Dilatômetro; B e C – Placas laterais liberadas do revestimento após o ensaio

Fig 16 – Paralelepípedos de revestimento RU, RP, MI e TE

Tabela 4 – Proporção, tempo de espatulação, de trabalho e de presa final

	Sigla	Pó (g)	Líquido (ml)	Tempo de Espatulação (seg)	Tempo de Trabalho (min)	Tempo de Presa Final (min)
Termocast	TE	100	16	60	4	8
Microfine	MI	180	32 + 12 água destilada	50	1	20
Rematitan Plus	RP	100	16	40	3	40
Rematitan Ultra	RU	100	14	120	6	120

Adotou-se como metodologia as leituras a cada 1 minuto até que o tempo de presa recomendado pelo fabricante fosse atingido. Portanto para o revestimento TE o tempo final de leitura foi de 8 minutos e para o revestimento MI de 20 minutos, e para

os revestimentos RP e RU, os tempos finais foram de 40 e 120 minutos, respectivamente.

4.3.2 - Ensaio Dilatométrico dos revestimentos

4.3.2.1. Confeção das Amostras

Para a confecção de amostras cilíndricas necessárias para o estudo, foi desenvolvido um dispositivo que consiste de uma base cilíndrica de alumínio, com 10 mm de altura divididos em 2 diâmetros, 53 mm e 70 mm. Esta base contém 5 perfurações, com 4 mm de diâmetro, que distam 20 mm da borda e distanciam 72° entre si (Fig 17 A). Sobre esta base são adaptadas 5 hastes de latão de 35 mm de altura, sendo que nos primeiros 10 mm, o diâmetro é de 4 mm (Fig 17 A), que permite o encaixe perfeito nas 5 perfurações existentes na base; e nos outros 25 mm, o diâmetro é de 6 mm (Fig 17 B). A terceira parte constituinte deste dispositivo consta de um anel de PVC conformador de 45 mm de altura, 53 mm de diâmetro interno e 60 mm de diâmetro externo e se encaixa perfeitamente na base, em seu diâmetro menor, sendo denominado “Dispositivo para Confeção de Cilindros” (DCC) (Fig 17 C).

Fig 17 A – Base de alumínio e hastes de latão B – Hastes posicionadas na base C – Conjunto montado

Para a confecção das amostras foi utilizado o DCC com auxílio do material Duplicador IK 27, que é uma gelatina elástica de alta precisão para duplicar modelos para fundições de Próteses Parciais Removíveis, extra hard, super elastic, super exact model (Knebel Produtos dentários LTDA, São Paulo, São Paulo, Brasil) (Fig 18 A). O duplicador foi inicialmente cortado em pedaços pequenos de aproximadamente $0,5 \text{ mm}^2$, sendo aquecido numa panela de inox até que se formasse um gel. Foi realizado o selamento da porção inferior com o próprio gel, prendendo o anel conformador à base e evitando que o gel escoasse pela fenda formada por estas duas porções (Fig 18 B). O gel foi despejado no interior do DCH (Fig 18 C) e aguardou-se o resfriamento do gel até a temperatura ambiente, para adquirir a consistência de gelatina (Fig 18 D).

Fig 18 A – Duplicador B – Selamento do anel com a base C e D – preenchimento do DCH com gel

Após o total resfriamento do gel, foi removido o anel conformador (Fig 19 A), a base cilíndrica (Fig 19 B) e as hastes cilíndricas (Fig 19 C), obtendo-se então o molde das hastes cilíndricas nas especificações necessárias para a realização do Ensaio Dilatométrico 1.

Fig 19 A – Remoção do anel B – Hastes posicionadas no molde C – Molde obtido

No molde foram vertidos os revestimentos TE, MI, RP e RU, individualmente, manipulados ao vácuo em espátulador mecânico de acordo com as especificações dos fabricantes, nas proporções que constam na Tabela 2. Com auxílio de aparelho vibrador (VH Softline, São Paulo, Brasil) foi realizada a compactação pelo assentamento das partículas durante a vibração, diminuindo também a inclusão de bolhas na estrutura da amostra (Fig 20).

Após o tempo de presa final recomendado pelo fabricante, específico para cada revestimento, o molde de duplicador foi cortado com bisturi para que as amostras fossem removidas sem fraturas (Fig 21 A, B e C). Então, foram imediatamente levadas ao equipamento para a realização do Ensaio Dilatométrico para que não houvessem alterações físico-químicas capazes de comprometer o ensaio.

Fig 20 – Molde sendo preenchido por revestimento

Fig 21 A – Molde cortado B – Amostra removida do molde C – Amostras cilíndricas obtidas

Foram confeccionadas 6 amostras cilíndricas, de dimensões de 25 mm de comprimento por 6 mm de diâmetro, para cada revestimento: TE, MI, RP e RU, totalizando 24 amostras. Cada grupo de 6 amostras, segundo o revestimento, foi subdividido em 2 subgrupos:

- Grupo MEV – 3 amostras levadas apenas ao Microscópio Eletrônico de Varredura
- Grupo DIL/MEV – 3 amostras levadas ao Dilatômetro e posteriormente ao Microscópio Eletrônico de Varredura

4.3.2.2. Realização dos traçados dilatométricos dos revestimentos

Este experimento foi realizado na Faculdade de Engenharia de São Carlos, Departamento de Engenharia de Materiais, Aeronáutica e Automobilística – USP, sob supervisão do Prof. Dr. João Manuel Domingos de Almeida Rollo. Foi utilizado o equipamento Dilatômetro NETZSCH DIL 402 C (Selb/Bavária, Alemanha), que utiliza velocidades de aquecimento próximas do equilíbrio, permitindo a detecção de pontos de transformações de fase num estado de equilíbrio termodinâmico. Seu uso é especificado para materiais cerâmicos inorgânicos (Fig 22 A e B).

Este equipamento permite a determinação de variações lineares de 2.500 μm para mais ou para menos, no comprimento dos corpos de prova. Além disso, permite o aquecimento lento das amostras, reproduzindo a situação laboratorial de desidratação e expansão térmica dos revestimentos durante o ciclo de aquecimento no forno.

Fig 22 A e B – Dilatômetro NETZSCH DIL 402 C

As amostras do grupo DIL/MEV, logo após terem sido obtidas, foram levadas ao equipamento Dilatômetro, tendo sido realizados 3 ensaios para cada revestimento.

Previamente à inserção da amostra no equipamento, foi fixado um disco de Alumina (Al_2O_3) em sua extremidade, com auxílio de uma ínfima porção de vaselina sólida (Fig 23 A), a fim de evitar o contato direto da amostra com a porção móvel do equipamento, horizontal, suspensa, confeccionada em Alumina, denominada *pushrod*

(Fig 23 B, seta preta), pois a eventual fusão do material em teste acarretaria na adesão deste a haste *pushrod*, condenando seu uso para estudos posteriores.

No momento em que o equipamento é aberto, o forno, localizado na porção direita do equipamento, se desloca sobre um trilho, expondo o suporte de amostras, de Alumina, branco, horizontal (Fig 23 B, seta amarela), permitindo que seja realizada a inserção da amostra. A amostra se apóia sobre dois semi-anéis de Alumina que a posicionam no longo eixo do *pushrod*, que é acionado e comprime levemente o conjunto amostra-disco (15 a 100 N.10⁻²) (Fig 23 B).

O equipamento é fechado, o vácuo é acionado para posteriormente ser injetado o gás Argônio (chamado Purgar), procedimento realizado por 3 vezes. Assim as amostras foram submetidas a atmosfera inerte de Argônio com fluxo contínuo de 0,5 bar durante todo o ensaio.

Fig 23 A – Conjunto amostra - disco de alumina

B – Amostra posicionada no Dilatômetro

Foi realizada a programação do Dilatômetro para que fossem executados os ciclos térmicos recomendados pelo fabricante para cada revestimento utilizado. Os ciclos foram descritos no item 4.1.5 – Fundição.

As mudanças das dimensões da amostra, durante o ensaio, foram detectadas pela haste *pushrod*, ligada a um sensor digital, localizado na porção esquerda do equipamento. As informações do sensor são interpretadas pelo software DIL 402 C, capaz de decodificar as informações transmitidas pela haste, gerando então valores numéricos e gráficos que reproduzem o comportamento das amostras durante os ciclos de aquecimento.

4.3.3. Ensaio Dilatométrico dos Metais

4.3.3.1. Confeção das amostras

Foi confeccionada uma amostra cilíndrica de metal para cada liga VB (Verabond), liga V2 (Verabond II), liga KE (Keragem) e TR (Tritan), totalizando 4 amostras.

Para a confecção destas amostras para o Ensaio Dilatométrico foram utilizados cilindros pré fabricados em cera amarela para “*sprues*”, que possibilitou a confecção de lingotes com 15 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro (Fig 24 A).

Os cilindros de cera (Fig 24 A) foram incluídos em revestimento MI para as ligas de metais básicos e RU para TR. Após a fundição, os lingotes foram desincluídos e jateados com óxido de alumínio, com partículas de 100 μm de diâmetro (Aluminum Oxide 100; Asfer Chemical Industry, São Caetano do Sul, Brasil) sob pressão 80 lib/pol² no trijato Microjet III (Microjet III, EDG Equipments, São Carlos, Brasil) para remoção do revestimento residual. Após o jateamento foi realizada a separação dos lingotes de seus condutos de alimentação.

Cada lingote foi usinado individualmente nas dimensões de 12 mm de altura e 6 mm de diâmetro, com margem de erro de 0,03 mm e chanfro reto com angulação de 60° em relação ao seu longo eixo nas duas extremidades (Figs 24 B e C), pela Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo, Campus de Ribeirão Preto.

Fig 24 A – Enceramento B- amostra C – Verificação da precisão das amostras

4.3.3.2. Realização dos traçados dilatométricos dos Metais

Este ensaio foi utilizado para os materiais metálicos VB, V2, KE e TR, a fim de determinar o valor do coeficiente de expansão térmico linear destes materiais. Para a realização do Ensaio Dilatométrico dos Metais foi utilizado o Dilatômetro Adamel Lhomargy DT 1000 (Division d'Instruments S. A., Ivry Sur Seine, France) (Fig 25), que permite aquecimento e resfriamento rápido, simulando o que acontece com o metal no momento da injeção do metal fundido no molde de refratário.

Os ensaios foram realizados na Faculdade de Engenharia de São Carlos, Departamento de Engenharia de Materiais, Aeronáutica e Automobilística – USP, sob supervisão do Prof. Dr. João Manuel Domingos de Almeida Rollo.

Fig 25 – Dilatômetro Adamel Lhomargy DT 1000

Previamente à realização do ensaio, as amostras confeccionadas para este equipamento foram preparadas. Com auxílio do aparelho de micro-solda ponto (Adamel Lhomargy, Division d'Instruments S. A., Ivry Sur Seine, France), foi soldado o termopar Cromel-Alumel do Tipo K (Omega Engineering, INC., Stamford, USA), sendo o Alumel uma liga à base de Alumínio, esquerda e negativa e o Cromel, uma liga à base de cromo, direito e positivo, na porção média da amostra.

A amostra foi limpa com acetona para a remoção de quaisquer detritos e gordura presentes na superfície, pois estes impedem a soldagem. Após a limpeza, cada amostra foi posicionada no micro-soldador (Fig 26 A), numa posição que permitia que os eletrodos encostassem os fios do termopar no centro da amostra (Fig 26 B). Foi realizada a descarga elétrica pelos eletrodos, finalizando o processo de soldagem (Fig 26 C e D). Esse termopar foi responsável pela leitura da temperatura na amostra.

Fig 26 A – amostra posicionada no aparelho de micro-solda, B – eletrodos realizando a solda, C e D - Solda realizada

O conjunto amostra-termopar foi levado ao Dilatômetro Adamel Lhomargy DT 1000 e posicionado na porção vertical, previamente aberta, suspensa, denominada suporte, confeccionada de quartzo (porção transparente e perfurada na Figura 27 A), capaz de realizar a homogeneização da temperatura da amostra com maior rapidez. Esta porção possui uma porção inferior, de quartzo, denominada base, chanfrada, que permite o encaixe perfeito da parte inferior da amostra (seta vermelha); em sua porção superior possui uma haste, denominada de haste impulsora, suspensa, móvel, de quartzo, também vertical, responsável pelas leituras de expansão térmico linear da amostra (seta amarela). Os micro-movimentos da haste eram detectados por um sensor digital que enviava os dados para o Programa DT 1000, responsável pela decodificação e obtenção de dados numéricos e figuras do comportamento dos materiais.

Após a inserção da amostra entre a base e a haste impulsora, o termopar era preso nos terminais negativo e positivo do equipamento Dilatômetro Adamel Lhomargy DT 1000 (Fig 27 B). A câmara era fechada pelo abaixamento do suporte (Fig 28 A) e era obtido vácuo de 10^{-1} a 10^{-2} mbar. Nestas condições foi realizado o aquecimento até atingir o patamar (Fig 28 B). Para o resfriamento, foi introduzido na câmara gás inerte Hélio e ar comprimido. Após a realização dos ensaios dilatométricos, notava-se pequena oxidação da superfície da amostra e do termopar (Fig 28 C).

Fig 27 A – Suporte com base e haste impulsora (setas)

B – Amostra posicionada no suporte

Fig 28 A – Câmara fechada

B – Ciclo de aquecimento

C – Amostra oxidada

O ciclo térmico realizado foi o mesmo para as amostras metálicas das ligas VB, V2 e KE, sendo então: aquecimento rápido de 20°C/s até a temperatura de 1000°C , patamar de 1000° por 300s, resfriamento de 20°C/s até a temperatura de 25°C . Para o titânio comercialmente puro, foi utilizado o ciclo térmico de aquecimento lento, de $0,25^{\circ}\text{C/seg}$ até a temperatura de 975°C . Para o titânio, foi utilizado este ciclo, pois quando aquecido muito rapidamente, havia a oxidação da camada superficial da amostra, devido à atmosfera de vácuo, e não de argônio, fazendo com que o termopar, soldado à sua porção média se desprendesse e o ensaio fosse interrompido.

Como o ensaio dilatométrico dos metais foi realizado levando em conta uma temperatura menor que a de fusão para todos os metais, após a obtenção dos dados e gráficos foi realizada a extrapolação do valor do coeficiente de expansão térmico linear da temperatura de 1000°C para a temperatura de fusão de cada metal (Tabela 5), proporcionando assim maior confiabilidade nos dados obtidos. Esta metodologia foi adotada a partir de um protocolo para materiais que possuem dilatações lineares (materiais metálicos que não possuem transformações de fases) a fim de proteger o sistema de obtenção de dados de uma possível fusão do material em teste, que danificaria o equipamento.

Tabela 5 – Valores dos pontos de fusão dos metais utilizados:

Metal	Ponto de Fusão
VB	1340 °C
V2	1370 °C
KE	1400 °C
TR	1660 °C

4.3.4. Ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida

Para a determinação da capacidade de compensação da contração de fundição do metal pelo revestimento, foram processados 5 corpos-de-prova, em forma de bastões, nas dimensões de 20 mm de comprimento, secção transversal triangular equilátera de 5 mm e altura de 4,33 mm (Fig 29). Foi confeccionada uma matriz de latão, constituída de 2 porções, uma interna, com 5 canaletas, que representavam o negativo dos bastões, e outra externa (Fig 30A), a qual a porção interna se encaixava perfeitamente, que forma as paredes triangulares dos bastões. Toda a extensão da matriz foi altamente polida (Fig 30 B).

Fig 29 - Bastão

Fig 30 A – Porções interna e externa da matriz

B – Matriz polida montada

Para a obtenção dos bastões, a matriz foi previamente isolada com vaselina sólida, formando uma fina e homogênea camada em todo o comprimento da matriz, em suas porções interna e externa, que posteriormente foram posicionadas. Foi realizada a inserção de resina acrílica Duralay (Reliance, Dental Mfg, Co., EUA), com auxílio da técnica do pincel, onde as cerdas do pincel são umedecidas com o monômero eram levadas ao pó, formando um aglutinado, que depois era inserido gradualmente, por incrementos, na matriz (Fig 31 A). Este processo compensa a contração de polimerização da resina acrílica. Após a completa inserção, foi realizada a compressão da resina contra a matriz com auxílio de uma placa de vidro previamente isolada com uma fina camada de vaselina (Fig 31 C) e de peso de 5 Kg (Fig 31 B).

Fig 31 A – Inserção da Duralay B e C – Compressão com placa de vidro e peso de 5 Kg

Uma vez a resina polimerizada totalmente, a porção interna da matriz era deslocada superiormente e os bastões eram liberados (Figs 32A e B).

Fig 32 A – Matriz com resina polimerizada B – Porção interna da matriz removida

As rebarbas provenientes da compressão pela placa de vidro eram removidas com auxílio de micro-motor, peça reta e broca de tungstênio de corte liso e fino 100801 (Figs 33 A e B).

Fig 33 A – Bastões com rebarbas B – Bastões prontos

Para realização da medida inicial, era removida a película de vaselina sólida da superfície externa com auxílio de rolete de algodão embebido em monômero para resina acrílica (Reliance, Dental Mfg Co., EUA), friccionando levemente a superfície (Fig 34).

Fig 34 - Limpeza do bastão

A medida do comprimento inicial era realizada com auxílio de Perfilômetro (Nikon Profile Projector, Model 6C, Nikon Kogaku K. K., Japão). Cada bastão era posicionado sobre a mesa do Perfilômetro, com a superfície conformada pela placa de vidro voltada para o operador. As medidas (μm) eram realizadas entre os vértices opostos a base conformada pela placa de vidro (Fig 35).

