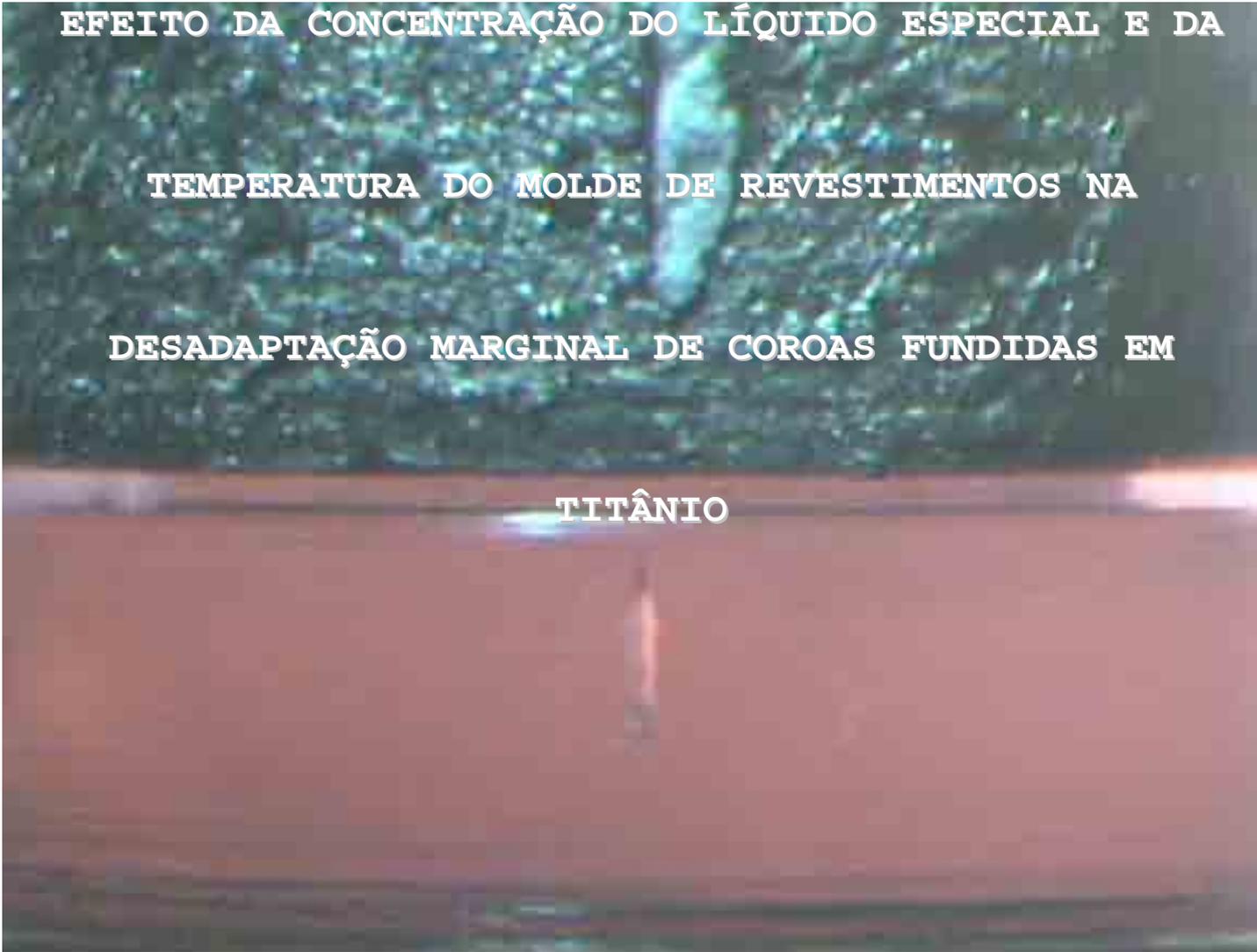


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA#

SICKNAN SOARES DA ROCHA



EFEITO DA CONCENTRAÇÃO DO LÍQUIDO ESPECIAL E DA  
TEMPERATURA DO MOLDE DE REVESTIMENTOS NA  
DESADAPTAÇÃO MARGINAL DE COROAS FUNDIDAS EM  
TITÂNIO

#

#

#

ARARAQUARA  
2005

**SICKNAN SOARES DA ROCHA**

**EFEITO DA CONCENTRAÇÃO DO LÍQUIDO ESPECIAL E  
DA TEMPERATURA DO MOLDE DE REVESTIMENTOS NA  
DESADAPTAÇÃO MARGINAL DE COROAS FUNDIDAS EM  
TITÂNIO**

**Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara,  
da Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de  
Doutor em Reabilitação Oral (Área de Concentração: Prótese).**

**Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**

**Co-orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

**ARARAQUARA**

**2005**

Rocha, Sicknan Soares da  
Efeito da concentração do líquido especial e da temperatura do molde de revestimentos na desadaptação marginal de coroas fundidas em titânio / Sicknan Soares da Rocha. – Araraquara : [s.n.], 2005.  
147 f. ; 30 cm

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Co-orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

1. Revestimento para fundição odontológica 2. Ligas dentárias 3. Titânio 4. Adaptação marginal (Odontologia) I. Título

**DADOS CURRICULARES**

**SICKNAN SOARES DA ROCHA**

**NASCIMENTO** 2.7.1972 – GOIÂNIA/GO

**FILIAÇÃO** Antônio Ferreira da Rocha  
Júlia Soares da Rocha

Curso de Graduação

1992/1996 Faculdade de Odontologia – UFG

1997/2000 Professor Substituto do Departamento de Prevenção e  
Reabilitação Oral, da Faculdade de Odontologia – UFG.

2001/2002 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral  
(Prótese), nível de Mestrado, na Faculdade de  
Odontologia de Araraquara – UNESP.

2003/2005 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral  
(Prótese), nível de Doutorado, na Faculdade de  
Odontologia de Araraquara – UNESP.

2005 Professor Substituto do Departamento de Prevenção e  
Reabilitação Oral, da Faculdade de Odontologia – UFG.

## **BANCA EXAMINADORA**

**1. Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**

Prof. Adjunto do Depart. De Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista-UNESP

**2. Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni**

Prof. Titular do Depart. De Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista-UNESP

**3. Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz**

Prof. Adjunto do Depart. De Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista-UNESP

**4. Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**

Prof. Adjunto do Depart. de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade de Campinas-UNICAMP

**5. Prof. Dr. Cláudio Rodrigues Leles**

Prof. Adjunto do Depart. de Prevenção e Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás-UFG

## DEDICATÓRIA

A **Deus** pela vida e pelo “dom da superação”

Aos meus pais, **Antônio e Júlia**, que sabiamente me mostraram os valores morais de caráter, humildade e respeito ao próximo, imprescindíveis na minha realização profissional e como ser humano;

Aos meus irmãos, **Sandra, Sônia, Sinomil e Silmar**, pelo carinho, compreensão e apoio constante neste importante e difícil período de minha vida.

Dedico esta Tese de Doutorado **“especialmente”** ao meu pai-irmão **Sinomil**, a quem devo tudo na vida.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL I**

**Ao Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**

Pela amizade, confiança e simplicidade nos ensinamentos, que nos permitiram uma convivência harmoniosa e de muito respeito.

Sua postura ética e justa me faz tê-lo como "referência" a ser seguida. Aprendi a admirá-lo e, sobretudo, respeitá-lo como mestre e grande ser humano.

Tenho orgulho de tê-lo como orientador e agora grande amigo.

**Eternamente grato.**

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL II**

**Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

Também pela amizade e confiança, e pela grande disponibilidade, empenho e colaboração, que foram fundamentais na realização deste trabalho.