Fig 35 - Imagem obtida do bastão no perfilômetro

Foi incluído 1 bastão em cada anel, e vazados sobre eles os revestimentos, e os revestimentos TE e MI, para a fundição das ligas VB, V2 e KE (Fig 36 A) e RP e RU, para a fundição do TR (Fig 36 B), de acordo com os esquemas abaixo.

Fig 36 A - Esquema de inclusão para ligas de metais básicos, B- Esquema de inclusão para TR

Após a fundição, já desincluídas e jateadas, os condutos de alimentação (Fig 37 A) eram removidos e as hastes (Fig 37 B) eram novamente levadas ao Perfilômetro e realizadas as medidas finais.

Fig 37 A – hastes unidas aos condutos de alimentação e B- Hastes prontas para serem aferidas

4.4. Microscopia Eletrônica de Varredura

Para a confecção dos corpos-de-prova para análise fotomicrográfica, foram utilizados os cilindros de revestimento obtidos para o ensaio de dilatometria (Item 4.3.2. Ensaio Dilatométrico dos revestimentos) sendo em número total de 6 para cada revestimento, subdivididos em 2 grupos, controle e ensaiado.

Para o preparo das amostras para fotomicrografia, os 3 cilindros controle e 3 ensaiados, para cada revestimento, foram dessecados por 2 dias em sílica gel (Synth, 4/8 mm, P.A., Labsynth produtos para laboratórios Ltda, Diadema, SP, Brasil) (Fig 38 A). Cada cilindro foi fraturado manualmente, aproximadamente na porção média e fixado sobre uma base própria para utilização no microscópio, em duas posições, uma vertical, denominada interna (Figs 38 B-controle e C-ensaiado), que permite a visualização da superfície interna da amostra e outra, horizontal, denominada lateral (Figs 38 D - controle e E - ensaiado), que permite a visualização da superfície externa da amostra.

Fig 38 A - sílica gel B-controle interno C - ensaiado interno D - controle lateral E - ensaiado lateral

Foi realizada a metalização ou pulverização das amostras com ouro no Pulverizador SCD-050 Sputter Coater (BAL-TEC, Furstentum Liechtenstein), com corrente de 40 mA durante 100 segundos (Figs 39 A-interno e B-externo). Este recurso

foi utilizado pois as imagens de microscopia eletrônica de varredura são obtidas por corrente elétrica na superfície da amostra e como o material era cerâmico, fez-se necessária a metalização de sua superfície.

Fig 39 A- Amostras com vista interna metalizadas e B - Amostras com vista externa metalizadas

Para a obtenção das imagens de fotomicrografias de varredura foi utilizado o Microscópio Eletrônico de Varredura SS-550 (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão), capaz de realizar aumentos de até 8.000 vezes. Foram realizadas tomadas de fotomicrografia para cada amostra nos aumentos de 50, 270, 400, 1000 e 2000 vezes para as vistas internas e 50 vezes para a vista panorâmica lateral.

4.5. Análise Estatística

A análise do conjunto dos resultados obtidos nos ensaios finais para as variáveis de adaptação marginal e resistência à tração levou a conclusão de que a distribuição dos dados foi normal (Teste de Kolmogorov-Smirnov) e homogênea (Teste de Levene).

Desta forma, para a propriedade de adaptação marginal, a comparação foi realizada por meio de Análise de Variância Mista com 4 fatores, sendo um deles pareado (cimentação) e teste Student-Newman-Keulsa para comparação entre níveis de variação ou interação. A interação, em outras palavras, simboliza se o efeito das variáveis testadas foi aditivo (hipótese nula), ou se o efeito de um deles foi diferente nos fatores de variação. Neste caso, se a hipótese nula fosse comprovada, esperar-se-ia que a utilização dos espaçadores, diferentes revestimento e cimentação tivessem o mesmo efeito no desajuste marginal dos diferentes materiais.

Para os resultados finais do Ensaio de Tração, a análise do conjunto dos resultados obtidos permitiu concluir que a distribuição dos dados foi normal (Teste de Kolmogorov-Smirnov) e homogênea (Teste de Levene). Foi aplicado Análise de Variância e teste de Tukey para comparação entre os níveis de variação ou interação.

Independente do teste, o nível de significância foi de 0,05. A análise estatística foi realizada por meio do programa PASW Statistics (versão 17, SPSS Inc, Chicago, IL, EUA).

Já para os estudos de Dilatometria, as análises foram realizadas por observação das representações gráficas dos ensaios dilatométricos e correlação entre os valores dos coeficientes de expansão térmico linear dos revestimentos e dos metais. Também foi realizada análise estatística não paramétrica de Kruskal-Wallis para o ensaio dilatométrico dos Revestimentos e Análise de Variância para dois fatores para o ensaio

que visava estabelecer da variação dimensional do padrão de Duralay X peça fundida no ensaio que consta do item 4.3.3 (Ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida).

Com a Microscopia Eletrônica de Varredura foi realizada a observação comparativa entre as imagens obtidas além do estabelecimento de um padrão de comportamento superficial dos revestimentos utilizados.

5. RESULTADOS

5.1. Desajuste marginal pré e pós cimentação

Os valores de desajuste marginal foram registrados, tabulados e submetidos a análise estatística. Os dados originais resultaram do produto fatorial de 3 tratamentos (E0, E1 e E2), 4 metais (VB, V2, KE e TR), 2 tipos de revestimentos para cada tipo de metal (TE e MI para as ligas de metais básicos VB, V2 e KE; e RP e RU para o material TR), 2 condições de cimentação (pré cimentação e pós cimentação), 4 pontos de referência (vestibular, lingual, mesial e distal) e 10 repetições para cada condição (tratamento X materiais X revestimento X cimentação), perfazendo um total de 1920 medidas de desadaptação marginal. A média de desajuste dos 04 pontos avaliados em cada condição experimental representou o desajuste pré e pós cimentação de cada *coping*, resultando em 480 valores originais em μm , que constam na Tabela 14 no Apêndice 1. As médias e desvios padrão dos valores originais constam na Tabela 6.

Tabela 6 - Valores de desajuste marginal pré e pós cimentação, médias e desvio padrão ($n=10$) (em μm)

		TE						MI					
		Pré cimentação			Pós cimentação			Pré cimentação			Pós cimentação		
Metal		E0	E1	E2	E0	E1	E2	E0	E1	E2	E0	E1	E2
VB	Méd	159	101	68	234	154	103	45	34	25	55	52	44
	DP	± 77	± 36	± 37	± 89	± 45	± 39	± 36	± 24	± 19	± 37	± 61	± 33
V2	Méd	138	75	38	219	127	77	53	53	42	86	70	47
	DP	± 47	± 39	± 34	± 125	± 53	± 30	± 39	± 46	± 35	± 69	± 50	± 36
KE	Méd	123	81	96	207	152	155	86	77	45	143	135	126
	DP	± 52	± 29	± 43	± 110	± 36	± 39	± 57	± 45	± 32	± 49	± 62	± 39
		RP						RU					
TR	Méd	256	150	101	309	178	137	257	106	45	308	134	67
	DP	± 83	± 39	± 24	± 128	± 47	± 35	± 98	± 28	± 35	± 112	± 39	± 44

A distribuição dos dados é normal (Teste de Kolmogorov-Smirnov) e homogênea. Desta forma, foi realizada Análise de Variância Mista com 4 fatores, sendo um deles pareado (cimentação) e teste Student-Newman-Keulsa que revelou significância estatística (0,05) para os fatores de variação isolados: metais, revestimentos e uso de espaçadores; para as interações entre dois fatores: cimentação-revestimento, cimentação-espaçador, cimentação-metal, revestimento-espaçador e revestimento-metal; e para a interação cimentação-espaçador-revestimento (Tabela 7):

Tabela 7 – Resultado do teste ANOVA para 4 fatores sendo 1 pareado (cimentação) par o desajuste marginal

<i>Intra espécimes</i>	Soma quad.	G. L.	Quad. médios	(F)	P	
Cimentação	218923,1	1	218923,1	136,83	0,000	*
cimentação * espaçador	158200,1	2	79100,1	49,44	0,000	*
cimentação * revestimento	17331,0	2	8665,5	5,42	0,005	*
cimentação * Metal	20354,4	2	10177,2	6,36	0,002	*
cimentação * espaçador * revestimento	17050,0	4	4262,5	2,66	0,034	*
cimentação * espaçador * Metal	2333,1	4	583,3	,36	0,834	(ns)
cimentação * revestimento * Metal	5020,1	2	2510,1	1,57	0,211	(ns)
cimentação * espaçador * revestimento * Metal	1699,5	4	424,9	,27	0,900	(ns)
Erro	345603,3	216	1600,0			
<i>Entre espécimes</i>						
Espaçador	491498,6	2	245749,3	49,83	0,000	*
Revestimento	366234,4	2	183117,2	37,13	0,000	*
Metal	79919,7	2	39959,9	8,10	0,000	*
espaçador * revestimento	101628,0	4	25407,0	5,15	0,001	*
espaçador * Metal	15270,6	4	3817,6	,77	0,543	(ns)
revestimento * Metal	56876,8	2	28438,4	5,77	0,004	*
espaçador * revestimento * Metal	28449,7	4	7112,4	1,44	0,221	(ns)
Cimentação	218923,1	1	218923,1	136,83	0,000	*
Erro	1065302,3	16	4932,0			

5.1.1. Fator de variação Metal

O comportamento do fator de variação metal está registrado na representação gráfica da Figura 40.

Fig 40 – Representação gráfica da ANOVA e Intervalo de confiança a 95% (IC 95) para o fator de variação metal ($n=120$)

A análise da Figura 40 mostra que o comportamento do fator de variação metal foi dependente do tipo de composição do metal, pois as ligas VB e V2 não apresentaram diferença significativa entre si e proporcionaram os menores níveis de desajuste marginal. A liga KE apresentou comportamento intermediário entre os metais Ni-Cr e TR, sendo este o que proporcionou os maiores níveis de desajuste marginal, apresentando diferença significativa para as demais.

5.1.2. Fator de variação Revestimento

O comportamento do fator de variação revestimento está registrado na representação gráfica da Figura 41.

Fig 41 – Representação gráfica da ANOVA e IC 95 para o fator de variação revestimento ($n=240$)

A análise da Figura 41 mostra que o comportamento de todos os materiais de revestimento foi diferente entre si, sendo que o revestimento MI proporcionou os menores níveis de desajuste marginal, seguido pelo revestimento TE, utilizados para as ligas de metais básicos. Para TR, o melhor desempenho foi proporcionado pelo revestimento RU, que apresentou diferença significativa para o RP.

5.1.3. Fator de variação Espaçador

O comportamento do fator de variação espaçador está registrado no gráfico da Figura 42.

Fig 42 – Representação gráfica da ANOVA e IC 95 para o fator de variação espaçador ($n=160$)

Esta representação gráfica demonstra que houve diferença estatisticamente significativa entre as três condições de espaçamento, sendo que a condição 2 camadas de espaçador proporcionou os melhores níveis de adaptação marginal, sendo seguida pela condição 1 camada de espaçador, que resultou em margens ligeiramente acima de 120 μm , e pela condição sem espaçador, com os maiores níveis de desadaptação, muito maiores que a média de 120 μm clinicamente aceitável.

5.1.4. Fator de variação Cimentação

O comportamento do fator de variação cimentação está registrado na representação gráfica da Figura 43.

Fig 43 – Representação gráfica da ANOVA e IC 95 para o fator de variação cimentação ($n=240$)

A condição pré cimentação proporcionou os menores níveis de desajuste que a condição pós cimentação, com diferença significativa entre si. Observa-se que a presença de cimento proporcionou níveis de adaptação marginal além dos limites clinicamente aceitáveis de 120 μm .

5.1.5. Interação Metal x Revestimento

A interação metal e revestimento está registrada na representação gráfica da Figura 44.

Fig 44 – Representação gráfica da ANOVA e DP para os fatores metal e revestimento ($n=40$ para cada liga de metal básico e $n=120$ para TR)

O metal TR com o revestimento RP apresentou, de maneira geral, a maior fenda marginal, com diferença significativa para qualquer outra condição testada. No extremo oposto, apresentam-se os valores de fenda marginal apresentados pelas ligas metálicas VB e V2, associados ao revestimento MI, com os menores valores. Os valores de fenda marginal resultantes da combinação entre V2 e TE, e KE e MI foram um pouco mais elevados que os anteriores e um pouco menores que os da associação entre TR e RU. As demais combinações – VB e KE com o revestimento TE – foram intermediárias às três últimas citadas.

5.1.6. Interação Revestimento x Espaçador

A interação revestimento e espaçador está registrada na representação gráfica da Figura 45.

Fig 45 – Representação gráfica da ANOVA e DP para os fatores revestimento e espaçador ($n=40$)

Em geral, na condição sem espaçador, os revestimentos proporcionaram os maiores valores da fenda marginal, com exceção da associação com o revestimento MI. Quando analisamos a condição “uma camada de espaçador”, comprova-se o mesmo padrão de comportamento para os revestimentos TE e MI, que agora se encontram intermediários às demais condições de espaçamento; os revestimentos empregados para o material TR não apresentaram diferença significativa quando comparados a uma camada de espaçador. Quando avaliamos a aplicação de duas camadas de espaçador, os revestimentos TE e MI mantiveram valores reduzidos, porém há queda significativa nos valores da fenda marginal para o revestimento RU, que mostra semelhança com os revestimentos citados. Há ainda redução nos níveis da fenda para o revestimento RP,

porém com valores médios significativamente maiores que os demais nesta condição (E2).

5.1.7. Interação Metal x Cimentação

A interação metal e cimentação está registrada na representação gráfica da Figura 46.

Fig 46 – Representação gráfica da ANOVA e DP para os fatores metal e cimentação (n=60)

Quando avaliada a interação metal e cimentação, houve aumento da fenda marginal após a cimentação. Na condição pré cimentação, o material TR apresentou valor de fenda marginal significativamente maior que os demais materiais, que tiveram aproximadamente o mesmo comportamento. Para a condição pós cimentação o padrão foi mantido, exceto para o material KE, que apresentou resultados intermediários, ainda menores que o material TR, mas significativamente mais elevados que os materiais VB e V2.

5.1.8. Interação Cimentação x Espaçador x Revestimento

A interação revestimento e espaçador pré cimentação está registrada no gráfico da Figura 47.

Fig 47 – Representação gráfica da ANOVA e DP para os fatores revestimento e espaçador pré cimentação ($n=40$)

No gráfico 47 observa-se os níveis de adaptação marginal pré cimentação na interação revestimento x espaçador. Na ausência de espaçador, os revestimentos RP e RU apresentaram nos maiores níveis de desajuste marginal, não apresentando diferença significativa entre si. Já para a condição uma camada de espaçador, houve melhora nos níveis de adaptação marginal, sendo que o revestimento RU apresentou níveis de adaptação pré cimentação dentro dos limites clinicamente aceitáveis com diferença significativa para o revestimento RP. A utilização de duas camadas de espaçador para os revestimentos RP e RU propiciou margens clinicamente aceitáveis para os dois revestimentos, sendo que RU apresentou as menores margens quando comparado com RP, com diferença significativa. Para o revestimento TE, observou-se o decréscimo dos níveis de desadaptação marginal quando da utilização de espaçadores, sendo que para

E1 e E2, não houve diferença significativa, com níveis de adaptação marginal dentro dos limites clinicamente aceitáveis. Para o revestimento MI não houve diferença significativa entre as três condições de espaçamento, entretanto, em valores numéricos, a presença de duas camadas de espaçador propiciou os melhores valores de adaptação marginal.

A interação revestimento e espaçador pós cimentação está registrada no gráfico da Figura 48.

Fig 48 – Representação gráfica da ANOVA e DP para os fatores revestimento e espaçador pós cimentação ($n=40$)

Os valores, de forma geral, apresentaram aumento após a cimentação quando comparados aos valores das representações gráficas da Figura 47. A diferença foi significativa com melhora na adaptação marginal utilizando espaçador, independente do número de camadas aplicadas. Na condição sem espaçador pode-se observar que os revestimentos RP e RU apresentaram os maiores níveis de desajuste marginal, sem diferença significativa entre si, sendo seguidos pelo revestimento TE e pelo revestimento MI, que mesmo na condição sem espaçador pós cimentação apresentou margens melhor adaptadas, sem diferença significativa em seu comportamento para as demais condições

(E1 e E2), mas com diferença significativa quando comparado com os demais revestimentos nesta condição de espaçamento. Quando utilizada uma camada de espaçador, houve decréscimo nos níveis de desadaptação marginal para os revestimentos RP, RU e TE, entretanto, em média, não foram observadas margens clinicamente aceitáveis para estes revestimentos. Para a condição E2, os revestimentos MI, TE e RU proporcionaram níveis de adaptação marginal dentro dos limites clinicamente aceitáveis de 120 μm . Já para o revestimento RP, mesmo com a presença de duas camadas de espaçador, esse limite não foi atingido. Não houve diferença significativa entre o comportamento dos revestimentos MI, TE, RU e RP, apesar de, em valores numéricos, o revestimento MI ter apresentado a menor média de desajuste marginal, para todas as condições de espaçamento.

5.2. Ensaio de resistência à tração pós cimentação

Os valores originais de resistência à tração registrados, para o grupo selecionado (KE-MI), foram devidamente anotados, organizados e analisados estatisticamente (Tabela 15, Apêndice 1). As médias e DP constam na Tabela 8.

Tabela 8 – Média e DP do Ensaio de Resistência à Tração ($n=10$) (Kgf)

	Sem espaçador	1 camada de espaçador	2 camadas de espaçador
Média	102	74	49
DP	± 22	± 14	± 13

Os dados aderem a distribuição normal (teste de Kolmogorov-Smirnov) e as variâncias são homogêneas (teste de Levene). Há influência do fator testado sobre os

resultados (ANOVA) (Tabela 9), sendo que nenhum grupo é igual ao outro (teste HSD de Tukey).