**Muitíssimo obrigado.**

## **AGRADECIMENTOS**

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP**, na pessoa da sua Diretora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Adriana Marcantônio, pela oportunidade de fazer minha pós-graduação;

À **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Regina Helena B.T.da Silva**, chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela oportunidade e principalmente pela amizade que construímos;

À **Capes**, pela concessão de bolsa de Doutorado;

À **Fapesp e Fundunesp**, pela concessão de auxílios à pesquisa, permitindo a realização deste trabalho;

Ao **Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**, Coordenador do Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, pela oportunidade e pela maneira séria e justa com que conduz este curso;

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, chefe do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto-USP, por viabilizar a realização das fundições de titânio, imprescindíveis para concretização deste trabalho;

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, na pessoa de seu Diretor **Gersinei Carlos de Freitas**, pela minha formação e acolhida como professor substituto;

Aos professores e “**amigos**” da disciplina de Materiais Dentários, **Gelson, Carlos Cruz, Renata e Geraldo**, pela convivência saudável, pelas lições de humildade, simplicidade e, sobretudo, pelos “conhecimentos doados”;

Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, em especial **Marco Compagnoni, Ana Lúcia e Guedes**, pelas oportunidades, confiança, dedicação, amizade e paciência;

A todos os funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, principalmente às **"meninas"**, pela acolhida e generosidade, que me fizeram sentir em casa, amenizando o desconforto da distância da família;

Às minhas **"mães-irmãs"** de Araraquara e de toda a vida, **Martinha e Sílvia**, pelo carinho, cuidado e preocupação constante. Jamais esquecerei o que fizeram por mim;

Aos amigos **Carlos Estrela e Cláudio Leles**, pelo apoio e incentivo constantes, que muito me motivaram a concluir este curso;

Aos meus "irmãozinhos" **Cláudio e Neto**, pela amizade, lealdade e apoio incondicional em todos momentos;

Ao meu mais novo "irmão" **Renato**, a quem sou **"eternamente grato"** pela sua amizade, solidariedade e compaixão. Que Deus abençoe você e toda sua família.

Aos eternos amigos de faculdade, especialmente ao **Welder**, que sempre me motivou e procurou minimizar minhas dificuldades;

Aos goianos em Araraquara, em especial **Luciano, Murilo e Zé Marcos**, pelo companheirismo e irmandade;

Ao **Robson** e demais professores pelo incentivo, confiança, compreensão e amizade;

Aos colegas de Pós-graduação, **Alessandro, André, Andréa, Anelise, Débora, Eduardo, Fabiana, Fabiano, Hércules, Janaina, João Gustavo, Karin, Luciano, Mariana, Max, Nara, Pedro, Pollyana, Raphael, Roberta,**

Rosângela, Sabrina, Susana, Túlio, Vanessa, Weber, pelo aprendizado, companheirismo e pela amizade daqueles que sempre cultivarei;

Aos amigos Alessandro, André, Eduardo, Fabiano, João Gustavo e Túlio, pela impagável colaboração, tornando mais amena minha vida em Araraquara. Que Deus os abençoe;

Ao Raphael e à Anelise, pelo companheirismo e pela grande amizade que há de ser conservada;

Aos amigos funcionários da Secção de Pós-graduação, Mara, Silvia, Rosângela, Vera e Alexandre, sempre solícitos e empenhados a nos ajudar;

Aos amigos funcionários da Biblioteca do Campus de Araraquara, Ceres, Cris, Eliane, Inês, Maria Aparecida, Maria Helena, Marley, Odete, Sandra, Sílvia e Adriano, pelo auxílio e orientação referentes às questões bibliográficas, e especialmente pelo carinho, amizade e momentos de descontração que compartilhamos;

Aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, em especial à Ana Paula, pela acolhida e carinho;

A todos aqueles que colaboraram minha eterna gratidão.

## **EPÍGRAFE**

"Os dias prósperos não vêm por acaso,  
nascem de muita fadiga e persistência."

(Henry Ford)

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
2	REVISÃO DA LITERATURA ....	18
3	PROPOSIÇÃO.....	77
4	MATERIAL E MÉTODO .....	79
4.1	MATERIAL .....	80
4.2	MÉTODO .....	80
4.3	PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO..	93
5	RESULTADO .....	95
6	DISCUSSÃO .....	105
7	CONCLUSÃO .....	121
8	REFERÊNCIAS.....	123
	ANEXOS .....	133
	RESUMO .....	136
	ABSTRACT.....	141

## 1 INTRODUÇÃO

O titânio com massa molecular de 49,9 e número atômico 22, representa o 4º elemento metálico estrutural mais abundante na natureza, depois do alumínio, ferro e magnésio. Possui importantes características que o destaca em relação a outros metais nobres e não nobres. Sua comprovada biocompatibilidade torna-o uma excelente alternativa às ligas que contêm níquel, cobalto e berílio, às vezes associadas a problemas como hipersensibilidade, reações alérgicas e carcinogênicas, relatados na literatura.<sup>22,35,40,55,57</sup>

Além da excelente biocompatibilidade, outras características favoráveis que incluem: alta resistência à corrosão, baixa densidade, alta relação resistência/massa, alta ductilidade, baixa condutividade térmica, bem como adequadas propriedades mecânicas,<sup>22,32,55,61</sup> favorecem sua crescente aplicação em estruturas de próteses dentárias, ocorrida nas duas últimas décadas.

A baixa densidade do titânio ( $4,2 \text{ g/cm}^3$ ), comparada com ligas de Co-Cr ( $8,9 \text{ g/cm}^3$ ) e ouro ( $19,3 \text{ g/cm}^3$ ), proporciona-lhe vantagem singular, permitindo a confecção de próteses com baixa densidade, sem comprometer suas favoráveis propriedades mecânicas, como resistência à tração e dureza.<sup>22,54</sup>

Entretanto, essa baixa densidade, associada ao seu elevado ponto de fusão (em torno de 1720°C) e à alta reatividade química com elementos do revestimento,<sup>35</sup> exigem máquinas especiais de fundição, dotadas de alta tecnologia, incluindo arco elétrico/vácuo/pressão de argônio.<sup>61</sup> Apesar do atual estágio de desenvolvimento alcançado com os métodos de fundição disponíveis, alguns defeitos ainda são freqüentes e normalmente estão relacionados com porosidade, fusibilidade, reatividade com elementos do revestimento e contaminação com o oxigênio.<sup>15,35</sup>

Os revestimentos comumente usados para fundição de titânio são à base de sílica e aglutinado por fosfato. A sílica não é estável e em elevadas temperaturas (acima de 600°C) possui elevada reatividade química com o titânio líquido, produzindo uma camada de reação na superfície da fundição,<sup>3</sup> denominada  $\alpha$ -case, que normalmente é dura e frágil.<sup>35,56</sup> Esta camada possui grande relevância clínica, haja vista que reduz a ductilidade e a resistência à fadiga de estruturas e grampos de próteses parciais removíveis,<sup>55,61</sup> além de comprometer outras propriedades físicas e mecânicas como rugosidade de superfície e ajuste das estruturas.<sup>34,49,51,52,59,56</sup>

Revestimentos especiais contendo MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ZrO<sub>2</sub> e CaO têm sido usados e produzem menor camada de reação,<sup>29</sup> porém estes materiais são caros e sua expansão térmica é insuficiente para compensar a contração de fundição do titânio.<sup>14,28,29,50</sup> E mesmo com a utilização desses

revestimentos a adaptação marginal de coroas fundidas em Ti c.p., ainda não é comparável à de outras ligas como a de Pd-Ag, havendo a necessidade de utilização de técnicas adicionais como a eletroerosão.<sup>10</sup> Por outro lado, apesar desta técnica melhorar os níveis de adaptação marginal, representa uma tecnologia de custo elevado, o que pode inviabilizar economicamente a aplicação clínica do titânio.