Tabela 9 – Resultado do teste ANOVA para o Ensaio de Resistência à Tração

	Soma quad.	G. L.	Quad. médios	(F)	P
Entre grupos	13793,400	2	6896,700	24,191	0,000
Dentro do grupo	7697,400	27	285,089		
Total	21490,800	29

Fig 49 - Representação gráfica da ANOVA e DP para o Ensaio de Resistência à Tração da liga Keragen e o revestimento Microfine ($n=10$)

Observa-se o comportamento decrescente da resistência à tração conforme o número de camadas de espaçador aumenta, sendo que para o grupo com 2 camadas, o valor obtido foi o menor. Para o grupo com uma camada de espaçador, o valor da resistência à tração foi intermediário, sendo referente a média entre o maior e o menor valor. Todos os grupos apresentaram diferença significativa.

Como esperado, observa-se nas Figuras 50 A e B a diferença na espessura da camada de cimento como resultado do maior espaçamento promovido pelo uso de espaçadores para troquel.

Fig 50 A – Espessura do cimento promovida pela ausência de espaçador, B - Espessura do cimento promovida pela presença de 2 camadas de espaçador

5.3. Dilatometria - Análise dos Dilatogramas

5.3.1. Dilatograma da expansão linear de presa

A Figura a seguir representa o gráfico de expansão de presa dos revestimentos avaliados em função do tempo.

Fig 51 - Expansão linear de presa dos revestimentos em função do tempo

O revestimento RU apresentou a menor expansão de presa em comparação aos demais materiais, sendo próxima a zero em todo o período de aferições. Para o revestimento RP, observa-se a tendência de expansão nos primeiros 10 minutos, que se estabiliza no decorrer do tempo, mantendo-se constante até o final do tempo de presa recomendado pelo fabricante. Já os revestimentos TE e MI apresentam curvas ascendentes em praticamente todo o período do tempo de presa, sendo o comportamento das curvas muito próximo, entretanto, o revestimento TE apresenta maior expansão de presa que o revestimento MI. Nota-se que para o revestimento MI, no 1/3 final da curva há tendência de estabilização da expansão, já para o revestimento TE, esta tendência ocorre aproximadamente aos 10 minutos, fato este atribuído provavelmente à finalização da reação de presa.

5.3.2. Dilatogramas do Ensaio Dilatométrico dos Revestimentos

As Figuras 52, 53, 54 e 55 referem-se aos gráficos obtidos durante os ensaios dilatométricos dos revestimentos avaliados. São gráficos de 3 eixos, sendo a esquerda, no eixo vertical, o coeficiente de expansão térmico linear em porcentagem, a direita, a variação da temperatura e no eixo horizontal, a variação do tempo. Observa-se, em todos os gráficos a presença de uma linha pontilhada, que é interpretada como a variação da temperatura em função do tempo, definida como ciclo térmico recomendado pelo fabricante. As outras 3 linhas coloridas traduzem o comportamento do revestimento no ciclo de expansão térmica recomendado, sendo possível determinar os valores do coeficiente de expansão térmico linear em porcentagem para cada ponto do gráfico, além da determinação do tempo e temperatura precisos em que este coeficiente foi determinado.

5.3.2.1. Ensaio Dilatométrico do revestimento Termocast

A representação gráfica da Figura 52 mostra a curva dilatométrica do revestimento TE em relação ao ciclo térmico preconizado pelo fabricante.

Fig 52 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear do revestimento TE (%)

Os três ensaios dilatométricos realizados com o revestimento TE apresentam dilatogramas com o mesmo padrão de comportamento. Aproximadamente aos 20 min/300°C, ocorre o primeiro pico de expansão. Nesse ponto ocorre a liberação de todos os gases e desidratação do revestimento. Quando o ciclo térmico inicia o patamar 1 de estabilização da temperatura, que dura 30 minutos, ocorre contração seguida de estabilização volumétrica. Após este período, ocorre a elevação da temperatura até 950°C e observa-se o segundo pico de expansão em torno de 650°C a 700°C, provavelmente devido a transformação de fase. Segue-se um período não muito longo de contração, de aproximadamente 30 minutos, até a temperatura atingir 950°C, seguido de tendência de estabilização da contração após a estabilização da temperatura por 40 min.

5.3.2.2. Ensaio Dilatométrico do revestimento Microfine

A Figura 53 apresenta a representação gráfica da curva dilatométrica do revestimento MI em relação ao ciclo térmico preconizado pelo fabricante.

Fig 53 – Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear do revestimento MI (%)

Na Figura pode-se observar o padrão de comportamento dos dilatogramas com muita semelhança, entretanto as curvas dilatométricas apresentam certa distância mais pronunciada quando comparado ao revestimento TE.

Com relação ao comportamento do revestimento em relação à temperatura, pode-se observar durante o primeiro ciclo de aquecimento o primeiro pico de expansão térmico linear, seguido de estabilização do comprimento durante o primeiro patamar de temperatura aos 400°C, durante 40 min. À semelhança do que acontece com todos os revestimentos, o primeiro pico refere-se à liberação de gases e desidratação. Quando é retomado o aquecimento, o material apresenta expansão linear proporcional e o segundo pico se dá em torno dos 600°C, momento em que ocorre transformação de fase, sendo

seguido de pequena contração até que a temperatura se estabilizasse novamente. Após a estabilização da temperatura ocorre a estabilização das dimensões do corpo de prova até o final do ciclo de expansão, que dura mais 60 minutos.

5.3.2.3. Ensaio Dilatométrico do revestimento Rematitan Plus

A Figura 54 mostra a curva dilatométrica do revestimento RP.

Fig 54 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmica linear do revestimento RP (%)

Para o revestimento RP observa-se comportamento dilatométrico muito próximo entre todos os corpos de prova ensaiados, sugerindo que este revestimento é menos sensível a variações de manipulação, como o revestimento TE. Pode-se verificar que no primeiro ciclo de aquecimento ocorre expansão do corpo de prova proporcional à temperatura, entretanto, após a estabilização, ocorre pequena contração do corpo de prova, observando que este retorna praticamente ao comprimento inicial. Quando ocorre a segunda curva de aquecimento, o comprimento tende a aumentar, entretanto quando se inicia o segundo patamar de estabilização de temperatura, o comprimento decresce

novamente tornando o comprimento do corpo de prova menor que o inicial, nesta fase, já ocorreu a liberação total dos gases e desidratação. Quando se inicia o terceiro ciclo de aquecimento, observa-se que a dilatação do corpo acompanha o aumento da temperatura sendo este o período em que o material oferece a maior expansão. O pico de expansão ocorre em torno da temperatura de 600°C, sendo seguido de estabilização e contração até o final do aquecimento e nesse ponto, provavelmente, ocorre a reação de sinterização deste revestimento, processo que pode ser o responsável pela queda nos coeficientes de expansão térmico linear, provavelmente devido a formação de composto sensível à variação de temperatura, sendo que o resultado final deste gráfico demonstra que este revestimento apresenta contração, após o final do ciclo térmico.

5.3.2.4. Ensaio Dilatométrico do revestimento Rematitan Ultra

A representação gráfica da Figura 55 mostra a curva dilatométrica do revestimento RU em relação ao ciclo térmico preconizado pelo fabricante.

Fig 55 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear do revestimento RU (%)

As curvas são reprodutíveis, entretanto este revestimento é provavelmente mais sensível à técnica de obtenção dos corpos de prova. Observa-se, na representação gráfica anteriores que o revestimento apresenta um comportamento de contração durante todo o ciclo térmico, sendo que no primeiro ciclo de aquecimento, o comprimento do corpo de prova é menor que o inicial, mantendo-se assim até o final do ensaio. Durante os três patamares de estabilização da temperatura houve a manutenção do comprimento do corpo de prova, fato este que pode sugerir que no primeiro patamar a desidratação e perda de gases não influenciam a estrutura mineral do revestimento a ponto de promover alterações na constituição que influencie diretamente o comportamento térmico. No segundo patamar, temperatura que já promoveu a sinterização deste revestimento, houve também a estabilização, devido ao produto da sinterização que é composto por cristais mais estáveis e menos susceptíveis às alterações de temperatura, diferentemente do revestimento RP, em que provavelmente os produtos da desidratação e sinterização são muito mais sensíveis ao ciclo térmico. Observa-se que ao final do ciclo, quando a temperatura do terceiro patamar chega a 400°C, há ainda mais contração do revestimento, assim como no revestimento RP, porém menos brusca.

A Tabela 10 reúne todos os valores de α puro e em porcentagem, permite análise de todos os comportamentos dos revestimentos e a realização da análise estatística.

Tabela 10 – Valores médios coeficiente de expansão térmico linear (α puro) e em percentagem, sob aquecimento

	TE		MI		RP		RU	
	α	%	α	%	α	%	α	%
Ensaio 1	$6,4295 \cdot 10^{-6}$	0,60	$8,6468 \cdot 10^{-6}$	0,76	$-4,6694 \cdot 10^{-6}$	-0,18	$-59,2335 \cdot 10^{-6}$	-2,22
Ensaio 2	$6,1322 \cdot 10^{-6}$	0,57	$10,3475 \cdot 10^{-6}$	0,91	$-1,6508 \cdot 10^{-6}$	-0,06	$-34,3678 \cdot 10^{-6}$	-1,28
Ensaio 3	$6,8476 \cdot 10^{-6}$	0,64	$6,2387 \cdot 10^{-6}$	0,55	$-0,2682 \cdot 10^{-6}$	-0,01	$-37,3606 \cdot 10^{-6}$	-1,39
Média	$6,5 \cdot 10^{-6}$	0,6	$8,4 \cdot 10^{-6}$	0,74	$-2,2 \cdot 10^{-6}$	-0,08	$-43,6 \cdot 10^{-6}$	-1,63
DP	$0,36 \cdot 10^{-6}$	0,04	$2,06 \cdot 10^{-6}$	0,18	$2,25 \cdot 10^{-6}$	0,09	$-13,57 \cdot 10^{-6}$	0,51
Análise estatística	AB		A		AB		B	

Para essa variável, como o tamanho amostral era muito pequeno, optou-se pela aplicação do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. A análise estatística demonstrou que o revestimento MI apresentou diferença significativa, apresentando mais expansão, quando comparado ao RU, não havendo diferença significativa entre as demais comparações.

5.3.3. Dilatogramas do Ensaio Dilatométrico dos Metais

Para a determinação do α puro no ponto de fusão dos metais, foi utilizado o recurso de extrapolação dos dados para as respectivas temperaturas de fusão para cada metal. Este método é possível, pois as curvas de expansão térmico linear são lineares e não apresentam transformações de fase como no caso dos materiais cerâmicos, entretanto pode-se observar nas figuras a seguir que há uma tendência elíptica na linha quanto maior a temperatura, por isso, a extrapolação oferece um valor aproximado do coeficiente de expansão térmico linear no ponto de fusão. Além disso, existem 2 pontos de interesse no caso de materiais metálicos, o primeiro é o ponto inicial de fusão, sendo que após este existe metal em solução sólida e em solução líquida, e o segundo ponto denominado ponto final de fusão, onde o metal está totalmente liquefeito. Neste estudo

foi adotado o ponto inicial de fusão na temperatura de fusão do metal. Deste modo foram desconsideradas prováveis alterações dimensionais dos metais.

O eixo Y dos gráficos representados nas figuras à seguir se refere ao $\Delta L/L_0$, sendo este um valor adimensional e no eixo X a temperatura. Para que fosse possível a extrapolação, foi incluída no gráfico uma linha de tendência linear e a partir desta linha obteve-se a equação do comportamento linear do material, determinando-se o $\Delta L/L_0$, sendo este o valor de y para o ponto x, que é o valor da temperatura no ponto desejado. Como cada metal se funde a uma temperatura própria, foram adotados os valores de $\Delta L/L_0$ no ponto de fusão de cada metal, que constam na Tabela 5.

Para o estabelecimento do coeficiente de expansão térmico linear foi realizada o desenvolvimento da equação:

$$\Delta L = \alpha \cdot L_0 \cdot \Delta t$$

$$\alpha \cdot \Delta t = \Delta L / L_0$$

$$\alpha = \frac{\Delta L / L_0}{\Delta t}$$

Outro dado importante observado na figura representativa da extrapolação é a presença do coeficiente de R^2 , que estabelece a proporcionalidade entre a linha do gráfico ($\Delta L/L_0$ pela temperatura) e a linha de tendência, sendo que quanto mais próximo de 1, maior a confiabilidade da linha de tendência.

5.3.3.1 – Ensaio Dilatométrico da liga metálica Verabond

As Figuras 56 e 57 mostram os traçados dilatométricos da liga VB. A liga VB apresenta comportamento próximo do linear até a temperatura de 1000°C, adotada para a realização do ensaio. Quando houve a manutenção da temperatura equilibrada à

1000°C durante 300 segundos, ocorre a formação de fase eutética Ni-Be, que explica a ligeira queda na expansão do corpo de prova, entretanto este comportamento foi ignorado, pois o metal é injetado aproximadamente após 2 segundos de sua fusão ou “derrubamento da liga”.

Fig 56 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear da liga VB ($\Delta L/L_0$)

Fig 57 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear da liga VB com inserção da linha de tendência

Com base na linha de tendência, é possível estimar o valor de $\Delta L/L_0$ igual a $25,6 \cdot 10^{-3}$ à temperatura de 1340°C (temperatura de fusão da liga), o que acarreta um α igual a $19 \cdot 10^{-6}$ e a expansão linear aproximado em porcentagem de 0,256%. Observa-se, entretanto, que quando o material se aproxima das maiores temperaturas, ocorre uma mudança de comportamento, que inicialmente era linear obedecendo a uma proporcionalidade e passa a ser elíptica, obedecendo a uma equação de segundo grau em que um pequeno aumento de temperatura causa grande aumento de comprimento. Portanto, pode-se afirmar que a extrapolação fornece valores aproximados e que o déficit dilatométrico entre o revestimento e o metal tende a ser ainda maior. Este comportamento é observado em todos os metais analisados.

5.3.3.2 – Ensaio Dilatométrico da liga metálica Verabond II

As Figuras 58 e 59 mostram os traçados dilatométricos do metal V2.

Fig 58 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear da liga V2 ($\Delta L/L_0$)

Fig 59 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear da liga V2 com inserção da linha de tendência

Para este material, à temperatura de fusão de 1370°C, o valor de $\Delta L/L_0$ estimado é igual a $26,2 \cdot 10^{-3}$ que determina o valor de α igual a $19 \cdot 10^{-6}$, mesmo valor do material anterior e a expansão linear aproximado em porcentagem de 0,262%. Para a liga V2 não foi observada, durante a fase de estabilização da temperatura a 1000°C, a diminuição de comprimento do corpo de prova, provavelmente pela ausência de fase eutética como na liga VB, e por isso as linhas de aquecimento e resfriamento se sobrepõem. Além disso, o coeficiente de R^2 é o mesmo que da liga VB, demonstrando que estas duas ligas apresentam comportamentos equivalentes.

5.3.3.3 – Ensaio Dilatométrico da liga metálica Keragen

As Figuras 60 e 61 mostram os traçados dilatométricos do metal KE.

Fig 60 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear da liga KE ($\Delta L/L_0$)

Fig 61 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear da liga KE com inserção da linha de tendência

Com base na linha de tendência, é possível estimar o valor de $\Delta L/L_0$ igual a $27 \cdot 10^{-3}$ à temperatura de 1400°C (temperatura de fusão da liga), o que acarreta em α igual a $19 \cdot 10^{-6}$, sendo igual aos das ligas VB e V2 e a expansão linear aproximado em porcentagem de 0,27%. Neste material se observa a presença de fase eutética, entretanto com comportamento volumétrico mais estável que o da liga VB, enquanto que o valor de R^2 é ainda mais próximo de 1, possibilitando concluir que esta liga apresenta

comportamento dimensional mais linear que as demais ligas de metais básicos avaliados.

5.3.3.4 – Ensaio Dilatométrico do metal Tritan

As Figuras 62 e 63 mostram os traçados dilatométricos do metal TR

Fig 62 - Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear do metal TR ($\Delta L/L_0$)

Fig 63 – Representação gráfica do coeficiente de expansão térmico linear do metal TR com inserção da linha de tendência

Para este material, à temperatura de fusão de 1660°C, o valor de $\Delta L/L_0$ estimado é igual a $16,1 \cdot 10^{-3}$ que determina o valor de α igual a $9,7 \cdot 10^{-6}$, sendo menor que o das ligas de metais básicos, portanto, apesar de ter a temperatura de fusão maior, este material expande menos que os demais que têm temperaturas de fusão mais baixos. O coeficiente de expansão linear aproximado em porcentagem é de 0,16 %. Além disso, o valor de R^2 é o mais próximo de 1, tornando este material ainda mais estável volumetricamente.

Tabela 11 – Estimação dos valores relacionados entre a capacidade do revestimento em compensar a contração de fundição do metal utilizado (em %):

Metal	TE 0,6%	MI 0,74%	RP -0,08%	RU -1,65 %
VB 0,256 %	0,344	0,484	-0,336	-1,906
V2 0,262%	0,338	0,478	-0,342	-1,912
KE 0,27%	0,330	0,470	-0,350	-1,920
TR 0,16%	0,440	0,580	-0,240	-1,810

Esta Tabela 11 ilustra o déficit entre os valores da porcentagem de expansão térmico linear finais dos revestimentos e dos metais utilizados. Os números grifados representam as relações entre os materiais utilizados neste trabalho, pois para o estudo de adaptação marginal foram utilizadas as combinações indicadas pelos fabricantes dos metais, sendo para as ligas de metais básicos, indicados os revestimentos fosfatados TE e MI, e para o TR os revestimentos à base de magnésio, alumínio, zircônio e ítrio, RP e RU. Observa-se que a combinação que oferece o menor déficit entre os materiais avaliados é o revestimento MI com as ligas de metais básicos, seguido pela combinação do metal TR o revestimento RP, sendo a combinação TR-RU a que apresentou o maior déficit.