Considerando o baixo custo relativo das ligas à base de titânio, cerca de R\$ 1,00 (US\$ 0,30) o grama, o que aumenta o custo das fundições sem dúvida é o elevado preço dos revestimentos específicos. O fosfatado Rematitan Plus, por exemplo, possui um preço cerca de três a quatro vezes superior ao de revestimentos fosfatados convencionais como o Rema Exakt e o Castorit Super C. Isto sugere a necessidade de se investigar o comportamento de revestimentos alternativos nas fundições de titânio.

A adaptação marginal de uma restauração dentária fundida representa uma importante característica na avaliação da técnica de fundição, incluindo a compatibilidade entre metal fundido e material de revestimento. Além disso, a adaptação é de grande relevância clínica, uma vez que grandes defeitos marginais podem limitar a longevidade clínica da restauração, bem como comprometer o estado de saúde das estruturas de suporte.

A adaptação marginal de uma coroa está estritamente relacionada à expansão térmica adequada para que juntamente com a

---

expansão de presa, possam compensar a contração de fundição do titânio. A possibilidade colocada pelos próprios fabricantes de que as expansões de presa e térmica dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C podem ser controladas pela concentração do líquido especial, foi confirmada pelo trabalho de Soo et al.,<sup>43</sup> que avaliaram as expansões de presa e térmica dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e GC Fujivest, variando-se a concentração de seus líquidos especiais.

Ainda são limitados os dados referentes à contração de fundição do titânio e à expansão dos revestimentos específicos para titânio. No estudo de Ferreira<sup>12</sup> foram avaliadas as expansões de presa e térmica empregando-se três revestimentos fosfatados (Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C) empregando três concentrações do líquido especial (100%, 75% e 50%) e três temperaturas do molde (430°C, 515°C e 600°C). Observou-se que o revestimento Rematitan Plus, específico para titânio, mesmo quando empregado nas condições recomendadas pelo fabricante, concentração do líquido de 100% e temperatura do molde de 430°C, não apresentou expansão total suficiente para compensar a contração de fundição do titânio.

Rupp et al.<sup>38</sup> relataram que apesar do crescente aumento dos estudos relacionados à aplicação do titânio fundido em estruturas de próteses, ainda não foi definida uma técnica de fundição comprovadamente eficaz, que apresente um material de revestimento ajustado às

características do titânio. Isto coloca como oportuno o propósito de avaliar o efeito da concentração do líquido especial de revestimentos e da temperatura do molde nas propriedades do titânio fundido, diante da necessidade de se compreender melhor a contração de fundição do titânio e a expansão dos revestimentos aplicados.

Ao reportar a literatura, fica evidente que as investigações disponíveis relacionadas à fundição de titânio têm dado ênfase à busca de revestimentos específicos para o titânio, que proporcionem fundições de melhor qualidade. E além da adaptação marginal, essas investigações incluem outras importantes propriedades como preenchimento do molde,<sup>15</sup> fusibilidade,<sup>50</sup> porosidade,<sup>15,58</sup> permeabilidade e temperatura do molde,<sup>30,47</sup> resistência à corrosão,<sup>49</sup> resistência à tração.<sup>8,59</sup>

Diante do elevado custo dos revestimentos específicos, que onera consideravelmente a técnica de fundição, associado aos níveis insatisfatórios de adaptação marginal, o estudo da viabilidade de aplicação de outros revestimentos, de mais baixo custo e melhor desempenho que os atuais. Isto indica a necessidade do desenvolvimento de técnicas alternativas, tornando o uso do titânio mais acessível e, sobretudo, que possibilitem aumentar sua abrangência social, haja vista que este metal possui uma considerável potencialidade de aplicação na rotina odontológica.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Ida et al.,<sup>19</sup> em 1980, relataram as dificuldades do uso do Ti para as fundições odontológicas, pelo fato do Ti apresentar uma alta reatividade química com oxigênio em temperaturas elevadas e reação com o cadinho, além do alto custo do processo. A fim de procurar facilitar os trabalhos com este tipo de material, um novo equipamento de fundição para Ti denominado “Castmatic” foi desenvolvido, apresentando uma atmosfera com um gás inerte (argônio) e vácuo. Algumas propriedades do Ti e suas ligas fundidas neste aparelho foram investigadas como, temperatura de fusão, manchamento, fluidez, resistência mecânica e dureza. Os resultados mostraram que tanto as propriedades mecânicas como a fluidez do Ti c.p. foram semelhantes às das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, sendo portanto indicado seu uso na confecção de coroas e próteses parciais removíveis fundidas em Ti e suas ligas.

Para Adell et al.,<sup>1</sup> em 1981, o titânio era reconhecido como material biocompatível desde a década de 40. O grande sucesso dos implantes osseointegrados confeccionados em titânio se confirmou com estudos a longo prazo iniciados a partir de meados da década de 60. Devido a sua grande biocompatibilidade, este metal tornou-se uma opção na substituição de ligas à base de berílio e níquel, propiciando o desenvolvimento de técnicas de fundição para a confecção de estruturas protéticas para próteses fixas e próteses removíveis, além das próteses sobre implantes.

Ida et al.,<sup>20</sup> em 1982, afirmaram que o titânio reagia com a superfície do revestimento, criando uma camada de oxidação denominada “alfa-case”. Os autores, com o intuito de diminuir a formação desta camada, desenvolveram um novo revestimento à base de óxido de magnésio para o uso com o titânio puro e suas ligas, tornando possível o uso clínico do metal, tanto na confecção de próteses fixas quanto próteses removíveis.

Schwartz,<sup>41</sup> em 1986, investigou os métodos e técnicas que poderiam melhorar a adaptação de restaurações fundidas. O autor considerou que uma restauração metálica fundida devia adaptar ao dente, exibir a menor margem de material de cimentação possível, permanecer retida de forma adequada e restaurar ou melhorar a função e a estética. Foram citados os seguintes métodos disponíveis para otimizar a adaptação de restaurações fundidas: enceramento em excesso nas margens do padrão de cera; remoção de cera da superfície interna do padrão; alívio interno da restauração fundida com auxílio de jateamento abrasivo, desgaste com broca, dissolução por ácido (água régia) e dissolução eletroquímica; canais oclusais de escape para o excesso de cimento; dispositivos para aplicar e manter a força para assentamento; vibração durante a cimentação; alívio interno do padrão em cera pela utilização de um espaçador para troquel (considerado de uso simples no laboratório de prótese, sendo ainda conveniente e de custo acessível).

Rupp et al.,<sup>38</sup> em 1987, realizaram um estudo em que coroas fundidas em titânio foram observadas clinicamente por um período de 18 meses. Ressaltaram que, atualmente, o revestimento à base de zircônia gera uma expansão permanente do molde durante a eliminação de cera e aquecimento, produzindo uma compensação dimensional para a contração de fundição do metal. Sem fornecerem detalhes dos procedimentos de fundição e método de avaliação clínica das coroas, os autores consideraram que o titânio reuniu os critérios necessários na maioria das observações, sendo necessários estudos adicionais. Relataram, ainda, que estão expandindo os estudos para introduzir o uso do titânio em estruturas de próteses parciais removíveis e palato metálico para próteses totais.

Hamanaka et al.,<sup>14</sup> em 1989, realizaram um estudo para o desenvolvimento de uma máquina para fundição para titânio. Para este trabalho, os autores selecionaram o Ti c.p. e uma liga de Ni-Ti, analisando as propriedades mecânicas e a fusibilidade desses dois materiais. O processo de fundição foi realizado à vácuo, com um sistema de controle de injeção da liga desenvolvido pelos autores e um tipo diferente de “cadinho” desenvolvido para prevenir o aparecimento de defeitos internos na fundição, além de melhorar a fusibilidade da liga. Os resultados mostraram que o Ti c.p. apresentou melhores propriedades mecânicas e uma melhor fusibilidade, enquanto que a liga de Ni-Ti apresentou-se com

as mesmas características de uma fundição convencional sem que esta perdesse suas qualidades, incluindo forma, módulo de elasticidade.

Miyakawa et al.,<sup>29</sup> em 1989, avaliaram a estrutura da superfície do titânio quando fundido em revestimento à base de  $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$  aglutinado por fosfato, por meio do uso de sonda analisadora de elétron. Identificaram que a zona interfacial era composta de quatro camadas, sendo a mais externa formada pela reação entre titânio fundido e revestimento. A segunda camada continha alto conteúdo de oxigênio e alumínio, chamados de  $\alpha$ -estabilizadores, justificando o nome desta camada de  $\alpha$  case. A terceira camada apresentava conteúdo disperso de silício, fósforo, oxigênio e carbono. A quarta e mais interna camada compunha-se de cristais aciculares. Os autores concluíram que quanto maior o volume de peça fundida e maior a temperatura do molde, maior seria a espessura da camada de superfície. Citaram que provavelmente tais camadas fossem formadas pela decomposição de elementos passíveis de redução do revestimento em contato com a liga fundida e difusão dos elementos resultantes na fundição, exibindo considerável aderência.

Andersson et al.,<sup>2</sup> em 1989, destacaram que a técnica da eletroerosão associada com os métodos de fundição tradicionais, como a técnica da cera perdida por exemplo, não conseguiram eliminar certos erros ou desajustes surgidos durante a fabricação das restaurações metálicas, portanto buscou-se outras técnicas que pudessem atingir este

objetivo. Para tanto, desenvolveram um novo método de confecção de coroas e copings metálicos à base de Ti c.p., onde associaram o uso da erosão com a duplicação dos modelos – CAD/CAM. Em seguida ao vazamento dos troqueis em gesso pedra, estes foram duplicados mecanicamente em material refratário, sobre os quais foram obtidos os copings em Ti c.p. Os copings foram submetidos ao processo de eletroerosão a fim de se ajustar a superfície interna, melhorando o ajuste marginal. O trabalho consistiu num estudo clínico iniciado em 1986 com 205 coroas em Ti c.p., que foram cimentadas sobre os preparos de dentes vitais ou complexos pino/núcleo em Au tipo III. No momento da cimentação as coroas foram examinadas por 4 especialistas em prótese dentária, previamente calibrados. Foram avaliadas 3 características: superfície e cor, forma anatômica e integridade marginal. Após 1 ano os pacientes foram re-examinados e 187 coroas foram reavaliadas. Os resultados obtidos foram bastante promissores: superfície e cor (96,8% excelente ou satisfatória), forma anatômica (98,9% excelente ou satisfatória) e integridade marginal (99,5% excelente ou satisfatória). Foi concluído que com a associação destas técnicas pode-se evitar erros provenientes da fase de enceramento, do revestimento e da fundição convencional. Deve-se considerar, entretanto, que o período de avaliação é curto, necessitando de estudos futuros.

Mueller et al.,<sup>32</sup> em 1990, compararam as propriedades e microestrutura do titânio puro, fundido em atmosfera com alta pureza de

argônio, utilizando-se dois revestimentos aglutinados por fosfato, Rema Exakt (Dentaurum) e Biovest (Dentisply). As fundições realizadas com Rema Exakt, em forma de malha (1m), foram dúcteis e sem poros com um índice de fusibilidade de 85% e o desajuste da fundição, usando um cone de fundição com extremidade abrupta de 0,3 mm, foi de 0,4%. As fundições realizadas com Biovest foram porosas e frágeis, e áreas escurecidas apareceram no revestimento a uma profundidade de 5 mm. Microscopia eletrônica espectrométrica e espectrometria de energia dispersiva da zona de reação escurecida revelou região dispersa de 200 a 400 µm de lado que foram ricas em Mg e P e livres de Si. Titânio não foi detectado na zona escurecida mesmo naquelas imediatamente adjacentes à fundição. Os dados de expansão térmica indicaram que o revestimento Rema Exakt obtém sua expansão primariamente do quartzo enquanto o revestimento Biovest a obtém da cristobalita. Dos resultados, foi concluído que a incompatibilidade entre o titânio e Ti-Biovest pode ser devida à cristobalita, enquanto a presença de quartzo inibiu sua reação em Rema Exakt.

Para Bergman et al.,<sup>4</sup> em 1990, com o aumento do preço do ouro, o titânio despertou o grande interesse dos pesquisadores, pois além de abundante na crosta terrestre, apresentava excelentes propriedades como: alta resistência à corrosão, baixo peso específico, além de uma excelente biocompatibilidade. Para os autores, a grande desvantagem no uso do titânio estava no processo de fundição devido ao

alto ponto de fusão, à baixa densidade e à alta reatividade química a elevadas temperaturas, principalmente com oxigênio. Na tentativa de minimizar este problema, novos métodos foram introduzidos como a eletroerosão e o sistema PROCERA. Com base nisto, os autores realizaram um estudo clínico de coroas de Ti confeccionadas pelos métodos citados acima, onde 167 coroas foram confeccionadas e tiveram os seguintes quesitos analisados: superfície/cor, forma anatômica e integridade marginal. Os resultados mostraram que 100% das coroas apresentaram resultados satisfatórios, quando comparadas às coroas fundidas em ouro, independente do processo utilizado. Concluíram os autores que os métodos utilizados para a fabricação de coroas de titânio teriam um grande potencial no futuro.

Sunnerkrantz et al.,<sup>46</sup> em 1990, estudaram o efeito do nível de vácuo na dureza de coroas de titânio fundidas, utilizando máquina para fundição composta de duas câmaras, superior para fusão (CF) e inferior para molde (CM). Cinco diferentes combinações de níveis de pressão (Torr) nas duas câmaras foram usadas (CF/CM: A -  $2,5 \cdot 10^{-2}/2,5 \cdot 10^{-2}$ ; B -  $2,5 \cdot 10^{-2}/1$ ; C -  $2,5 \cdot 10^{-2}/10$ ; D -  $1/2,5 \cdot 10^{-2}$  e E -  $10/2,5 \cdot 10^{-2}$ ). Padrões de cera em forma de coroas cilíndricas foram padronizados com margem de  $30^\circ$ . As inclusões foram realizadas em revestimento aglutinado por fosfato (Wiruplus, BEGO), sendo aquecidas, primeiro a  $250^\circ\text{C}$  por 1h e em seguida a  $700^\circ\text{C}$  por 1h, e resfriadas à temperatura ambiente. As fundições foram seccionadas longitudinalmente e

preparadas para análise metalográfica. A dureza Knoop das fundições e do titânio de origem foi determinada usando uma carga de 4,9 N (500 gf), realizando 15 impressões no interior de cada fundição. Os resultados mostraram que apenas a fundição A ( $2,5 \cdot 10^{-2} / 2,5 \cdot 10^{-2}$ ), apresentou maior dureza que o material de origem. Inadequado preenchimento do molde, bem como porosidade, foram observados apenas na pressão de ar de 10 Torr na câmara de fusão. Todas as pressões aplicadas na câmara do molde resultaram em fundições adequadas. Segundo os autores, a razão para os efeitos adversos do aumento da pressão na câmara de fusão maior que na câmara do molde, foi provavelmente a diferença no tempo em que o metal fundido fica em contato com o oxigênio e o nitrogênio nas duas câmaras (superior, em torno de 10-15 s e inferior, menos de 1s). E a provável razão para porosidade e pobre preenchimento do molde, à pressão de 10 Torr na câmara de fusão, seja a combinação de gases absorvidos e partículas de óxido que podem bloquear a passagem do metal fundido. Neste experimento foi utilizada uma pressão de argônio 50 Torr, que mostrou ser suficiente para o preenchimento de uma coroa. Os autores finalizaram, afirmando que uma pressão de ar inferior a 1 Torr na câmara de fusão e inferior a 10 Torr na câmara do molde é suficiente para obter fundições completas.