5.3.4. Ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida

Por meio da utilização do perfilômetro, foram possíveis as aferições das medidas iniciais, do bastão em Duralay (Fig 64 A), e finais, do bastão fundido (Fig 64 B). Os dados foram tabelados e analisados (Tabela 12).

Fig 64 A – Vista ao perfilômetro do bastão em Duralay B – Vista ao perfilômetro do bastão fundido

Tabela 12 - Valores médios do ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida, puros e em porcentagem

TE			RP		MI		RU
VB	V2	KE	TI	VB	V2	KE	TI
-86	-26	-137	-100	-21	74	-43	-239
-0,27%	-0,22%	-0,21%	-0,50%	0,83%	0,37%	-0,21%	-1,19%

A Tabela 12 representa os valores médios obtidos pela subtração do comprimento do bastão de Duralay do valor final do comprimento do bastão já fundido. Os valores originais foram reunidos na Tabela 16 do apêndice 1. Houve grande variação dimensional dos corpos-de-prova, apresentando alguns valores positivos, em que houve expansão do bastão fundido, ou seja, o comprimento do bastão fundido foi maior que o do bastão em Duralay; e a maioria de valores negativos, que demonstram que o comprimento do bastão fundido foi menor que o do bastão em Duralay.

Em função da distribuição normal e homogênea dos dados amostrais, os valores foram submetidos à análise de variância (Tabela 13).

Tabela 13: Análise de Variância da variação dimensional dos bastões em Duralay e fundidos ($p > 0,05$):

Fonte de variação	SQ	Gl	QM	F	P	
Revestimento	103476,400	2	51738,200	8,755	,001	*
Metal	68020,067	2	34010,033	5,755	,007	*
revestimento * Metal	1753,800	2	876,900	,148	,863	(ns)
Erro	189110,400	32	5909,700			
Total	697264,000	40				

De acordo com a ANOVA, houve diferença estatisticamente significativa entre os metais testados e entre os revestimentos, não havendo diferença significativa para a interação.

As representações gráficas seguir mostram as variações das médias e desvios padrão dos grupos metais (Fig 65) e revestimentos (Fig 66).

Fig 65 – Representação gráfica da ANOVA e DP para o ensaio de variação dimensional em porcentagem para o fator de variação metal ($n=10$)

A representação gráfica da Figura 65 mostra que a liga V2 apresentou os melhores resultados em termos numéricos e em porcentagem de compensação da contração de fundição entre os materiais estudados. Os metais KE e TR tiveram os resultados mais desfavoráveis, apresentando as maiores médias de variação dimensional, que mais se distanciam do zero, sendo que esse valor indicaria a total compensação da contração de fundição. Assim sendo o produto final da fundição dos metais KE e TR foi muito menor que o padrão em Duralay, enquanto que a liga VB apresentou resultados intermediários. Sendo então os valores de expansão linear em porcentagem para a liga V2 (0,08%), VB (-0,12%), KE (-0,21%) e TR (-0,85%).

Fig 66 – Representação gráfica da ANOVA e DP para o ensaio de variação dimensional em porcentagem para o fator de variação revestimento ($n=10$)

A representação gráfica da Figura 66 mostra que o revestimento MI foi o que melhor compensou a contração de fundição das ligas de metais básicos estudadas. Quando levados em conta os revestimentos para fundição do metal TR, o revestimento que apresentou os melhores resultados foi o RP, entretanto, os valores alcançados por este revestimento ficam muito aquém do resultado obtido com o revestimento MI.

Sendo então os valores de expansão linear em porcentagem para os revestimentos MI (0,09%), TE (-0,26%), RP (-0,50%) e RU (-1,19%).

5.4. Análise das fotomicrografias de varredura

As análises dos corpos-de-prova em microscopia eletrônica de varredura foram realizadas de forma a revelar aspectos fotomicrográficos numa situação panorâmica em menor aumento e detalhes da amostra em maiores aumentos. Conforme descrito no item 4.3.2.1, foram submetidas à microscopia as hastes cilíndricas do grupo MEV, que não foram submetidas ao ciclo térmico, e as hastes cilíndricas do grupo DIL/MEV, que foram submetidas ao ciclo térmico (ensaio dilatométrico).

Foram registradas as áreas correspondentes à região lateral dos cilindros, no aumento de 50X, cujas figuras receberam denominação “lateral”, e também a área revelada pela fratura do corpo-de-prova, cuja denominação é “fratura”. Na representação topográfica da região da fratura (aumento de 50X), foi possível selecionar um dos poros de inclusão ao acaso, para visualização de sua topografia interna nos aumentos 270X, 400X e 1000X. Além disso, outros detalhes, observados em maiores aumentos, foram documentados.

5.4.1. Termocast

As Figuras 67 A e B representam a topografia na região externa da haste de revestimento TE. Em A observa-se uma região plana com alguns poros, provavelmente de inclusão. Em B observa-se uma região áspera, com microtrincas, provavelmente provenientes do processo de aquecimento e resfriamento do revestimento.

Fig 67 A – TE MEV lateral (50x)

B – TE DIL/MEV lateral (50x)

Nas Figuras 68 A e B observa-se a topografia da região média do cilindro de revestimento onde foi realizada a fratura com aumento de 50X. Há a presença de inúmeros poros provavelmente de inclusão, de tamanho grande e também de grânulos de material de grande diâmetro, entretanto estes são parte constituinte da formulação do revestimento, que possivelmente apresenta como característica granulométrica a heterogenicidade. As setas alaranjadas apontam os poros que foram selecionados para serem avaliados em maiores aumentos.

No aumento de 270X é possível a visualização de detalhes mais finos da topografia, neste caso da região interna de cada poro. Na Figura 68 C, observa-se superfície mais rugosa enquanto que em 68 D observa-se superfície mais lisa, entretanto

com microtrincas, provenientes provavelmente do processo de aquecimento durante o ciclo térmico e resfriamento do revestimento após o final do ensaio de dilatométrica.

Já o aumento de 400X revela visão ainda mais aproximada da superfície interna dos poros. Na Figura 68 E, observa-se os grânulos do material envolvidos pela matriz, formando uma superfície granulosa. Em 68 F observa-se com maior detalhe as microtrincas, além disso, é possível a visualização de lamelas (seta lilás) devido à propagação cristalina durante o processo de fusão dos componentes do revestimento.

Nesse aumento percebe-se, na Figura 68 G, a superfície granulosa com mais detalhes, enquanto que na Figura 68 H as microtrincas são observadas em toda a superfície, distribuídas homogeneamente e neste caso não se consegue definir onde estão os cristais, pois provavelmente estão fundidos e as microtrincas são decorrentes do resfriamento da superfície. Além disso, a seta amarela aponta as lamelas com maior aumento.

Fig 68 A – TE MEV fratura (50x), B – TE DIL/MEV fratura (50x), C – TE MEV fratura (270x), D – TE DIL/MEV fratura (270x), E – TE MEV fratura (400x), F – TE DIL/MEV fratura (400x), G – TE MEV fratura (1000x), H – TE DIL/MEV fratura (1000x)

5.4.2. Microfine

As Figuras 69, 70, 71 e 73 registram as fotomicrografias obtidas para o revestimento Microfine (MI). Na fotomicrografia observa-se a superfície lateral do cilindro de revestimento com aumento de 50X, figurass 69 A e B, entretanto neste caso não são detectadas grandes alterações no padrão topográfico dos cilindros pré e pós ensaio dilatométrico. Já nas Figuras 70 A e B é possível visualizar que os grânulos do revestimento apresentam maior regularidade em seus diâmetros, o que aumenta a área de contato entre estes, favorecendo as reações entre seus componentes, tendendo à homogeneidade granulométrica.

Fig 69 A – MI MEV lateral (50x)

B – MI DIL/MEV lateral (50x)

Fig 70 A – MI MEV lateral (270x)

B – MI DIL/MEV lateral (270x)

As Figuras 71 A e B representam o aspecto topográfico do revestimento MI em sua face fraturada, com aumento de 50X. Observa-se a presença de poucos poros de pequeno diâmetro. Além disso, apresenta superfície mais homogênea (granulometria homogênea) com ausência de grânulos de grande tamanho, quando comparado com o revestimento TE. As setas brancas apontam os poros analisados em maiores aumentos.

As Figuras 71 C e D representam poros de inclusão do revestimento MI antes e após o ensaio dilatométrico no aumento de 270X. Em C, pode-se visualizar a presença de pequenos grânulos, distribuídos de forma homogênea adjacentes ao poro. Já na Figura 71 D, os grânulos deixam de existir e dão lugar a uma conformação lamelar, provavelmente decorrente da propagação cristalina no momento da sinterização deste material, sendo predominante em toda a extensão da fratura e, portanto, no corpo do cilindro do revestimento MI.

Numa vista ainda mais aproximada, de 400X, nas Figuras E e F, observam-se detalhes da conformação após a sinterização do revestimento MI.

Na Figura 71 G, o poro do revestimento MI apresenta conformação muito próxima à conformação do poro na fotomicroscopia do revestimento TE (Fig 68 G), apresentando uma topografia irregular, mas ainda assim com certa lisura superficial na qual se pode perceber a existência de grânulos do material. Na fotomicroscopia 71 H, observa-se a região adjacente ao poro com topografia lamelar enquanto que a região interna ao poro apresenta superfície lisa com microtrincas, assim como a conformação obtida nas imagens do revestimento TE que seguem em um breve comparativo nas Figuras 72 A, B, C e D.

Fig 71 A – MI MEV fratura(50x), B – MI DIL/MEV fratura(50x), C – MI MEV fratura (270x)
D – MI DIL/MEV fratura (270x), E – MI MEV fratura (400x), F – MI DIL/MEV fratura (400x)
G – MI MEV fratura (1000x), H – MI DIL/MEV fratura (1000x)

Fig 72 A – TE MEV fratura (400X), B - TE DIL/MEV fratura (1000X),
C – MI MEV fratura (1000x) e D – MI DIL/MEV fratura (1000x)

Com auxílio desta figura comparativa podemos verificar que os dois revestimentos apresentam um mesmo padrão de comportamento pré e pós ensaio de dilatometria, apresentando nas situações previamente ao aquecimento (Figs 72 A e C), superfície irregular na qual é possível a visualização dos grânulos do revestimento. Já na situação pós aquecimento (Figs 72 B e D), observa-se superfície mais lisa com microtrincas decorrentes do processo de sinterização e do resfriamento, ainda assim sendo possível a visualização de alguns grânulos maiores que não foram completamente sinterizados. Pode-se observar que o o revestimento MI propicia menos trincas que o revestimento TE, fato este que pode ser atribuído à menor granulometria que permite contato mais íntimo entre os grânulos e por isso favorece a sinterização.

Nas Figuras 73 A e B observa-se a propagação cristalina que pode ter ocorrido devido ao processo de fusão dos cristais do revestimento MI.

Fig 73 A – MI DIL/MEV - lamelas (2400x)

B – MI DIL/MEV - lamelas (8000x)

5.4.3. Rematitan Plus

As Figuras 74 e 75 registram as fotomicrografias obtidas para o revestimento Rematitan Plus (RP). As Figuras 74 A e B têm por objetivo mostrar a conformação superficial externa do cilindro de revestimento RP, no aumento de 50X. Em A, antes do ensaio, observa-se a configuração superficial lisa e homogênea, sem a presença de grânulos. Na Figura 74 B, após a realização do ensaio, observa-se também conformação lisa, entretanto com um aspecto de pedra granito, onde os pontos mais escuros são provavelmente decorrentes do processo de sinterização do revestimento, representando a mudança de fase que ocorre neste material.

Fig 74 A – RP MEV lateral (50x)

B – RP DIL/MEV lateral (50x)

As Figuras 75 A e B representam a vista panorâmica da superfície fraturada, com aumento de 50X. Assim como no revestimento TE, consegue-se visualizar a presença de grânulos, demonstrando que, possivelmente este revestimento apresenta granulometria heterogênea, devido ao grande número de partículas grandes. Além disso, apresenta um número expressivo de poros, de diâmetro significativo comparáveis aos presentes no revestimento TE e em superior número e diâmetro que os do revestimento MI. As setas verdes apontam os poros que foram avaliados nos maiores aumentos.

A Figura 75 C mostra a presença de poros de grande diâmetro, com superfície interna irregular, com certa lisura superficial na qual é possível perceber a presença de grânulos da composição do revestimento. Em D observa-se a superfície interna ao poro lisa com microtrincas característica do processo de sinterização. As texturas internas do poro em C e D, com aumento de 270X, são comparáveis aos revestimentos TE e MI. Adjacente ao poro em C e D, também é possível visualizar a presença de grânulos grandes podendo-se concluir que estes grânulos não sofrem alteração na conformação espacial durante a sinterização do material. Entretanto os grânulos de menor diâmetro apresentam alteração em sua geometria, pois pode ser observado que a superfície

adjacente ao poro em D apresenta grânulos com menor diâmetro, mais próximos e mais regulares que em C.

Com aumento ainda maior, de 400X, é possível visualizar que, provavelmente, após o aquecimento, ocorre a sinterização dos grânulos do revestimento adjacentes ao poro, podendo-se reparar que na Figura E os grânulos são maiores que na Figura F.

Observa-se, nas Figuras 75 G e H, com aumento de 1000X, as fotomicrografias de varredura da porção interna do poro do revestimento RP com maior detalhamento. Em G pode-se visualizar a presença dos grânulos do material previamente à sinterização e em H, após a sinterização, uma superfície lisa entre as microtrincas característica de materiais sinterizados.

Fig 75 A – RP MEV fratura (50x), B – RP DIL/MEV fratura (50x), C – RP MEV fratura (270x)
D – RP DIL/MEV fratura (270x), E – RP MEV fratura (400x), F – RP DIL/MEV fratura (400x)
G – RP MEV fratura (1000x), H – RP DIL/MEV fratura (1000x)

5.4.4. Rematitan Ultra

As Figuras 76 e 77 registram as fotomicrografias obtidas para o revestimento Rematitan Ultra (RU). As Figuras 76 A e B mostram a superfície lateral do cilindro de revestimento com aumento de 50X. Foram detectadas alterações no padrão topográfico dos cilindros pré e pós ensaio dilatométrico, sendo que pré ensaio, foram observados pequenos aglomerados superficiais de cristais e na condição pós ensaio observa-se uma superfície mais compactada, filamentosa e sem a presença de aglomerados superficiais.

Fig 76 A – RU MEV lateral (50x)

B – RU DIL/MEV lateral (50x)

Nas Figuras 77 A e B, se observa a presença de poucos poros de inclusão e pequenos e arredondados cristais, de menor tamanho quando comparados com o revestimento RP, sendo que há tendência granulométrica mais homogênea. As setas verdes mostram os poros selecionados para avaliação topográfica de maior aumento.

A Figura 77 C mostra um poro de inclusão que apresenta superfície regular e lisa com microtrincas, e ao seu entorno uma massa compactada também com microtrincas. Na Figura 77 D observa-se uma massa com microfilamentos, provavelmente originados

do processo de sinterização do revestimento, tornando a massa ainda mais homogênea e compactada quando comparada com a anterior, não ensaiada. Entretanto a superfície interna ao poro apresenta-se irregular, com muito grânulos, originados do processo de sinterização.

Numa aproximação ainda maior, de 400X, na superfície interna do poro pode-se observar a superfície regular e lisa com a presença de microtrincas (Fig 77 E), e na Figura 77 F, a presença de superfície irregular sem microtrincas e extremamente compactada, granulosa e microfilamentosa.

Na Figura 77 G, observa-se ao maior aumento, de 1000X, a presença de cristais uniformes, possibilitando a formação de pequena película lisa entre eles, e com a presença de microtrincas. Na Figura 77 H observa-se que os cristais foram sinterizados, adquirindo formato arredondado além da presença de microfilamentos, provavelmente decorrentes da propagação cristalina no momento da sinterização deste revestimento. Observou-se que este, em comparação aos outros revestimentos avaliados neste estudo apresenta massa mais homogênea e compactada, tanto pré quanto pós sinterização, fato este que contribui para a diminuição do volume quando aquecido e sinterizado devido à proximidade entre os arranjos atômicos.

Fig 77 A – RU MEV fratura (50x), B – RU DIL/MEV fratura (50x) C – RU MEV fratura (270x)
D – RU DIL/MEV fratura (270x), E – RU MEV fratura (400x), F – RU DIL/MEV fratura (400x),
G – RU MEV fratura (1000x), H – RU DIL/MEV fratura (1000x)

6. *DISCUSSÃO*

A opção pelo uso de ligas alternativas para confecção de subestruturas de restaurações metalocerâmicas implica em, além dos valores de desajuste marginal comumente relatados serem maiores que os observados com outras opções disponíveis no mercado, tais como o sistema CAD/CAM e ligas nobres, as ligas em si despertam preocupação em função da presença de componentes potencialmente prejudiciais à saúde. Diversos estudos atribuem um patamar de 120 μm como limite para se considerar uma restauração com nível de desajuste clinicamente aceitável (19, 78, 79, 86), entretanto Schwartz, em 1986 (20) considerou que estes valores poderiam variar entre 10 e 160 μm em restaurações unitárias. Para o presente estudo foi adotado como referência o limite de desajuste de no máximo 120 μm , que é relatado pela maioria dos autores pesquisados, baseando-se em estudos de microinfiltração marginal e observações *in vivo* e *in vitro*.