Takahashi et al.,<sup>52</sup> em 1990, objetivaram avaliar algumas propriedades físicas e mecânicas de cinco revestimentos fosfatados (Rema Exakt, Ceramigold, Complete, Tai-Vest, Full-Vest), além do grau

de adaptação, fusibilidade e microdureza Knoop de fundições de titânio. Cada revestimento foi manipulado com as proporções recomendadas pelo fabricante e a expansão de presa (EP) longitudinal foi medida após duas horas no anel de fundição com 30 mm de diâmetro e 35 mm de comprimento com forro de 1mm de espessura. Para a expansão térmica (ET) os mesmos corpos-de-prova foram removidos do anel e os dados monitorados durante um ciclo de aquecimento até 900°C seguido de resfriamento a 200°C. A resistência à compressão de cada material foi realizada em corpos-de-prova de 20 mm de diâmetro e 30 mm de altura, após a queima em 900°C por 10 min, e resfriamento, numa máquina de ensaios mecânicos. As análises de difração de raios X dos revestimentos foram realizadas em difratômetro de raios X com grafite monocromatizado de radiação de  $\text{CuK}\alpha$ . O titânio puro foi fundido em máquina de pressão e fusão por arco argônico. A fusibilidade foi observada empregando corpos de prova em forma de uma tela quadrada de poliéster que formava uma grade com 100 quadros e 220 segmentos tendo barras de 2 mm de diâmetro unindo as bordas adjacentes e um sprue de 3,2 mm de diâmetro. Após a inclusão em anel de fundição com 36 mm de diâmetro e 50 mm de comprimento, o conjunto foi levado ao forno sob programação de aquecimento até 900°C e resfriamento a 350°C. O número de segmentos fundidos por inteiro foi calculado e uma porcentagem designada de fusibilidade obtida em cinco corpos-de-prova de cada revestimento. Para a medida do grau de adaptação, padrões de cera em forma de inlays em

MOD foram feitos a partir de troqueis metálicos com 29 mm de comprimento e diâmetro cervical de 8 mm e oclusal de 7,4 mm, com canais de alimentação de 2,5 mm de diâmetro acoplados. Os mesmos foram incluídos em anéis de 29 mm de diâmetro e 35 mm de altura, o conjunto foi levado ao forno e fundido à temperatura de 350°C, como descrito acima. Além do titânio, ligas a base de Co-Cr e Ni-Cr também foram fundidas com o Rema Exakt, porém na temperatura recomendada pelo fabricante de 900°C de maneira semelhante à descrita acima para comparação com o titânio. O grau de adaptação foi examinado no troquel metálico. Após a obtenção das médias de adaptação, as coroas em MOD foram seccionadas longitudinalmente, montadas em resina acrílica e polidas com lixa para que a dureza Knoop fosse determinada em intervalos de 75 µm sob carga de 200 gf. Em seguida, para análise da microestrutura, os corpos de prova foram atacados quimicamente com uma solução de uma parte de ácido nítrico, uma parte de ácido fluorídrico e 38 partes de água. Os resultados mostraram que o Tai-Vest apresentou a menor EP e o Full-Vest a maior EP, enquanto que o Ceramigold apresentou a maior ET, o Full-Vest a menor ET. Quanto à resistência à compressão o Rema Exakt e o Tai-Vest apresentaram os maiores valores e semelhantes entre si, enquanto o Complete e o Full-Vest mostraram os menores valores e semelhantes entre si. A análise por difração de raio X mostrou que os materiais eram compostos de quartzo, cristobalita,  $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$  e MgO. A fusibilidade, quando usou o Rema Exakt foi menor

do que Complete, Tai-Vest e Full-Vest. O grau de adaptação das fundições de titânio feitas em moldes de Rema Exakt, Tai-Vest e Full-Vest foram melhores do que àqueles feitos com Complete e com Ceramigold, o grau de adaptação das fundições de Ni-Cr e Co-Cr realizadas com o Rema Exakt nas condições recomendadas pelo fabricante foram significativamente menor do que o titânio puro, isso sugeriu que a contração de fundição do titânio puro é menor do que das ligas acima mencionadas. A dureza Knoop das fundições de titânio com Ceramigold e Complete foi significativamente maior do que com os outros revestimentos. O aumento da dureza nas fundições de titânio foi em decorrência da camada de reação com o material do molde. A microestrutura nas superfícies das fundições sugeriu que o titânio reage com o revestimento e muitos defeitos e fendas foram observadas nas fundições feitas com Ceramigold e Complete.

Tamaki et al.,<sup>53</sup> em 1991, investigaram as alterações dimensionais e a aparência das fundições produzidas por dois novos revestimentos aglutinados por fosfato, um à base de alumina (Titan Mold, Iwatani) e outro à base de sílica (Rema Exakt, Dentaurum), e dois desenhos de cadinho. Coroas MOD preparadas num troquel de aço foram fundidas em titânio puro numa máquina de fundição com pressão de argônio (Castmatic, Iwatani), usando ou uma abertura ou um molde com fenda. Devido às propriedades térmicas características, o revestimento Titan foi aquecido a 1200°C por uma hora, resfriado a 800°C e fundido. O

revestimento Rema Exakt foi aquecido até 900°C e na seqüência resfriado a 350°C. As fendas foram mensuradas para estimar a qualidade do ajuste. Nenhum dos revestimentos foi capaz de compensar completamente a contração do titânio da temperatura de *líquidus* (1700°C) até a temperatura do molde. As fendas de Rema Exakt ( $0,5\pm 0,2$  mm) foram menores que as de Titan Mold ( $1,1\pm 0,4$  mm). Os resultados não foram alterados pela mudança do tipo de cadinho, enquanto o tipo de revestimento causou diferença significativa ( $p < 0,05$ ). Todas as fundições tiveram detalhes vivos, entretanto as realizadas com o revestimento Titan Mold foram mais limpas, com aparência menos oxidada.

Blackman et al.,<sup>5</sup> em 1991, compararam os resultados de testes de tração de Ti c.p. (99,5%) fundido em barras, utilizando três diferentes tipos de revestimento fosfatado: Ohara/Coroas e Próteses (OH); Dicor (D) e Rema Exakt (R). Melhora na lisura de fundição foi notada com os dois últimos. Para a fundição foi usada a máquina Titaniumer Machine, sendo obtidas sessenta cilindros (15 mm X 3 mm de diâmetro), vinte para cada revestimento, que quando testadas na máquina de ensaios Instron, forneceram valores de resistência à tração (T) e porcentagem de alongamento (E). Os resultados foram: T:R=635,5 MPa (51,47%); OH=663,04 MPa (25,24%); D=11,44 MPa (144,87%); E:R=12,012 MPa (4,8%); OH=9,133 MPa (5,1%). Análise de variância não indicou diferença significativa nos testes em T ( $p > 0,277$ ) e E ( $p > 0,10$ ) para R e OH. Entretanto, D fraturou antes que qualquer alongamento pudesse

ser detectado. Os autores puderam concluir que: 1) os revestimentos de fosfato (Rema Exakt e Ohara) podem ser usados para fundição de titânio puro sem alterações de resistência e alongamento, enquanto o revestimento Dicor deve ser evitado, por afetar adversamente o alongamento; 2) porosidade interna ocorreu com alto desvio padrão no grupo do revestimento Dicor.

Blackman et al.,<sup>6</sup> em 1992, investigaram o desajuste marginal de *copings* fundidos em Ti c.p. de acordo com a geometria dos preparos. Vinte *copings* fundidos foram confeccionados com término em chanfro de 45° na vestibular e ombro de 90° na lingual, altura de 7,5mm, redução axial de 1,5mm e ângulo de convergência oclusal de 8°. As medidas de desajuste marginal foram feitas com auxílio de um microscópio (50x). Os resultados mostraram que os *copings* fundidos em Ti c.p. podiam apresentar uma adaptação marginal aceitável, porém melhores técnicas de fundição e/ou a utilização de revestimentos próprios para titânio seriam necessários para a obtenção de próteses com margens melhores adaptadas.

Chung & Mori,<sup>9</sup> em 1993, realizaram um estudo em que foi investigada a quantidade de expansão térmica (TE) disponível do revestimento (Titavest CB, J. Morita, Japan) à temperatura de fundição recomendada de 900°C, e a precisão de coroas totais fundidas. A medida da TE foi conduzida nos espécimes, 20 mm de altura X 5 mm de diâmetro, a 10°C/min usando um analisador termomecânico. O anel de

fundição foi revestido com duas camadas de agente cerâmico e os moldes aquecidos a 900°C, variando o tempo de saturação nesta temperatura (0, 30 e 60 min). Após estes períodos, os moldes foram resfriados a 620°C e a fundição realizada dentro de 3 min., na máquina de fundição de titânio Cyclarc (J. Morita, Japan). A precisão da fundição foi obtida pelo cálculo da discrepância para cada posição do padrão de cera e fundição (bruto de fusão), utilizando-se de microscopia. A mais alta expansão obtida foi  $1,74 \pm 0,10\%$  (900°C) e  $1,34 \pm 0,11\%$  (600°C em resfriamento), quando aquecido a 900°C por 1 hora. Os resultados de exatidão das coroas mostraram que o tempo de estufagem do revestimento a 900°C atuou reduzindo a discrepância, que foi significativamente menor com 60 min. de estufagem. Duas fundições do molde mantido por 60 min. falharam devido a fendas desenvolvidas durante o aquecimento. A formação destas fendas, segundo os autores, sugere que o acolchoamento (revestimento do anel) adicional seja requerido para acomodar a alta TE disponível.

Hutton & Marshall,<sup>17</sup> em 1993, estudaram três diferentes revestimentos que poderiam prover adequada expansão para compensar a contração de fundição da liga AgPd. Os revestimentos foram avaliados quanto à expansão de presa de 1 e 24 horas variando-se o líquido (água destilada, ou líquido especial) para controlar a expansão do molde. As proporções utilizadas foram: material I - 11cc de água/60mg de pó e 11cc de líquido especial/60mg pó; material II – 11cc de água/65mg de pó, e

11cc de líquido especial/65mg de pó e no material III – 9,5cc de água/60mg de pó e 9,5 de líquido especial/60mg de pó. O pó foi pesado em balança de precisão de 0,1mg e o líquido em precisão de 0,1cc, espatulados a vácuo por 20 segundos e vertidos dentro do molde. As amostras apresentavam 39mm em altura e 20mm de diâmetro incluindo a pequena edentação cônica (8mm de profundidade X 8mm de diâmetro). A expansão de presa foi mensurada por meio de uma haste posicionada sobre o revestimento, fixada no centro do transdutor calibrado com precisão de  $\pm 0,0001$  polegada e preso por um dispositivo ajustado no centro da cabeça do dilatômetro. Após o tempo de 1 hora e 24 horas, as amostras foram removidas do molde e mensuradas para o cálculo da expansão. Os resultados mostraram que o material I com seu líquido especial apresentou expansão de presa de 0.19% (1hora); o material II, 0,14% e material III, 1,17%. Vinte e quatro horas após a presa o aumento da expansão não foi significante. Por outro lado, quando os três materiais foram misturados com água destilada a expansão de presa foi significativamente menor. Os materiais I e II responderam de forma semelhante em suas características de expansão de presa enquanto o material III registrou um aumento significante quando misturado com líquido especial. Estes resultados foram relacionados à presença de maior conteúdo de sílica no líquido especial do material III comparado com os demais.

Segundo Lautenschlager & Monaghan,<sup>24</sup> em 1993, no início dos anos 50 o titânio foi referido pelos trabalhadores da indústria aeroespacial, como “o metal milagroso”. Apresenta uma densidade de 4,5 g/cm<sup>3</sup>, sendo bem inferior ao ouro (19,3 g/cm<sup>3</sup>), à liga de Co-Cr (8,5 g/cm<sup>3</sup>) e ao aço inoxidável (7,9 g/cm<sup>3</sup>). O módulo de elasticidade do titânio e uma de suas ligas, Ti-6Al-4V, pode ser comparado ao do ouro, mas é a metade do Co-Cr e aço inoxidável. Como materiais restauradores o titânio e suas ligas de Ti-6Al-4V, parecem ter adequadas propriedades de resistência. Apresentam elevada proporção resistência/massa, sendo inferior apenas à fibra de vidro e outros polímeros altamente reforçados. A fundição do titânio realizada tanto nas máquinas tipo centrífuga, como nas máquinas com duas câmaras e pressão de argônio, é susceptível à contaminação da superfície com oxigênio e possível interação com o revestimento, causando uma triplicação da dureza superficial (600 KNH -  $\cong$  540 VHN). A densidade extremamente baixa do titânio pode dificultar a fundição devido à sua menor fusibilidade. Uma outra grande dificuldade na fundição tem sido encontrar um material de revestimento ótimo para os ciclos de queima. Mesmo que o titânio tenha um coeficiente de expansão térmica relativamente baixo ( $8 \times 10^{-6} \text{ mm/}^\circ\text{C}$  contra  $14 \times 10^{-6} \text{ mm/}^\circ\text{C}$  do ouro e  $12 \times 10^{-6} \text{ mm/}^\circ\text{C}$  da porcelana e do dente), o grande declive térmico pelo qual ele deve passar causa um elevado grau de alteração dimensional. Resultados razoáveis têm sido alcançados com várias combinações de quartzo, cristobalita e pó de MgO em revestimento fosfatado. Outros

refratários com cobertura de MgO e ZrO<sub>2</sub> têm sido testados com algum sucesso, mas o material de revestimento e a técnica ideais ainda precisam ser encontrados.