A adaptação marginal depende da composição das ligas utilizadas, das técnicas de fundição, do formato do padrão e do material de revestimento selecionado (32). Para obtenção de uma restauração pela técnica de cera perdida, inicialmente deve ser confeccionado um padrão de cera ou resina acrílica, que é incluído em revestimento próprio para cada liga, numa técnica que é influenciada por uma variedade de fatores durante todo o processamento. A capacidade de reprodução de mínimos detalhes pela liga metálica, portanto é importantíssima, mas não é o único fator a ser considerado.

Os resultados dos ensaios realizados no presente trabalho, dentro das condições experimentais nele definidas, mostraram que a composição da liga alternativa pode interferir no desajuste da restauração protética, uma vez que houve diferença significativa nos níveis de adaptação marginal entre as diferentes formulações (Fig 40). As ligas VB (89 μm) e V2 (85 μm) apresentaram o melhor desempenho sem diferença significativa entre si. A liga KE proporcionou desempenho intermediário entre as ligas

de Ni-Cr (Ni-Cr e Ni-Cr-Be) e o TR (Ti-cp), com valor médio em torno de 119 μm , estando portanto, dentro dos limites clinicamente aceitáveis. Já o metal TR apresentou os maiores níveis de desajuste marginal, em torno de 170 μm (Fig 40).

A adição de Be em uma liga de Ni-Cr baixa a temperatura de fusão devido à formação de uma fase secundária eutética Ni-Be, que durante o processo de aquecimento, funde-se primeiramente, atuando como lubrificante facilitador da fundição, diminuindo assim seu ponto de fusão, e por consequência a contração de fundição, e aumentando sua fusibilidade. Além disso, contribui para o refino da estrutura do grão e diminuição da tendência do níquel e cromo formarem óxidos durante o processo de fundição, melhorando a precisão das fundições obtidas, além de proporcionarem peças com maior lisura superficial (32, 46, 48, 51, 73, 96, 107, 120). No entanto, apesar de todas essas considerações parece que o berílio, no presente estudo, teve papel secundário nos níveis de desajuste marginal uma vez que a utilização de um revestimento com melhor desempenho foi o fator que proporcionou melhora significativa no desajuste marginal (Fig 44) das ligas com e sem Be, sem diferença significativa entre as duas formulações.

Era esperado que menores valores de desajuste fossem observados com a liga VB devido à expectativa de que pela menor contração tivesse melhor assentamento sobre a matriz. É necessário considerar, no entanto, que não foi utilizada, embora possível com a máquina de fundição por indução eletromagnética, temperatura definida de fundição, uma vez que, as ligas de Ni-Cr com e sem berílio, foram fundidas e liberadas para centrifugação por controle visual do operador na mesma faixa de temperatura (1400°C). Possivelmente este detalhe pode ter aproximado a temperatura de fundição dos dois materiais avaliados e, por consequência, igualado seus comportamentos. Tentativas de fundir as ligas avaliadas nas temperaturas indicadas

pelos fabricantes, todavia, não proporcionaram o resultado esperado. Além disso, na avaliação dilatométrica destes metais observou-se que os níveis de expansão térmico linear são praticamente iguais, pois para a liga VB observou-se expansão térmico linear de 0,256% (Figs 56 e 57) enquanto que para a liga V2 de 0,262% (Figs 58 e 59), valores muito próximos, o que pode justificar o comportamento sem diferença significativa entre estas ligas.

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, pois a liga V2, que não contém Be, apresentou níveis de desajuste correlatos aos da liga VB, sobretudo com o uso do revestimento MI (fig.44).

A liga Keragen, apresentou comportamento intermediário quando comparada às demais ligas avaliadas, apresentando em média, margens dentro dos limites clinicamente aceitáveis. As ligas de Co-Cr contêm predominantemente cobalto e, além do cromo, algumas vezes tungstênio em pequenas quantidades, apresentando alta rigidez e dureza, além de serem mais resistentes à corrosão que as tradicionais ligas de Ni-Cr indicadas para prótese fixa (130). Entretanto, apresenta deficiência em reproduzir pequenos detalhes, quando comparada às ligas de Ni-Cr, sendo esta uma característica intrínseca do material, o que pode comprometer os valores de desajuste. Portanto, quando a opção de tratamento for a liga KE, da mesma forma que com outras ligas alternativas o emprego de uma técnica de fundição que melhore o desempenho do material deve ser buscado, fato este de acordo com dados da literatura (126). Quanto à análise dilatométrica, observou-se expansão térmico linear de 0,270% (Figs 60 e 61), valor não tão diferente do apresentado pelas ligas de Ni-Cr. Entretanto, o desempenho

inferior pode ser justificado pelas propriedades intrínsecas de fluidez determinadas por sua formulação.

Como opção para 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. Além disso, sua excelente resistência à corrosão devido à estabilidade superficial e sua elevada resistência mecânica associada ao baixo peso específico (80), são fatores que avalizam sua utilização. Entretanto, este material merece atenção, pois, além do controle da expansão térmica do revestimento, pode haver a formação de uma frágil superfície decorrente da reação do metal com o revestimento durante o processo de fundição, que pode afetar a integridade marginal das restaurações dentárias e com isso também o desajuste marginal, denominada α -case (100). Ainda assim, alguns autores afirmam que desajuste marginal deste material é clinicamente aceitável (77, 86). Os achados deste estudo, todavia, demonstram que, em média, as margens proporcionadas por este material estiveram fora dos limites clinicamente aceitáveis. Por isso, é preciso dar ênfase que recursos que melhorem o desempenho deste material devem ser utilizados, buscando aproximar os níveis de desajuste pelo menos aos dos encontrados para as demais ligas de metais básicos e aos encontrados quando este material é usinado pela técnica de CAD-CAM (13).

As particularidades inerentes à fundição deste material, que se funde a aproximadamente 1660° C, implica na necessidade de atmosfera controlada e injeção em molde a baixa temperatura (400° C). Isto acarreta maior contração de fundição com menor fluidez (88, 115, 128), em comparação aos outros materiais avaliados neste estudo. Devido à elevada reatividade química do titânio em temperaturas acima de

500°C (35), o metal geralmente é injetado em moldes com baixas temperaturas para reduzir as reações com o material de revestimento (62). Desta forma, a diferença entre a temperatura de fundição (1660°C) e a do molde (< 500°C), provoca o rápido resfriamento do metal no momento da sua injeção, com consequente solidificação e redução da capacidade de cópia, dificultando o melhor preenchimento de detalhes delicados do molde deixados pela eliminação do padrão de cera (48, 81).

A avaliação dilatométrica deste material permitiu a estimação dos valores de α puro e em porcentagem. Foi calculada a contração térmica a partir do ponto de fusão (1668°C) à temperatura ambiente (22°C) com valor de α igual a $9,7 \cdot 10^{-6}$ (Figs 62 e 63) e foi estimado que a contração de fundição deste material seria em torno de 0,160%. Estes valores estão de acordo com os dados encontrados na literatura (92, 137) e são inferiores aos das outras ligas avaliadas.

Com base nesses achados é preciso considerar a possibilidade de que os valores de contração de fundição dos metais a partir da temperatura de fusão, determinadas pela técnica de extrapolação da curva obtida até 1000°C, pode não indicar de forma segura o que acontece naquele intervalo de temperatura. Se para a liga KE foi obtido percentual de contração de 0,27% semelhante aos das ligas de Ni-Cr (VB - 0,256% e V2 - 0,262%) e para o TR percentual bem inferior (0,16%) esses achados não justificam os resultados apontados na Tabela 12, na qual estão registrados os valores da determinação de forma direta da variação dimensional dos padrões de fundição. O exame da Figura 65 mostra que a contração das peças fundidas em KE e TR apresentaram maior contração de fundição que as das ligas VB e V2. Assim, é possível que o uso de duas camadas de espaçador para a liga KE não seja suficiente para acomodação do cimento, o que explicaria valores elevados de desajuste pós cimentação, quando comparado à situação pré-cimentação (KE-TE-E2 = 155 μ m pós cimentação e 96 μ m pré cimentação; KE-MI-

E2 = 126 μm pós cimentação e 45 μm pré cimentação – valores encontrados na Tabela 6). Por outro lado, o uso de duas camadas de espaçador associado à excelente qualidade superficial produzido pelo revestimento RU pode ter contribuído para o adequado valor de desajuste do TR (67 μm) pós-cimentação.

Devemos considerar que outro fator relevante foi a dificuldade em fundir os materiais avaliados em temperaturas padronizadas, o que pode ter ocorrido em função da eventual desigualdade nas composições dos metais quando se varia a numeração do lote do mesmo fabricante. Tal variação não foi detectada em relação ao TR.

Quando avaliado o desempenho dos revestimentos, na Figura 41, observou-se que o revestimento MI (Microfine) foi o que propiciou os melhores níveis de desajuste marginal com média em torno de 68 μm , o revestimento TE (Termocast) apresentou médias em torno de 128 μm , o revestimento RU (Rematitan Ultra), em torno de 153 μm e o revestimento RP (Rematitan Plus), em torno de 188 μm , foi o que apresentou os maiores níveis de desajuste, sendo que todos apresentaram diferença significativa entre si.

Os revestimentos estudados no presente experimento também foram avaliados termicamente, sendo que o comportamento dilatométrico de cada um deles pode contribuir para a explicação de seu desempenho clínico. Foram realizados os ensaios de expansão de presa, expansão térmico linear dos revestimentos e dos metais além do ensaio de variação dimensional entre os padrões pré fundição e pós fundição, já mencionado.

A forma como ocorre a expansão de presa é provavelmente um dos fatores chaves para controlar a distorção do padrão de cera ou de resina acrílica. Contudo, a literatura ainda é escassa em relação às expansões de presa dos revestimentos. A expansão de presa leva à distorção da cera com prejuízo na adaptação final. Morey, em

1992 (146) sugeriu que a expansão de presa do revestimento deve ser próxima a 0,05% para que não influencie na dimensão dos padrões de cera, portanto uma expansão de presa menor visa minimizar a distorção do padrão de cera. Assim sendo, a expansão térmico linear dos revestimentos deve compensar a expansão de presa para que o produto final possua adaptação marginal adequada (101).

Observa-se, na Figura 51, que mostra a expansão linear de presa, que o revestimento TE foi o que apresentou a maior expansão de presa, em torno de 1,05%, quando comparado aos demais revestimentos. Este fato pode ter contribuído para distorcer o padrão de cera, determinando que os níveis de desajuste marginal fossem prejudicados. Para o revestimento MI, foi observada menor expansão linear de presa, em torno de 0,86%, que pode ter contribuído para a menor distorção do padrão de cera e portanto para a melhor adaptação marginal.

As diferenças entre os comportamentos dos revestimentos TE e MI pode ser explicada pela utilização do líquido especial fornecido pelo fabricante em concentração de 100% para o revestimento TE e na concentração de 66%, diluído com água destilada para o revestimento MI, pois segundo Morey, em 1992 (146), a utilização dos líquidos especiais fornecidos pelos fabricantes promovem maiores valores de expansões de presa e com isso a distorção do padrão.

Para o revestimento RP, a expansão de presa de 0,19% diferiu ligeiramente daquela informada pelo fabricante, igual a 0,21%. A utilização do líquido fornecido pelo fabricante na concentração de 100% para esse revestimento e para o RU visa promover expansão de presa controlada. Para o revestimento RU, que apresentou expansão de presa em torno de 0,02%, bem abaixo da recomendada de 0,05%, provavelmente não houve distorção do padrão de cera tão acentuada quanto pode ter ocorrido para os demais revestimentos estudados.

Os resultados de desajuste marginal obtidos também estão relacionados à expansão térmica dos revestimentos utilizados, pois, de acordo com as investigações de Low e Mori, em 1999 (102), há forte correlação entre os valores de expansão térmica dos revestimentos e a precisão dimensional de coroas fundidas.

Teoricamente uma fundição precisa é obtida graças à compensação ideal das variações dimensionais envolvidas no processo de fundição, que seria explicada sinteticamente pela expansão do revestimento que deveria compensar a contração da cera e do metal, embora na prática sejam valores difíceis de serem determinados com precisão.

A expansão térmica promovida pelo aquecimento do revestimento ocorre pela deformação plástica devido ao deslocamento de cristais e liberação de gases, promovendo assim aumento do volume do revestimento que deveria compensar totalmente a contração de fundição do metal utilizada. A manipulação dos revestimentos com seus líquidos especiais garante maior expansão térmica em relação à manipulação apenas com água destilada, mas essa expansão pode ser insuficiente para compensar a contração de fundição dos metais utilizados. Assim outros artifícios, como por exemplo, a utilização de espaçadores para troquel são necessários para promover margens melhor adaptadas (31). A compensação da contração de resfriamento dos metais é complexa, pois depende da combinação das expansões de presa e térmico lineares dos revestimentos (31).

A Figura 52 mostra o comportamento dilatométrico do revestimento TE quando aplicado o ciclo térmico de expansão preconizado pelo fabricante. Observa-se que na primeira curva de ascensão da temperatura, houve expansão seguida de contração. Esta se dá pela liberação de solventes voláteis, que podem ser os aglutinantes presentes no líquido, água e gases decorrentes das reações químicas do revestimento a baixas

temperaturas. Além disso, é eliminada a molécula amônia (NH_3) contida nas moléculas de $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ devido ao aquecimento e redução. Em seguida se inicia o segundo ciclo de aquecimento, no qual ocorre a inversão da sílica em tridimita e posteriormente cristobalita, que representa uma fase cerâmica com empacotamento molecular próprio e apresenta menor volume que a sílica, por isso então observa-se que, após a reação de sinterização, ocorre ligeiro decréscimo do volume, quando comparado ao volume imediatamente anterior ao início da sinterização, por volta de 600 a 700°C. Em seguida ocorre estabilização, tanto da temperatura quanto do volume, durante o processo de sinterização (67).

O revestimento TE contém em sua composição $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$, MgO e SiO_2 na forma cristobalita e na forma de quartzo. O fabricante, na tentativa de regular a expansão térmico linear deste revestimento, acrescentou em sua composição cristobalita estabilizada à temperatura ambiente pela adição de NH_4 e MgO . Apesar de oferecer maior controle, observa-se que a expansão térmico linear total deste revestimento, em torno de 0,6%, é menor que a proporcionada pelo revestimento MI (0,74%), que contém apenas sílica na forma de quartzo em sua composição.

A maior expansão térmico linear, em torno de 1,25%, só é alcançada quando há a substituição completa do quartzo pela cristobalita. Todavia, entre os componentes deste revestimento estão presentes a cristobalita em forma estável à temperatura ambiente e o quartzo, que fazem com que este revestimento apresente menor expansão que o que contém apenas quartzo (118). É possível, que mesmo o revestimento que apresente somente quartzo em sua composição, não alcance níveis de expansão tão altos quanto os preconizados pelos autores.

Observa-se, na Figura, 53 e na interpretação da Tabela 10, que o revestimento MI apresenta o maior coeficiente de expansão térmico linear quando comparado aos

demais revestimentos utilizados neste estudo, o que pode justificar o melhor comportamento da adaptação marginal quando de sua utilização para a fundição das ligas de metais básicos (Fig 41). Este fato pode ser atribuído à presença apenas de quartzo na composição, determinando níveis de expansão térmico linear maiores, corroborando os achados de outros autores (117, 118). A presença de sílica apenas na forma de quartzo neste revestimento poderia promover níveis de expansão fora daqueles ideais para a compensação da contração de resfriamento do metal. Para isso o fabricante recomenda que seja acrescentado 33% de água destilada ao líquido fornecido pelo fabricante que contém sílica coloidal, que tem por função promover o controle e estabilização da expansão térmico linear do material. Pode-se dizer que o acréscimo de água tem efeito regulador sobre a expansão, pois ajusta a configuração das expansões térmicas por sua diluição (31, 106).

O grande problema da conversão do quartzo em cristobalita é a sua instabilidade a variações de temperatura, pois é uma conversão reversível. Em vista deste inconveniente, são adicionados elementos alcalinos modificadores de rede $[(K,Na,Ca)(Si,Al)_4O_8]$, que se oxidam devido ao calor e após a sinterização do revestimento se tornam irreversíveis (34). Acredita-se que o acréscimo destes elementos alcalinos em um revestimento à base de sílica é interessante, pois, como se observou neste trabalho, o revestimento apresenta estabilização dimensional após a estabilização da temperatura nos patamares, diferente, por exemplo, do revestimento TE e também apresenta expansão necessária para compensar a contração térmico linear dos metais utilizados (Figs 56 a 61 e Tabela 11).

Na Figura 53 observa-se também que o padrão de comportamento das curvas dilatométricas do revestimento MI apresenta muita semelhança quando comparado ao revestimento Termocast, embora estas curvas apresentem distância mais pronunciada.

Tais variações podem ser potencialmente atribuídas à grande sensibilidade do material à técnica de manipulação (temperatura ambiente, do pó, do líquido, proporção pó-líquido, proporção água-líquido do revestimento, tempo de manipulação em manipuladora a vácuo) e tempo de bancada (tempo de presa segundo o preconizado pelo fabricante – neste caso de 20 min) (36, 53, 121, 122) , a despeito de todo esforço para que os grupos fossem obtidos sempre da mesma forma.