Takahashi et al.,<sup>50</sup> em 1993, avaliaram o efeito de diferentes composições de revestimento fosfatado na fusibilidade e dureza das fundições de titânio puro. Doze diferentes composições foram preparadas alterando as proporções dos seguintes componentes: pó de quartzo com partículas de 170µm, pó de quartzo com partículas de 9µm, pó de cristobalita com partículas de 11µm, fosfato de amônia monobásico e óxido de magnésia, misturados com solução de sílica coloidal a 20%. Nos grupos A1 foi utilizado apenas quartzo e no grupo A2 apenas cristobalita, como refratário, mantendo-se nesses dois materiais 20% de aglutinante (fosfato de amônia e magnésio), com o objetivo de verificar a influência do tipo de sílica. Nos demais grupos foi fixada a quantidade de cristobalita em 40% e variou-se a concentração de quartzo (40 a 50%), assim com diferentes proporções de aglutinante, complementando 10 a 20% restantes. Um padrão de cera de 15 mm x 15 mm x 15mm conectados a um canal de alimentação de 2,5 mm de diâmetro foi incluído no anel com um forro de 1 mm de espessura com as diferentes composições de revestimentos. Após a inclusão o padrão de cera foi aquecido até 900°C e mantido nessa temperatura por 1 hora e resfriados até 600°C e a seguir foi realizada a fundição. A fusibilidade foi avaliada pelo volume de porosidade na fundição que foi calculada pelo volume do

padrão de cera, peso da peça fundida e densidade específica do titânio. Defeitos da fundição como nódulos foram removidos antes do teste. Os corpos de prova também foram examinados por meio de raios X e a seguir foram cortados ao meio e montados em resina acrílica e polidos para o teste de microdureza Knoop, realizado em intervalos de 75 $\mu$ m sob carga de 200gf. A análise de variância (ANOVA) mostrou diferenças significantes na fusibilidade entre os refratários, com melhor desempenho dos materiais à base de quartzo sobre a cristobalita. Nos grupos onde utilizou-se somente um tipo de refratário associado a 20% de aglutinante houve melhor fusibilidade nos revestimentos preparados à base de quartzo. No grupo onde variou as proporções de aglutinante foi observada melhor fluidez nos refratários com 20% de aglutinante. Foi verificado menor dureza nas peças fundidas em moldes à base de quartzo, assim como nos refratários com menor concentração de magnésia no aglutinante.

Takahashi et al.,<sup>51</sup> em 1993, propuseram avaliar quantitativamente a relação entre métodos de fundição e fusibilidade. Dois tipos de padrões foram preparados para testar a fusibilidade: 1) padrão em rede de poliéster (20 mm X 22 mm com 100 quadrados abertos) de 0,4 mm de diâmetro; e 2) placas de cera (20 mm X 20 mm) e 1,5 mm de espessura. Foi utilizado revestimento aglutinado por fosfato com SiO<sub>2</sub> e ZrSiO<sub>4</sub> como material refratário, misturado com solução coloidal de sílica na proporção L/P de 0,13. Os moldes de revestimento

foram aquecidos a 900°C por 1 h e resfriados lentamente a 100°C. As fundições foram realizadas em Ti c.p., utilizando três métodos de fundição: 1) máquina de fundição com duas câmaras, de fusão e do molde; 2) máquina de fundição com uma câmara e 3) máquina de fundição tipo centrífuga a 3000 rpm. Ambas com equipamento de fusão de arco-argônio. A pressão no molde antes da fundição foi estimada por ser de 0,2 MPa de gás argônio (entretanto a pressão do lado de fora do anel de fundição foi de 0,00 MPa - em vácuo) na máquina de duas câmaras, e de 0,03 MPa na máquina de apenas uma câmara. A pressão de fundição (excluindo a gravidade do metal fundido) foi de 0,2 MPa na máquina de duas câmaras e de 0,8 MPa na máquina de uma câmara. As placas fundidas foram examinadas por aparelho de raios-X, sendo a fusibilidade determinada pela técnica de imagem digital. O padrão em tela, fundido pela centrífuga, mostrou o melhor aspecto entre os três métodos de fundição. As placas fundidas pelo método de centrífuga apresentaram as menores porosidades (diâmetro de 150µm), comparadas com as placas fundidas pelos dois métodos por pressão, porém não houve diferença significativa entre os métodos de fundição pela centrífuga e pressão com uma câmara. Segundo os autores, além do método de fundição, a fusibilidade é influenciada por muitos outros fatores, como temperatura de fundição, temperatura do molde, permeabilidade do molde e condutibilidade térmica do molde.

De acordo com Weber & Frank,<sup>60</sup> em 1993, a partir da década de 30 iniciou-se uma nova fase na Odontologia, em especial na prótese, com a introdução das ligas de metais não nobres para fundições odontológicas. Devido a algumas propriedades favoráveis, incluindo baixa condutibilidade térmica, alta resistência e baixo custo, estas ligas começaram gradualmente a substituir as ligas de alto conteúdo de Au. Outra evolução importante nesta área ocorreu no ano de 1982, quando o aparato E.D.M., então utilizado na indústria desde a década de 40, foi adaptado à Odontologia. Os autores descreveram este procedimento como sendo relativamente simples, em que uma restauração metálica sofria micro-erosões na superfície interna em contato com o eletrodo sob proteção do líquido dielétrico, obtendo assim um ajuste mais refinado da restauração ao preparo dentário. Além da sua utilização para melhorar a adaptação marginal de coroas e próteses, foi descrito também para encaixes de precisão para próteses parciais fixas associadas às próteses parciais removíveis. Outro fator importante citado foi a formação da camada de óxido sobre o metal fundido, cuja espessura dependia da composição do material de revestimento, tipo de liga e temperatura de fusão da liga e do molde. No caso do titânio, a espessura desta camada é de grande importância por ser responsável pelas excelentes propriedades de biocompatibilidade e resistência à corrosão.

Mori et al.,<sup>31</sup> em 1994, procuraram determinar o melhor procedimento de laboratório para fundição de coroas de titânio,

determinando a expansão térmica de três revestimentos (Tai-vest, Rematitan e Titavest CB) e a precisão dimensional de coroas. Para a expansão térmica foram preparadas espécimes cilíndricos (5x20mm) e as medidas realizadas num analisador termomecânico sob uma carga de 0,05N e a uma velocidade de aquecimento de 10°C/min. O valor médio de expansão térmica foi determinada a partir de três medidas para cada material. A precisão dimensional foi conduzida utilizando-se de um troquel metálico. Após o enceramento do padrão de coroa total foi determinada a distância entre a margem gengival da coroa de cera e o ombro do troquel metálico. As medidas para cada revestimento foram realizadas em quatro pontos fixos, equidistantes, em volta do troquel. Após a fundição, limpeza e remoção de irregularidades e nódulos, a coroa fundida retornou ao troquel original, sendo as medidas realizadas da mesma forma que no padrão de cera. A precisão dimensional foi determinada pela discrepância entre a medida original do padrão de cera e a realizada na coroa fundida. O comportamento de expansão térmica dos revestimentos Tai-vest e Rematitan foi similar. A expansão máxima destes revestimentos foi alcançada com temperatura acima de 600°C, 0,8% e 0,7%, respectivamente, mas foram reduzidas a quase zero ou negativa (0,11 a -0,02 - Tai-vest; -0,16 a -0,29 - Rematitan) à temperatura do molde (fabricante). A expansão do revestimento Titavest foi negativa até que temperatura acima de 700°C foi alcançada. A média de expansão à temperatura do molde foi de 0,2 (900°C) e 0,63 (950°C). Quanto à

precisão das coroas de titânio, os revestimentos Tai-vest e Rematitan não apresentaram diferença significativa, 1,558mm e 1,277mm, respectivamente. Melhores resultados de adaptação foram alcançados com o revestimento Titavest, 0,6 (900°C) e 0,151 (950°C). Os autores destacaram que estes índices superiores de precisão são devidos à leve reação deste revestimento com o titânio fundido, permitindo a mensuração da adaptação marginal na peça “bruta de fusão”, sem necessidade de artifícios para remoção da  $\alpha$ -case, que pode comprometer a obtenção de valores reais de precisão dimensional.