Na prática, a expansão térmico linear resulta das reações entre os cristais de sílica (transformações de sílica durante o aquecimento) (31). Muitos materiais cerâmicos apresentam deformação plástica em altas temperaturas. O mecanismo é o deslocamento das cerâmicas cristalinas e o fluxo viscoso das cerâmicas não cristalinas, chamadas de fase vítrea ou viscosa, que pode ser visualizado nas Figuras 73 A e B. Esse efeito é potencializado quando é utilizado um líquido especial contendo sílica coloidal (55, 106) e pelo uso de espatulador a vácuo que altera a configuração de expansão. Para que a expansão apresente sua melhor configuração é necessário que se obtenha uma massa homogênea para garantir que os cristais reajam corretamente promovendo o máximo de expansão para compensar a contração de resfriamento do metal (53). Na estrutura do revestimento MI, revelada pela análise microscópica de varredura, nas Figuras 71 A e B, observa-se granulometria mais homogênea em comparação ao revestimento TE (Figs 68 A e B). Desta forma, a reação de sinterização dos cristais no revestimento MI é facilitada pelo tamanho e aproximação destes cristais.

Quando da avaliação dos revestimentos Termocast e Microfine, parece que a expansão térmico linear dos dois revestimentos é dependente da composição do material bem como do efeito regulador do líquido. Os resultados finais de α puro e em porcentagem apresentam-se diferentes para os dois revestimentos provavelmente devido

a diferenças entre a proporção de sílica contida em cada revestimento. Entretanto não houve diferença significativa entre os coeficientes de expansão destes dois materiais.

Outro achado importante foi que o aquecimento das amostras acima da faixa de variação entre 600°C e 700°C não aumentou o coeficiente de expansão térmico linear. Estes achados estão de acordo com o estudo de Hutton e Marshall, em 1995 (31), e demonstram que o coeficiente de expansão térmico linear depende somente das transformações de fase da sílica e da ausência de anel rígido que, assim, possibilita a expansão volumétrica em todas as direções.

Esses achados são críticos por duas razões. Primeiramente, o aquecimento adicional a temperaturas maiores que 700°C não contribui para o aumento do coeficiente de expansão térmico linear. Esta é a temperatura máxima em que o revestimento apresenta os melhores valores de α e de expansão em porcentagem que compensaria a contração de resfriamento do metal. Em segundo lugar, se o aumento da temperatura do molde é desejado para que haja o menor choque de temperaturas entre o metal fundido e o molde, este deveria ser o mínimo possível para que os materiais refratários não entrassem na curva de decréscimo do comprimento após a temperatura de aproximadamente 700°C.

Não foi objetivo do presente estudo a investigação da diluição do líquido especial do revestimento MI com água. Entretanto este fator pode influenciar o comportamento do revestimento durante os ciclos de expansão térmico linear, fazendo com que apresentem curvas semelhantes, porém mais estáveis, estando menos sujeito à ação das variações da temperatura, em comparação ao revestimento TE. Consequentemente o revestimento TE, por conter sílica nas formas de quartzo e cristobalita, apresentou, embora sem diferença significativa, menor coeficiente de expansão térmico linear que o revestimento MI, que contém, além de sílica apenas na

forma de quartzo, elementos estabilizadores da grade cristalina que promovem estabilidade dimensional para os arranjos atômicos formados após a sinterização, estabilizando o volume para que haja compensação da expansão térmica linear dos metais.

Quando analisados os revestimentos utilizados para fundição do TR, o revestimento RP foi o que proporcionou os maiores níveis de desajuste marginal. O comportamento dilatométrico do revestimento RP, na Figura 54, foi similar ao comportamento descrito na literatura para o material T-invest, que possui sílica em sua composição (137). Entretanto maior conteúdo de sílica aumenta a espessura da camada α -case, mesmo quando o metal fundido é injetado em moldes a baixas temperaturas (100).

O valor de expansão em porcentagem obtido neste estudo, de -0,08%, fica muito aquém dos dados encontrados por outros autores para o mesmo revestimento (37, 106), e do informado pelo fabricante na ordem de 0,76% para este revestimento.

As rápidas alterações isotérmicas (contrações) para o revestimento RP são decorrentes da inversão do quartzo em cristobalita notadamente após a sinterização do revestimento à temperatura de 600°C, sendo sua “expansão” em torno de -0,08 % em média, totalmente insuficiente para compensar qualquer contração de solidificação do TR (142). Este fato ocorre provavelmente devido à sua composição, que possui óxidos modificadores de rede (Al_2O_3) diferentes dos demais revestimentos à base de sílica avaliados neste estudo. A forma da cristobalita formada após a sinterização não apresenta estabilidade atômica e por isso inicia a contração durante o patamar de 1000°C e depois contrai demasiadamente durante o resfriamento do revestimento para injeção do metal fundido, não promovendo a correta compensação da contração de fundição do TR. A este fato junta-se a granulometria mais heterogênea (Fig 75 A e B),

que aumenta a distância entre os cristais, impedindo a total reação entre eles e, portanto, a total expansão deste revestimento.

Pode-se observar que para todos os revestimentos à base de sílica (TE, MI e RP) que houve o primeiro pico de expansão em torno da temperatura de 300°C, fato que se deve à inversão da cristobalita em sua forma tridimita. Além disso, é formado um composto de SiO₂ anidro devido à eliminação da água de cristalização, que faz parte apenas da organização das moléculas, não fazendo parte da estrutura cristalina, podendo então ser liberada. Em torno de 600°C ocorre a sinterização da tridimita em cristobalita e a partir desta reação, dependendo dos componentes modificadores de rede presentes no revestimento, ocorrerá então maior ou menor contração.

No exame da Figura 41 observa-se que o desajuste promovido pelo revestimento RU apresentou diferença significativa quando comparado com o revestimento RP, também utilizado para a fundição do TR, tendo melhor comportamento que o revestimento RP. Na Figura 55, na qual se pode visualizar o comportamento dilatométrico deste revestimento, observamos que, da mesma forma que o revestimento RP, houve expansão térmica linear negativa, porém bem mais intensa que aquele.

O revestimento RU apresenta a incorporação de óxido de zircônia (ZrO₂), que deveria ser o responsável pela expansão térmica deste revestimento (133), mas constatou-se que provavelmente são formados arranjos atômicos entre os componentes deste revestimento que impedem a sua expansão. Neste estudo foi registrado comportamento inverso quando comparado com os resultados obtidos por Mori et al, em 1994 (37), que atribui a grande expansão do revestimento RU à presença de Al₂O₃MgO. Provavelmente, esta diferença ocorreu devido ao emprego do ciclo térmico apenas de aquecimento e resfriamento, sendo, portanto, diferente do ciclo térmico preconizado pelo fabricante e empregado neste estudo. Verificou-se que este material

também é muito sensível à técnica de manipulação devido à distância entre as linhas da Figura 55.

Apesar da ausência de expansão é preciso considerar que a presença de óxidos especiais no revestimento RU é fundamental para diminuir a reação superficial com o metal, reduzindo consideravelmente a camada de α -case. O resultado é a obtenção de superfície mais lisa que facilita sobremaneira o assentamento do *coping*, favorecendo a adaptação marginal.

Outros fatores que dificultam a relação entre a contração do revestimento e a precisão das fundições de titânio são a geometria dos corpos de prova e o confinamento durante a injeção do metal fundido e solidificação (137).

Com base nos achados do presente estudo é possível afirmar que a qualidade do revestimento influencia diretamente na qualidade das fundições obtidas. Não foi objetivo deste trabalho, avaliar a lisura superficial das peças obtidas, mas a análise visual macroscópica permite concluir que o revestimento MI e o RU propiciaram a obtenção de peças com melhor aspecto superficial e praticamente sem nódulos de fundição, fato este que promove o melhor assentamento das peças protéticas (108) e que pode ser confirmado pelas fotomicrografias de varredura, comparando os revestimentos Microfine e Termocast. Apesar da não aferição do diâmetro dos grânulos é possível visualizar diferenças pronunciadas entre os revestimentos avaliados, sendo que o revestimento Microfine e o RU apresentaram o menor tamanho de grânulos (Fig 68 A e B e Fig 77 A e B, respectivamente). Para o revestimento RP, que apresenta em sua composição partículas de SiO_2 , houve diferença significativa nos níveis de desajuste em relação ao revestimento RU. O revestimento RP propicia menor fusibilidade, grau de ajuste e maior espessura da camada α -case e o que permite estimar que existe correlação significativa entre a composição do revestimento e precisão da fundição (34, 129).

Nas fotomicrografias de varredura foi possível a observação de uma infinidade de poros ou bolhas de inclusão (Figs 68 A e B, 71 A e B, 75 A e B e 77 A e B). Geralmente os revestimentos, independente de seus componentes, são materiais cerâmicos frágeis e sua resistência é afetada pela presença de poros, sendo que alta porosidade diminui a resistência. Além disso, o método de preparo do revestimento causa variação do tamanho e distribuição dos poros afetando a resistência do molde tanto na temperatura ambiente quanto em elevadas temperaturas (111). Em estudo mais recente, o mesmo autor observou que o ar contido nos poros teve pouco efeito na aferição da deformação do revestimento em comparação com os corpos-de-prova em que os poros foram quase totalmente eliminados. Todavia a eliminação dos poros pode reduzir a incidência de deformação na superfície das fundições obtidas, favorecendo a lisura superficial (36).

No ensaio de estabelecimento da variação dimensional da peça fundida, a partir do padrão de resina, observou-se que houve diferença significativa entre o comportamento dos metais da mesma forma que para a adaptação marginal (Fig 65), sendo as ligas VB e V2 as que apresentaram as médias mais próximas de zero e KE e TR, as que apresentaram as maiores médias de contração, ou seja, em que o comprimento das hastes fundidas foram menores que as hastes de Duralay. Houve diferença significativa também para o fator de variação revestimento (Fig 66), sendo que o revestimento MI, assim como ocorreu para a propriedade de desajuste marginal, promoveu a melhor compensação da contração de fundição das ligas de metais básicos. Tais observações são coerentes com os melhores níveis de desajuste obtidos com as ligas de Ni-Cr e com o revestimento MI em relação aos demais materiais avaliados.

A adaptação marginal está relacionada principalmente com o assentamento da restauração protética, levando-se em conta o atrito das paredes axiais e a parede oclusal

do preparo cavitário (51). A utilização de espaçadores promove o alívio das paredes axiais impedindo o atrito demasiado entre elas e, por conseguinte, propicia o melhor assentamento.

Quando avaliado o desajuste marginal pela presença de espaçadores, houve diferença significativa entre as três condições, sendo os melhores níveis de desajuste alcançados pelo emprego de duas camadas de espaçador (Fig 42). Para o TR, a utilização de duas camadas de espaçador em *copings* fundidos com o revestimento RU resultou em valor médio de desajuste pós cimentação de 67 μm (Tabela 6), bem abaixo do limite de referência e semelhante aos das ligas de Ni-Cr.

Para a liga KE, mesmo com a utilização de duas camadas de espaçador associada ao revestimento MI, que exibiu os melhores resultados de desajuste e comportamento dilatométrico, os resultados de desajuste marginal (126 μm) (Tabela 6), foram maiores que o valor de referência para margens clinicamente aceitáveis. Por outro lado, quando comparado aos níveis de pré cimentação observa-se valores de desajuste da ordem de 96 μm para a combinação KE-TE-E2 e 45 μm para a combinação KE-MI-E2, indicando que um refino da técnica de cimentação pode ser o diferencial para a utilização clínica segura desta liga.

O uso de espaçadores é recurso muito utilizado em laboratórios; trata-se da aplicação superficial de um esmalte com solvente volátil que produz aumento da espessura do troquel, criando alívio interno durante a confecção do padrão de cera, que promove a compensação da contração de solidificação dos metais em função da elevada temperatura de fundição (24). O espaço criado, além de compensar a contração de solidificação do metal, favorece a acomodação do cimento, influenciando positivamente o assentamento da peça protética (83), além de não ser destrutivo ao troquel e às

margens da restauração. Entretanto, o uso de espaçadores, de forma descontrolada, influencia na retenção das peças protéticas cimentadas (27, 47).

Para contribuir com o assentamento das restaurações, 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 metal da superfície interna das restaurações protéticas, também compensando a contração de solidificação e facilitando o assentamento (16, 112, 136). 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 pode por em risco a integridade das margens da restauração, apesar de todo cuidado recomendado.

Quando avaliado o desajuste marginal em função da cimentação (Fig 43), houve diferença significativa entre as duas situações sendo que as margens pré cimentação sempre promoveram os melhores níveis de adaptação marginal. O ato da cimentação, entretanto, faz parte do tratamento protético e, por isso, os níveis de desajuste nesta situação têm maior importância clínica.

Alguns dos cimentos disponíveis são solúveis em meio aquoso e não fornecem contínua impermeabilidade na interface prótese-dente, o que implica na necessidade de obtenção dos melhores níveis de adaptação marginal para minimizar os efeitos da dissolução. Neste estudo houve, como esperado, aumento da fenda marginal em todos os corpos de prova após a cimentação. O cimento de fosfato de zinco, após a manipulação, apresenta partículas parcialmente dissolvidas pelo líquido ácido que, e em seguida, passam a formar grandes aglomerados de aproximadamente 100 µm de diâmetro. Estas partículas aglomeradas entre a coroa e o dente formam uma barreira ao fluxo de cimento, dificultando ainda mais o seu escoamento (79, 83). Quando

comparado a outras formulações de cimentos, observa-se que o cimento de fosfato de zinco é o que promove o maior deslocamento oclusal das peças protéticas (97, 139), mas foi utilizado neste experimento por ser, ainda, amplamente utilizado em várias partes do mundo.

O exame da Figura 44, na qual consta a interação entre o tipo de metal e o revestimento utilizado, mostra que as ligas VB e V2 associadas ao revestimento MI, foram as que proporcionaram os menores níveis de desajuste marginal sendo que tais combinações não apresentaram diferença significativa. A interação da liga V2 com o revestimento TE e a liga KE com o revestimento MI, proporcionaram o segundo menor nível de desajuste marginal e não apresentaram diferença significativa entre si. As ligas de Ni-Cr são as mais empregadas para restaurações metalocerâmicas. Os óxidos de cromo são extremamente estáveis em condições bucais, entretanto inúmeros estudos reportam efeitos biológicos negativos das ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be (1, 63, 127). Recentemente a introdução das ligas de Co-Cr para a confecção de próteses fixas, aliou um material com excelentes propriedades mecânicas e biocompatibilidade ao custo similar ao das ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Be amplamente utilizadas para esta finalidade (123, 134).

Quando analisados os resultados obtidos com as ligas de V2 (Ni-Cr) e VB (Ni-Cr-Be), a liga com Berílio apresentou o menor desajuste marginal quando associada ao revestimento Microfine, que apresenta a melhor qualidade de cópia, provavelmente devido à sua granulometria mais homogênea (Fig 71 A e B) e melhores propriedades dilatométricas (Fig 53), apesar de não haver diferença significativa entre as ligas VB e V2. Os valores obtidos nesse estudo para as combinações supracitadas, em torno de 50 μm estão abaixo dos limites de desajuste marginal clinicamente aceitáveis de 120 μm .

Valores em torno de 50 μm são utilizados como referência para restaurações confeccionadas com ligas áuricas (19).

Analisando o comportamento das ligas quando utilizado o revestimento TE, não houve diferença estatisticamente significativa entre as três ligas VB, V2 e KE. Entretanto apenas as combinações V2-E2 = 77 μm e VB-E2 = 103 μm pós cimentação apresentaram valor médio de desajuste abaixo de 120 μm (Tabela 6). Como já mencionado, tal fato pode estar fundamentado na granulometria heterogênea deste revestimento (Fig 68 A e B) além de propriedades dilatométricas inferiores (Fig 52) quando comparado com o revestimento MI. Além disso, estudos que avaliaram a fusibilidade de ligas metálicas relataram menor qualidade de reprodução de finos detalhes obtidos com revestimento TE quando comparado com outros revestimentos tais como Microfine e Heat Shok (126).

Para a liga Keragen, também na Figura 44, o menor desajuste marginal foi obtida quando utilizado o revestimento MI, entretanto sem diferença estatisticamente significativa para a interação com o revestimento TE. Este achado demonstra que a liga de Co-Cr foi menos sensível à variação do tipo de revestimento empregado, estando de acordo com a literatura (143). Apresenta deficiência em reproduzir pequenos detalhes, quando comparada às ligas de Ni-Cr, sendo esta uma característica intrínseca do material, o que não necessariamente pode causar problemas clínicos significantes.

Quando avaliado o desajuste marginal do TR com os revestimentos RP e RU, na Figura 44, a combinação com o revestimento RU resultou em menores níveis de desajuste marginal, sendo os valores observados neste estudo maiores que alguns citados na literatura (3, 77, 112, 125, 136). Este resultado se contrapõe com os achados de Wolf et al., em 1998 (100), que relata que o tipo de revestimento e a forma do preparo não influenciam na adaptação marginal. Esta diferença de comportamento do

TR quando empregados os revestimentos RP e RU, pode ser explicada pela maior reatividade do TR com o revestimento RP, que possui entre seus componentes o $\text{SiO}_2/\text{P}_2\text{O}_5$ (37).

Segundo o fabricante, a composição do revestimento RP apresenta SiO_2 na concentração de 55-75% e Al_2O_3 na concentração de 10-25% (Tabela 1), sendo que a presença do elemento Al tende a promover a menor reatividade do metal com o revestimento RP. Por causa da elevada reatividade com elementos como oxigênio, hidrogênio, nitrogênio e carbono, em altas temperaturas, o titânio pode reagir com alguns componentes do molde durante o processo de fundição (70). Os revestimentos aglutinados por fosfato (P_2O_5) e sílica (SiO_2), muito utilizados para fundições de ligas nobres e de metais básicos, não são adequados para o titânio (33), a não ser que haja em sua composição a presença de elementos estabilizadores da grade cristalina do revestimento, tais como o Al e Mg, que promovem menor reatividade do metal fundido com o revestimento em questão. Wang et al., em 1998 (35) verificaram que SiO_2 e P_2O_5 são facilmente reduzidos pelo titânio na sua temperatura de fundição, deixando oxigênio livre para oxidação do metal e consequente contaminação da camada superficial do metal fundido, formando camadas de óxido de titânio (TiO_2) e o composto Ti(O) , que representa oxigênio em soluções sólidas de titânio.

Como já descrito, com base no ensaio dilatométrico o revestimento RP e o RU (Figs 54 e 55) com valores de expansão negativos (-0,08 e -1,63) respectivamente, na verdade contraem e não compensam a contração de solidificação do TR estimada em 0,16%, valor de acordo com o encontrado por Ferreira et al., em 2007 (137). Tais achados implicam que o uso de espaçador para fundições de *copings* em TR não é opcional, mas absoluta necessidade técnica.

Desajustes marginais significantes e surpreendentemente menores foram observados para os *copings* de TR fundidos com o revestimento Rematitan Ultra, que apresenta maior contração de fundição que o RP, quando se utilizou duas camadas de espaçador (Fig 45), com valores praticamente idênticos aos do revestimento MI, que apresentou o melhor desempenho em todas as condições. O revestimento indicado para o TR contém óxidos termicamente mais estáveis, a base de magnésio, alumínio, zircônio e ítrio (35, 37, 81). O revestimento RU apresenta em sua composição, além de $\text{MgO}/\text{Al}_2\text{O}_3$, também 3-8% de ZrO_2 , que teoricamente aumentariam os valores de expansão térmica, para compensar a contração do metal (37, 119). Este dado se contrapõe ao do presente estudo, que determinou coeficiente de expansão térmico linear com valor de -1,65% (Fig 55). É possível que o arranjo atômico presente neste revestimento impeça que haja variações dimensionais positivas.

Provavelmente o fator que influenciou na melhor adaptação do TR com o revestimento RU foi a baixa reatividade deste revestimento, devido à presença dos óxidos mencionados, que favorece a fusibilidade e proporcionou superfície com melhor qualidade devido à formação de pequena camada de α -case (129).

O exame da Figura 45 mostra, ainda, que a condição E2 reduziu o valor de desajuste para todos os revestimentos avaliados, situando-os aquém do valor de referência de 120 μm . No entanto, valores inferiores ao valor de referência foram obtidos também com a utilização do revestimento TE na condição E1 (115 μm) e E2 (89 μm) e com o revestimento MI nas condições E0 (75 μm), E1 (73 μm) e E2 (55 μm).

Fusibilidade não é sinônimo de adaptação da estrutura metálica fundida (51). É definida como a capacidade do metal preencher a cavidade do molde (52), reproduzindo fielmente detalhes e margens delgadas de um padrão de cera (32). Neste contexto é válido registrar que dentre algumas opções para melhorar a fusibilidade do titânio o uso

de canais de ventilação poderia facilitar o escape de gases e permitir melhor preenchimento do molde no momento da fundição do metal além da utilização de dois condutos de alimentação que é de fácil execução e pode contribuir para a obtenção de melhor integridade marginal (81, 99, 129). 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. No que diz respeito ao desajuste marginal, no entanto, se os resultados atribuídos ao titânio são inferiores aos obtidos com outras ligas de metais básicos (37), os valores de desajuste obtidos neste estudo indicam que a seleção do material refratário e a utilização de técnica laboratorial adequada, podem tornar definitiva a introdução deste material no elenco dos materiais disponíveis para a reabilitação oral.

Quando avaliado o efeito da cimentação sobre o tipo de metal utilizado (Fig 46), observa-se que houve aumento significativo nos valores de desajuste marginal após a cimentação para todos os metais avaliados, sendo que para TR e KE os valores pós cimentação estão acima dos limites clinicamente aceitáveis. Entretanto, quando se analisa o efeito da cimentação, dentro da interação com os revestimentos e uso de espaçador (Figs 47 e 48) observa-se que, embora aumentem os valores de desajuste após a cimentação, com o uso de duas camadas de espaçador apenas o revestimento RP não produziu valores de desajuste abaixo do clinicamente aceitável (Fig 48). Considerando todas as combinações estudadas e estabelecendo uma ordem dos valores de desajuste obtidos pós cimentação, situados abaixo do limite de referencia adotado neste estudo, podemos dispor os resultados do menor para o maior valor, da seguinte forma: VB-MI-E2 (44 μm), V2-MI-E2 (47 μm), VB-MI-E1 (52 μm), VB-MI-E0 (55 μm), TR-RU-E2 (67 μm), V2-MI-E1 (70 μm), V2-TE-E2 (77 μm), V2-MI-E0 (86 μm), VB-TE-E2 (103

µm). Todas as demais combinações resultaram em valores de desajuste acima de 120 µm.

Como já visto, nas Figuras 47 e 48 é possível afirmar que o tipo de revestimento tanto quanto o uso de espaçador influencia decisivamente nos níveis de desajuste marginal sendo que o revestimento Microfine para as ligas de metais básicos e o revestimento Rematitan Ultra para o TR, propiciaram os melhores níveis pré e pós cimentação. Este fato está de acordo com os dados da literatura que mostram a influencia da seleção do material de inclusão e do refino da técnica de fundição sobre o nível de desajuste marginal (31, 42, 72, 83, 112, 119, 121, 128, 135, 136, 137).

Embora para a condição de pré cimentação tenham sido obtido valores clinicamente aceitáveis para várias combinações, é obvio que a falta de espaço para acomodação do cimento pode comprometer o resultado clínico do trabalho restaurador. Assim, menos importante é a significancia estatística, que sempre há entre as duas condições, e mais relevante é a obtenção de valores clinicamente aceitáveis. Os valores dos níveis de assentamento obtidos neste trabalho são correlatos aos de outros quando da utilização de espaçadores (15, 25, 45, 47, 56, 60, 94). Tal fato pode ser 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 consequente efeito sobre a retenção após a cimentação.

Quando avaliados do ponto de vista da retenção (Fig 49), a utilização de espaçadores influenciou significativamente a resistência à tração, sendo que a presença de duas camadas de espaçadores proporcionou a menor resistência à tração, estando de acordo com dados da literatura (83). A presa do cimento de fosfato de zinco não envolve qualquer reação com o tecido mineralizado circundante com os materiais metálicos. Portanto, a retenção ocorre pelo embricamento mecânico nas interfaces, e

não por meio de interações químicas. Assim quanto maior a espessura da película de cimento, mais passível de micro fraturas e mais fácil se dá o deslocamento da peça protética (24, 83, 97, 124). No presente estudo, embora o ensaio tenha sido feito apenas com a liga KE, o uso de duas camadas de espaçador reduziu à metade a carga necessária para remoção das peças cimentadas, em relação às sem espaçador. Para as combinações que resultaram em melhor ajuste marginal, é possível que o efeito do espaçador tenha resultado em maior espaço interno, que poderia reduzir ainda mais esta carga de retenção. A Figura 50 demonstra a melhor acomodação do cimento resultante do uso de duas camadas de espaçador.

Mesmo assim, com a utilização de duas camadas de espaçador, foram alcançados níveis de retenção da ordem de 49 Kgf no sentido vertical. Sabe-se, por exemplo, que durante a mastigação, pode-se alcançar valores de compressão de 80 Kgf. Entretanto, os movimentos excursivos da mandíbula não permitem atingir níveis tão altos de forças mastigatórias. Assim, contando com o comprimento das paredes axiais em preparos para coroas metálicas de cobertura total ou parcial, que impedem o deslocamento látero-lateral das peças protéticas, pode ser adequado o uso de duas camadas de espaçador para a confecção de coroas fundidas sem prejuízo da retenção, considerado do ponto de vista clínico.

Sob condições clínicas é praticamente impossível, sem o uso de espaçadores, obter peças protéticas adequadamente assentadas. Ainda que assim ocorresse, faltaria espaço para necessária acomodação do cimento, indispensável para garantir a longevidade da restauração (94). Outro trabalho, no entanto, dos autores Gegauff e Rosenstiel, em 1989 (59), demonstrou não haver relação entre desajuste marginal de coroas metálicas fundidas em troquéis aliviados com espaçador.

A exigência de espaço de pré cimentação igual ou superior a 40 μ m, em todo contorno das paredes axiais e oclusal baseia-se no estudo de Grajower et al., em 1989 (60), que estabelece tal condição para promover o completo assentamento. Assim, o emprego de espaçadores possibilita a criação deste espaço favorecendo o assentamento da peça protética, formando película de cimento dentro das especificações da ADA (17). A aplicação do espaçador, entretanto, deve ocorrer em toda a extensão das paredes axiais, com exceção apenas do término do preparo. Quando não aplicado sobre o terço cervical da parede axial, observa-se assentamento inadequado da peça fundida, devido à constrição do 1/3 cervical, que dificulta o escoamento do cimento no ato da cimentação (60). Outro fator que influencia diretamente o escoamento do cimento é a conicidade do preparo e extensão das paredes axiais (114). Se o preparo for longo, há o aumento da pressão interna do cimento entre o *coping* e o preparo dental, sendo necessários o aumento da força e do tempo que ela é empregada durante o acentamento da peça. Nesta situação, inicia-se o processo de presa do cimento que dificulta ainda mais o seu escoamento.

A maioria dos estudos que avaliam a adaptação marginal utiliza metodologia *in vitro*, que simula as condições clínicas e os estágios laboratoriais envolvidos na obtenção das peças protéticas (3, 13, 65, 88, 100, 112, 125, 136). No presente estudo, a aplicação da técnica de espaçamento foi realizada pela adoção de metodologia semelhante à situação clínica amplamente utilizada. Em que pese o uso de matriz de aço, 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 se 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.

Vários autores realizaram estudos semelhantes por intermédio da obtenção do padrão de fundição a partir da matriz metálica (8, 10, 104, 108, 129, 132). Quando alguns fatores de variação são eliminados, técnica se estabelece 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. Da mesma forma, Wang et al., em 1992 (15), encontraram diferenças de assentamento de peças fundidas em função da variedade de técnicas envolvidas na moldagem, confecção de modelo e técnica de fundição.

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 (63, 105, 109).

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. Para que esta terapia alcance os níveis necessários de excelência é, portanto, imprescindível que se estabeleça critérios que se iniciam pela seleção dos materiais, levando-se em conta as características de biocompatibilidade, passando pelo refino das técnicas clínicas e laboratoriais e terminem pela confecção de restaurações metálicas que tenha longevidade de ação.

Com base neste estudo, portanto, é lícito afirmar que a melhor combinação seria a utilização de uma liga de Ni-Cr, sem Be, fundida a partir da inclusão em um material refratário de excelente qualidade, com a utilização de uma única camada de espaçador para garantir nível adequado de ajuste marginal sem comprometer a retenção da restauração cimentada. Novos estudos deverão se realizados, especialmente com relação à dilatometria dos metais e dos revestimentos a fim de analisar o comportamento dos metais no momento da fundição, permitindo que melhores resultados sejam obtidos.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos é lícito afirmar que:

1. O menor desajuste cervical foi obtido com a utilização da liga de Ni-Cr (V2) (85 μm) e liga de Ni-Cr-Be (VB) (89 μm), com diferença significativa para a liga de Co-Cr (KE) (119 μm) e para o Ti-cp (TR) (171 μm), que não tiveram diferença significativa entre si.
2. Houve diferença significativa entre todos os revestimentos avaliados, sendo o melhor desempenho obtido com o revestimento Microfine (MI) (68 μm), seguido pelos revestimentos Termocast (TE) (128 μm), Rematitan Plus (RP) (153 μm) e Rematitan Ultra (RU) (188 μm).
3. Houve diferença significativa entre todas as condições de espaçamento sendo que 02 camadas de espaçador (E2) (76 μm) proporcionou o menor nível de desajuste marginal, seguida pela condição 01 camada de espaçador (E1) (125 μm) e pela condição sem a utilização de espaçador (E0) (147 μm).
4. Houve diferença significativa entre as condições pré cimentação (94 μm) e pós cimentação (138 μm).
5. As combinações que obtiveram os menores níveis de desajuste pós cimentação foram VB-MI-E2 (44 μm), V2-MI-E2 (47 μm), VB-MI-E1 (52 μm), VB-MI-E0 (55 μm), TR-RU-E2 (67 μm), V2-MI-E1 (70 μm), V2-TE-E2 (77 μm), V2-MI-E0 (86 μm), VB-TE-E2 (103 μm). Todas as demais tiveram valores acima de 120 μm , adotado como referência clinicamente aceitável.
6. Houve diferença significativa para a carga de remoção das peças cimentadas entre as condições E2 = 49 Kgf, E1 = 74 Kgf e E0 = 102 Kgf).

7. A menor expansão de presa foi verificada com o revestimento RU (0,02%), seguida pelos revestimentos RP (0,19%), MI (0,88%) e TE (1,05%).
8. Houve diferença significativa entre os coeficientes de expansão térmico linear dos revestimentos Microfine (MI) (0,74%) e Rematitan Ultra (RU) (-1,63%), sendo que os revestimentos Termocast (TE) (0,6%) e o revestimento Rematitan Plus (RP) (-0,08%) apresentaram comportamento intermediário.
9. Os valores de contração para os metais foram, em ordem crescente: TR (0,160%), VB (0,256%), V2 (0,262%) e KE (0,270%).
10. O ensaio de variação dimensional apontou diferença significativa entre os metais V2 (0,08%) e TR (-0,85%); não houve diferença entre VB (-0,12%) e KE (-0,21%). Para os revestimentos, foram observados os seguintes resultados: MI (0,09%) > TE (-0,26%) = RP (-0,50%) > RU (-1,19%).
11. Os revestimentos MI e RU apresentaram micro estrutura mais refinada, contendo cristais mais homogêneos e menos porosidade que os revestimentos RP e TE.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bezzon OL. Allergic sensitivity to several base metals: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 1993 Mar;69(3):243-4.
2. Berg E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations. *J Dent*. 1997 Mar;25(2):113-7.
3. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1995 Jan-Feb;8(1):29-37.
4. Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent*. 1973 Oct;30(4):432-41.
5. Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. *Int J Prosthodont*. 2003 Jan-Feb;16(1):8-12.
6. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res*. 1997 Mar;76(3):773-9.
7. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent*. 1994 Jun;22(3):159-68.
8. Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 2000 Mar;83(3):314-8.
9. Wang RR, Li Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent*. 1998 Oct;80(4):495-500.
10. Stoll R, Makris P, Stachniss V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and a gold alloy under influence of a manual burnishing technique. *J Oral Rehabil*. 2001 May;28(5):401-6.
11. 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*. 2002 Jan;29(1):1-6.
12. Ushiwata O, de Moraes JV, Bottino MA, da Silva EG. Marginal fit of nickel-chromium copings before and after internal adjustments with duplicated stone dies and disclosing agent. *J Prosthet Dent*. 2000 Jun;83(6):634-43.
13. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006 Jul;96(1):47-52.

14. Lombardas P, Carbunaru A, McAlarney ME, Toothaker RW. Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems. *J Prosthet Dent*. 2000 Jul;84(1):27-31.
15. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent*. 1992 Jun;67(6):786-90.
16. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD, Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J*. 2004;15(2):127-32.
17. Association AD. American Dental Association Specification nº 96. Dental water-based cements. American Dental Association. 1994.
18. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2000 Nov;84(5):492-8.
19. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971 Aug 3;131(3):107-11.
20. Schwartz IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J Prosthet Dent*. 1986 Sep;56(3):279-83.
21. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 1989 May;61(5):527-31.
22. Kosyfaki P, del Pilar Pinilla Martin M, Strub JR. Relationship between crowns and the periodontium: a literature update. *Quintessence Int*. 2010 Feb;41(2):109-26.
23. Psillakis JJ, McAlarney ME, Wright RF, Urquiola J, MacDonald DE. Effect of evaporation and mixing technique on die spacer thickness: a preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2001 Jan;85(1):82-7.
24. Carter SM, Wilson PR. The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont*. 1996 Jan-Feb;9(1):21-9.
25. Rieger MR, Tanquist RA, Brose MO, Ali M. Measuring the thickness of a paint-on die spacer. *J Prosthet Dent*. 1987 Sep;58(3):305-8.
26. Cherkasski B, Wilson PR. The effect of oscillation, low seating force and dentine surface treatment on pulpward pressure transmission during crown cementation: a laboratory study. *J Oral Rehabil*. 2003 Oct;30(10):957-63.
27. Passon C, Lambert RH, Lambert RL, Newman S. The effect of multiple layers of die-spacer on crown retention. *Oper Dent*. 1992 Mar-Apr;17(2):42-9.

28. Cho SH, Chang WG, Lim BS, Lee YK. Effect of die spacer thickness on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2006 Mar;95(3):201-8.
29. Oliva RA, Lowe JA. Effect of die spacer on the seating of cast restorations on composite core preparations. *J Prosthet Dent*. 1987 Jul;58(1):29-35.
30. Hutton JE, Marshall GW. The expansion of phosphate bonded investments: Part I--Setting expansion. *J Prosthet Dent*. 1993 Aug;70(2):121-5.
31. Hutton JE, Marshall GW. Expansion of phosphate-bonded investments: Part II--Thermal expansion. *J Prosthet Dent*. 1995 Feb;73(2):126-31.
32. Baran GR. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1983 Nov;50(5):639-50.
33. Ida K, Togaya T, Tsutsumi S, Takeuchi M. Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys. *Dent Mater J*. 1982 Dec;1(1):8-21.
34. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Chern Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res*. 1990 Dec;69(12):1800-5.
35. Wang RR, Welsch GE, Castro-Cedeno M. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. *Int J Prosthodont*. 1998 Jan-Feb;11(1):33-43.
36. Juszczak AS, Radford DR, Curtis RV. Deformation of phosphate-bonded investment materials at elevated temperatures. *Dent Mater*. 2007 May;23(5):579-85.
37. Mori T, Jean-Louis M, Yabugami M, Togaya T. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. *Aust Dent J*. 1994 Dec;39(6):348-52.
38. Jenkins CB, Phillips RW. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns. *J Prosthet Dent*. 1971 Feb;25(3):211-20.
39. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD, Jr., Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc*. 1978 Mar;96(3):432-7.
40. Mondelli J, Ishikiriama A, Galan J, Jr. Marginal microleakage in cemented complete crowns. *J Prosthet Dent*. 1978 Dec;40(6):632-6.
41. Hembree JH, Jr., George TA, Hembree ME. Film thickness of cements beneath complete crowns. *J Prosthet Dent*. 1978 May;39(5):533-5.
42. Cooney JP, Doyle TM, Caputo AA. Surface smoothness and marginal fit with phosphate-bonded investments. *J Prosthet Dent*. 1979 Apr;41(4):411-7.
43. Tjan AH, Sarkissian R, Miller GD. Effect of multiple axial grooves on the marginal adaptation of full cast-gold crowns. *J Prosthet Dent*. 1981 Oct;46(4):399-403.

44. Van Nortwick WT, Gettleman L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. *J Prosthet Dent*. 1981 Apr;45(4):395-9.
45. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH. Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J Prosthet Dent*. 1982 Jun;47(6):606-11.
46. Duncan JD. The casting accuracy of nickel--chromium alloys for fixed prostheses. *J Prosthet Dent*. 1982 Jan;47(1):63-8.
47. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Huget EF. The effects of die relief agent on the retention of full coverage castings. *J Prosthet Dent*. 1983 Aug;50(2):207-10.
48. Brockhurst PJ, McLaverty VG, Kasloff Z. A castability standard for alloys used in restorative dentistry. *Oper Dent*. 1983 Autumn;8(4):130-9.
49. Grajower R, Lewinstein I, Zeltser C. The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns. *J Oral Rehabil*. 1985 May;12(3):235-45.
50. Tjan AH, Miller GD, Sarkissian R. Internal escape channel to improve the seating of full crowns with various marginal configurations: a follow-up study. *J Prosthet Dent*. 1985 Jun;53(6):759-63.
51. Covington JS, McBride MA, Slagle WF, Disney AL. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *J Prosthet Dent*. 1985 Jul;54(1):127-36.
52. Bessing C. Evaluation of the castability of four different alternative alloys by measuring the marginal sharpness. *Acta Odontol Scand*. 1986 Jun;44(3):165-72.
53. Jorgensen KD, Okamoto A. Non-restraining factors affecting setting expansion of phosphate-bonded investments. *Scand J Dent Res*. 1986 Feb;94(1):77-81.
54. Kay GW, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulation study. *J Prosthet Dent*. 1986 Jan;55(1):13-8.
55. Watanabe A, Jorgensen KD. Thermal expansion of dental casting alloys and phosphate-bonded investments. *Dent Mater J*. 1986 Jun;5(1):21-5.
56. Campagni WV, Wright W, Martinoff JT. Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J Prosthet Dent*. 1986 Mar;55(3):324-8.
57. Oliva RA, Lowe JA, Ozaki MM. Film thickness measurements of a paint-on die spacer. *J Prosthet Dent*. 1988 Aug;60(2):180-4.
58. Richter-Snapp K, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1988 Oct;60(4):435-9.

59. Gegauff AG, Rosenstiel SF. Reassessment of die-spacer with dynamic loading during cementation. *J Prosthet Dent*. 1989 Jun;61(6):655-8.
60. Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J Prosthet Dent*. 1989 May;61(5):555-63.
61. Rosenstiel SF, Gegauff AG. Mixing variables of zinc phosphate cement and their influence on the seating and retention of complete crowns. *Int J Prosthodont*. 1989 Mar-Apr;2(2):138-42.
62. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*. 1989 Jan;5(1):45-50.
63. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct;62(4):405-8.
64. FDA. Alternative casting alloys for fixed prosthodontics. Federation Dentaire Internationale. Technical Report No. 34. *Int Dent J*. 1990 Feb;40(1):54-5.
65. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H, Andersson M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand*. 1990 Apr;48(2):113-7.
66. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990 Jul;64(1):18-24.
67. Papadopoulos T, Axelsson M. Influence of heating rate in thermal expansion of dental phosphate-bonded investment material. *Scand J Dent Res*. 1990 Feb;98(1):60-5.
68. Campbell SD. Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with the all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1990 Feb;63(2):151-5.
69. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*. 1991 Mar;65(3):436-42.
70. Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. *J Prosthet Dent*. 1991 Oct;66(4):561-5.
71. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991 Mar;65(3):357-64.
72. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J Prosthet Dent*. 1991 Aug;66(2):157-64.
73. Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys: the materials and "The Clinical Effects". *Adv Dent Res*. 1992 Sep;6:28-31.

74. Sorensen JA, Okamoto SK, Seghi RR, Yarovesky U. Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication. *J Prosthet Dent*. 1992 Feb;67(2):162-73.
75. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J*. 1992;16(3):109-13.
76. Fakiha ZA, Mueninghoff LA, Leinfelder KF. Rapid mixing of zinc phosphate cement for fixed prosthodontic procedures. *J Prosthet Dent*. 1992 Jan;67(1):52-8.
77. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*. 1992 Apr;67(4):435-40.
78. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand*. 1993 Jun;51(3):129-34.
79. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. *Int J Prosthodont*. 1993 Nov-Dec;6(6):585-91.
80. Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Prosthet Dent*. 1993 Sep;70(3):275-6.
81. Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater*. 1993 Jan;9(1):15-8.
82. Wilson PR. The effect of delayed placement of encapsulated cements on crown seating. *Aust Dent J*. 1994 Aug;39(4):214-9.
83. Wilson PR. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):560-4.
84. Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent*. 1994 Jan;71(1):1-6.
85. Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space for resin luting cements. *Int J Prosthodont*. 1994 May-Jun;7(3):209-15.
86. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont*. 1994 Sep-Oct;7(5):440-7.
87. Clark MT, Richards MW, Meiers JC. Seating accuracy and fracture strength of vented and nonvented ceramic crowns luted with three cements. *J Prosthet Dent*. 1995 Jul;74(1):18-24.
88. Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent*. 1995 Jun;73(6):534-41.
89. 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*. 1995 Oct;103(5):327-30.

90. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent*. 1995 Jan;73(1):49-54.
91. Kydd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study. *J Prosthet Dent*. 1996 Jan;75(1):9-13.
92. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*. 1996 Jun;27(6):401-8.
93. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont*. 1997 Nov-Dec;10(6):541-6.
94. Carter SM, Wilson PR. The effects of die-spacing on post-cementation crown elevation and retention. *Aust Dent J*. 1997 Jun;42(3):192-8.
95. Emtiaz S, Goldstein G. Effect of die spacers on precementation space of complete-coverage restorations. *Int J Prosthodont*. 1997 Mar-Apr;10(2):131-5.
96. Bezzon OL, de Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rollo JM. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *J Prosthet Dent*. 1998 Nov;80(5):570-4.
97. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent*. 1998 Sep;80(3):280-301.
98. Canay S, Hersek N, Culha A, Bilgic S. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. *J Oral Rehabil*. 1998 Oct;25(10):759-64.
99. Chan DC, Blackman R, Kaiser DA, Chung K. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. *J Oral Rehabil*. 1998 Jun;25(6):424-9.
100. Wolf BH, Walter MH, Boening KW, Schmidt AE. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays--a clinical study. *Dent Mater*. 1998 Sep;14(5):370-4.
101. Takahashi J, Okazaki M, Taira M, Kubo F. Nonuniform vertical and horizontal setting expansion of a phosphate-bonded investment. *J Prosthet Dent*. 1999 Apr;81(4):386-91.
102. Low D, Mori T. Titanium full crown casting: thermal expansion of investments and crown accuracy. *Dent Mater*. 1999 May;15(3):185-90.
103. Zavanelli RA, Pessanha Henriques GE, Ferreira I, De Almeida Rollo JM. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent*. 2000 Sep;84(3):274-9.

104. Mitchell CA, Abbariki M, Orr JF. The influence of luting cement on the probabilities of survival and modes of failure of cast full-coverage crowns. *Dent Mater.* 2000 May;16(3):198-206.
105. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.* 2000 Mar;83(3):362-6.
106. Soo S, Palmer R, Curtis RV. Measurement of the setting and thermal expansion of dental investments used for the superplastic forming of dental implant superstructures. *Dent Mater.* 2001 May;17(3):247-52.
107. Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2001 Mar;85(3):299-304.
108. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 2001 Jul;86(1):93-8.
109. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):575-84.
110. Piemjai M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Int J Prosthodont.* 2001 Sep-Oct;14(5):412-6.
111. Juszczuk AS, Radford DR, Curtis RV. Sensitivity of a disc rupture strength test to air bubble pores in phosphate-bonded investment materials at elevated temperatures. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):255-62.
112. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002 Nov;88(5):467-72.
113. ADA. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2003 Mar;134(3):347-9.
114. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.* 2003 Nov-Dec;16(6):587-92.
115. Low D. New die design for dimensional accuracy assessment of crown castings. *Int J Prosthodont.* 2003 Jan-Feb;16(1):13-8.
116. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 2003 Nov;19(7):686-91.

117. Mori T, Aghajani F. Gypsum-bonded investment and dental precision casting (II) investment for the quick casting technique. *Dent Mater J.* 2003 Dec;22(4):521-31.
118. Mori T, Aghajani F. Gypsum-bonded investment and dental precision casting (III) Composition of investment for the quick casting technique. *Dent Mater J.* 2004 Jun;23(2):230-2.
119. Hung CC, Hou GL, Tsai CC, Huang CC. Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds. *Dent Mater.* 2004 Nov;20(9):846-51.
120. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, da Silva TB. 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.* 2004 Sep;92(3):274-7.
121. Lloyd CH, Yearn JA, Cowper GA, Gentens K. Measurement of the setting expansion of phosphate-bonded investment materials: part II--An evaluation of the Casting-Ring Test at 10 laboratories. *J Oral Rehabil.* 2004 Jul;31(7):703-9.
122. Lloyd CH, Yearn JA, Cowper GA, Blavier J, Vanderdonckt M. Measurement of the setting expansion of phosphate-bonded investment materials: Part I - Development of the Casting-Ring Test. *J Oral Rehabil.* 2004 Jul;31(7):695-702.
123. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004 Apr;48(2):vii-viii, 499-512.
124. Proussaefs P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: effect of cement. *J Prosthodont.* 2004 Mar;13(1):36-41.
125. Jesus Suarez M, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2005 Sep-Oct;18(5):390-1.
126. Carreiro Ada F, Ribeiro RF, Mattos Mda G, Rodrigues RC. Evaluation of the castability of a Co-Cr-Mo-W alloy varying the investing technique. *Braz Dent J.* 200516(1):50-5.
127. Al-Hiyasat AS, Darmani H. The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 2005 Feb;93(2):158-63.
128. Fragoso WS, Henriques GE, Contreras EF, Mesquita MF. The influence of mold temperature on the fit of cast crowns with commercially pure titanium. *Braz Oral Res.* 2005 Apr-Jun;19(2):139-43.
129. Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Influence of investment type and sprue number on the casting accuracy of titanium crown margins. *J Prosthet Dent.* 2006 Jan;95(1):42-9.

130. Viennot S, Dalard F, Malquarti G, Grosgeat B. Combination fixed and removable prostheses using a CoCr alloy: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2006 Aug;96(2):100-3.
131. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *J Prosthodont*. 2006 Jul-Aug;15(4):243-9.
132. 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*. 2006 May;22(5):397-404.
133. Yan M, Takahashi H. Titanium casting using commercial phosphate-bonded investments with quick heating method. *Dent Mater J*. 2006 Jun;25(2):391-8.
134. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am*. 2007 Jul;51(3):603-27, vi.
135. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont*. 2007 Jul-Aug;16(4):233-7.
136. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2007 Jan 1;8(1):19-26.
137. Ferreira AR, Adabo GL, Filho OP, Soares da Rocha S, Fonseca RG. Evaluation of the thermal shrinkage of titanium and the setting and thermal expansion of phosphate-bonded investments. *J Prosthet Dent*. 2007 Jul;98(1):24-9.
138. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Braz Dent J*. 2007;18(3):225-30.
139. Rossetti PH, do Valle AL, de Carvalho RM, De Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci*. 2008 Feb;16(1):64-9.
140. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont*. 2008 Jul;17(5):378-83.
141. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*. 2009 Dec;102(6):378-84.
142. Low D. Differing expansion contributions of three investment materials used for casting titanium. *J Prosthodont*. 2009 Jul;18(5):444-9.

143. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent*. 2009 Oct;102(4):253-9.
144. Cogolludo PG, Suarez MJ, Pelaez J, Lozano JF. Influence of melting and casting methods and finish line design on the marginal discrepancy of nickel-chromium-titanium alloy crowns. *Int J Prosthodont*. 2010 Sep-Oct;23(5):443-5.
145. Rocha SS, Nogueira F, Pieralini AR, Ribeiro RF, Adabo GL. Effect of phosphate-bonded investments on titanium reaction layer and crown fit. *Braz Oral Res*. 2010 Jun;24(2):147-52.
146. Morey EF. Dimensional accuracy of small gold alloy castings. Part 3. Gypsum-bonded investment expansion. *Aust Dent J*. 1992 Feb;37(1):43-54.

9. *APÊNDICE*

Tabela 14 – Comparativo de desajuste pré e pós cimentação de todos os *copings* avaliados, valores originais (n=10)

TE							MI						
Pré cimentação				Pós cimentação			Pré cimentação			Pós cimentação			
Metal	E0	E1	E2	E0	E1	E2	E0	E1	E2	E0	E1	E2	
VB	62	51	26	124	108	46	3	3	2	11	5	3	
	96	65	30	134	113	72	18	6	3	21	7	8	
	97	76	42	151	121	74	21	8	12	29	15	16	
	108	77	44	174	130	82	21	14	14	35	19	26	
	109	91	55	204	136	83	25	31	19	36	22	37	
	140	100	67	269	139	102	34	39	25	57	35	42	
	214	116	83	283	147	108	58	54	30	58	65	62	
	244	127	86	305	198	139	65	57	32	74	70	68	
	261	133	106	308	204	154	91	59	53	98	79	76	
	262	171	143	387	243	165	113	65	56	129	207	106	
Média	159	101	68	234	154	103	45	34	25	55	52	44	89
DP	77	36	37	89	45	39	36	24	19	37	61	33	77
V2	70	35	16	100	62	26	4	2	7	12	14	11	
	72	42	4	124	76	41	5	9	3	15	14	13	
	105	46	24	153	81	57	18	10	15	48	34	17	
	110	48	27	157	82	77	46	25	20	52	50	22	
	152	56	28	180	125	77	51	33	31	61	51	35	
	157	61	38	194	125	82	56	51	34	91	59	42	
	162	82	52	195	154	89	60	61	45	101	71	49	
	167	97	54	217	155	91	74	99	80	109	123	83	
	175	126	64	352	178	97	79	110	85	125	126	86	
	214	152	107	517	228	132	132	130	100	248	159	116	
Média	138	75	38	219	127	77	53	53	42	86	70	47	86
DP	47	39	34	125	53	30	39	46	35	69	50	36	73

KE	64	32	10	116	93	65	5	3	14	60	52	65	
	74	47	41	134	96	131	6	26	17	71	73	85	
	88	53	74	137	130	132	41	48	19	130	80	85	
	100	76	99	142	148	144	52	63	22	137	80	116	
	101	88	104	160	149	164	85	66	30	138	135	118	
	102	89	108	188	168	174	103	71	32	156	148	136	
	121	93	108	208	171	178	134	115	64	167	158	153	
	169	100	117	209	183	179	139	120	66	171	177	158	
	202	102	147	297	185	187	141	129	93	175	216	163	
	210	127	148	481	197	194	155	132	95	225	229	182	
Média	123	81	96	207	152	155	86	77	45	143	135	126	119
DP	52	29	43	110	36	39	57	45	32	49	62	39	66
RP				RU									
TR	161	90	66	174	101	83	132	72	1	135	75	3	
	163	96	78	187	103	96	134	76	2	159	94	6	
	168	129	83	192	154	103	178	81	14	229	107	36	
	192	144	97	195	169	119	242	97	44	246	118	50	
	232	152	98	254	176	140	248	103	46	346	123	77	
	285	159	98	310	192	155	249	107	49	350	125	80	
	297	161	101	390	204	161	274	113	54	352	154	83	
	327	167	123	401	211	164	294	114	61	359	169	83	
	356	173	127	489	226	169	409	138	84	426	171	115	
	375	226	143	501	239	183	412	161	104	479	203	138	
Média	256	150	101	309	178	137	257	106	45	308	134	67	171
DP	83	39	24	128	47	35	98	28	35	112	39	44	109

Tabela 15 - Valores originais do Ensaio de Tração (em Kgf) ($n=10$)

Sem espaçador	1 camada de espaçador	2 camadas de espaçador
92	72	58
126	62	41
128	63	55
58	50	42
106	94	63
123	90	73
82	79	43
108	88	44
110	73	29
86	72	46

Tabela 16 - Valores médios originais do ensaio para estabelecimento da variação dimensional do padrão X peça fundida

TE			RP		MI		RU	
VB	V2	KE	TI	VB	V2	KE	TI	
-284	164	-128	-96	-122	59	-73	-209	
-43	-148	-124	-145	60	38	-26	-211	
-102	-142	-156	-153	37	58	-38	-215	
-42	29	-60	-42	-89	118	-5	-306	
40	-31	-217	-66	7	97	-72	-252	