De acordo com Kern & Thompson,<sup>23</sup> em 1994, a cobertura da superfície do titânio com sílica melhora sua união químico-mecânica. O jateamento é recomendado como um pré-tratamento à cobertura térmica de sílica (Silicoater MD) ou como parte do processo de cobertura de sílica triboquímica (Rocatec). Os autores avaliaram a perda de volume da superfície de titânio puro durante o processo de jateamento e caracterizaram as mudanças na superfície e na sua composição usando microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia de energia dispersiva de raios-X. A perda de volume foi similar aos valores reportados para ligas de metais não nobres e não foi crítica para o ajuste clínico das restaurações. Partículas de alumina encontradas fixadas no titânio após o jateamento e o conteúdo de alumina aumentou de 27,5-39,3% massa. Seguindo o processo triboquímico, uma camada de pequenas partículas de sílica permaneceu na superfície, aumentando o

conteúdo de sílica de 17,9-19,5%massa. A limpeza em ultrassom removeu a alumina solta ou partículas de sílica da superfície, resultando em apenas leve diminuição do conteúdo de alumina ou sílica, sugerindo uma firme fixação da maioria da alumina e da sílica na superfície de titânio. O conteúdo de sílica da amostra jateada aumentou apenas levemente (1,4%massa) após o processo de cobertura térmica. A camada de sílica empregada por estes métodos de cobertura diferiu grandemente em ambos, morfologia e espessura. De acordo com autores, estes resultados fornecem uma base para explicar o modo de falha adesiva nos testes de resistência de união e para desenvolver métodos para otimizar a união a resinas. Finalizaram afirmando que clinicamente, a limpeza em ultrassom do titânio jateado ou coberto com sílica triboquimicamente deve aumentar a união à resina, uma vez que partículas da superfície são removidas sem promover mudanças relevantes na composição.

Em 1995, Hutton & Marshall<sup>18</sup> investigaram a expansão térmica de revestimentos fosfatados após a expansão de presa de 1 e 24 horas tendo o pó misturado ao líquido especial. As proporções utilizadas foram: material I - 11cc de água/60mg de pó e 11cc de líquido especial/60mg pó; material II – 11cc de água/65mg de pó, e 11cc de líquido especial/65mg de pó e no material III – 9,5cc de água/60mg de pó e 9,5 de líquido especial/60mg de pó. O pó foi então adicionado ao líquido espatulados à vácuo por 20 segundos e vertidos dentro do molde. Todas as amostras tomaram presa em temperatura ambiente ao ar por 1 e 24

horas. Após a mensuração da expansão de presa as amostras foram removidas de seus moldes e saturadas em temperatura ambiente com água destilada para reduzir a ocorrência de trincas durante o aquecimento. As amostras de 39mm em altura e 20mm de diâmetro foram posicionadas no dilatômetro e aquecidas na taxa de 4°C/minuto até a temperatura próxima a 900°C. Para cada amostra foram realizadas duas medições durante o ciclo de expansão térmica em 700°C e em 800°C, sendo para cada condição experimental realizadas três réplicas resultando em 36 amostras e 72 observações. O material I registrou a maior expansão térmica, enquanto o material II apresentou menor expansão térmica. A mistura dos materiais com seus líquidos especiais resultam em elevadas expansões térmicas. O material III registrou o maior efeito da mistura com líquido e o material I o menor. Esses resultados foram relacionados ao baixo conteúdo de sílica no líquido especial do material I, compensado pelo maior conteúdo de sílica no pó, comparado com os outros materiais avaliados. O aquecimento dos materiais até 800°C não resultou em maior expansão.

Syverud & Hero,<sup>47</sup> em 1995, avaliaram o preenchimento do molde relacionado à permeabilidade ao gás e as razões para diferentes permeabilidades de quatro revestimentos comerciais. O padrão de cera consistiu de uma prótese de cinco elementos com duas coroas cilíndricas (6 mm de diâmetro) como retentores e três pânticos. Os moldes foram obtidos com quatro revestimentos (Bellavest T – Bego,

Rematitan Plus – Dentaurum, Titavest CB – J. Morita Co., Titanium Vest – Ohara Co.), que foram aquecidos de acordo com as recomendações de cada fabricante e resfriados à temperatura ambiente antes de serem levados à máquina de fundição de duas câmaras. O preenchimento das margens das duas coroas (com ângulo de 30º) foi medido pelo registro do grau de deficiência (índice de deficiência) em reproduzir toda a extensão da margem. A pressão de argônio na câmara de fusão e do molde obtida após as fundições foi de: 1) Bellavest T: 400 e 1 Torr; 2) Rematitan Plus: 600 e 85 Torr; 3) Titavest CB: 600 e 150 Torr e 4) Titanium Vest: 600 e 85 Torr, respectivamente. Isto mostra a substancial diferença na permeabilidade do gás. O preenchimento inadequado de todos os moldes foi observado apenas para o revestimento Bellavest T, com a menor permeabilidade ao gás argônio. Para os outros três revestimentos o preenchimento dos moldes foi adequado, entretanto, algumas diferenças puderam ser detectadas nas margens. O revestimento Titavest CB apresentou uma média de índice de deficiência de 131µm, comparável à da liga de ouro tipo IV. Os revestimentos Rematitan Plus e Titanium Vest tiveram uma média de índice de deficiência para as coroas cilíndricas de 170 e 200µm, respectivamente, similar à média encontrada para a liga de Ni-Cr, 150-200µm. Os melhores resultados obtidos pelo revestimento Titavest CB foram atribuídos às partículas de MgO que apareceram, ao exame de microscopia eletrônica de varredura, altamente aglomeradas,

causando muitas fendas bem como pequenos poros esféricos, permitindo assim uma satisfatória permeabilidade do gás argônio.

Syverud et al.,<sup>48</sup> em 1995, avaliaram a qualidade da fundição da liga Ti-6Al-4V, comparada à do titânio puro, realizada em estudo prévio, utilizando uma prótese de cinco elementos com uma coroa cilíndrica em cada extremidade, sendo a fundição realizada numa máquina de duas câmaras. Após a fundição, com diferença de pressão entre as duas câmaras, (600 e 150 Torr, respectivamente), o molde permaneceu à temperatura ambiente. O grau de preenchimento do molde foi avaliado para determinar a extensão da perda acumulada na margem das coroas (em  $\mu\text{m}$ ) determinada em quatro posições das margens selecionadas aleatoriamente. Foram examinados dois aspectos adicionais: a densidade da prótese fundida e sprue, por meio de picnometria, bem como a porosidade interna utilizando radiografias. Microestrutura da liga de Ti-6Al-4V fundida, bem como do titânio puro fundido, do estudo prévio sob as mesmas condições, foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e espectroscopia de energia dispersiva (EDS). Os resultados do estudo mostraram que a média dos valores para deficiência das margens das coroas enceradas foi de 82  $\mu\text{m}$ , sendo menores que as coroas fundidas de titânio puro. Fotografia mostrou que as margens das coroas da liga foram claramente mais rugosas que as do Ti puro. Quando combinadas às informações das fotografias das margens e dos índices de deficiência, as diferenças entre

os dois materiais foram consideradas relevantes. Com relação à densidade, a liga fundida foi menos densa, indicando alta porosidade, particularmente no sprue. Comparando as radiografias de fundições similares de titânio puro, os poros da liga foram maiores e em maior número. Medidas de dureza Knoop da superfície e da camada interna revelaram aumento de dureza para uma profundidade de 60 $\mu$ m-80 $\mu$ m.

Chai & Stein,<sup>7</sup> em 1995, avaliaram a porosidade produzida por quatro diferentes configurações de sprues e a adaptação marginal, variando a temperatura do molde. A análise da porosidade foi realizada por meio de radiografias, tendo quatro desenhos de sprues: (1) três sprues de 3,2mm fixados ao padrão de cera e afunilados até o ponto de fixação com barra de 4,1mm colocada paralela ao padrão; (2) três sprues cilíndricos de 3,2 mm com constrição no terço médio, fixados ao padrão de cera, e afunilado até a fixação com a barra paralela; (3) sprue cilíndrico único fixado ao padrão de cera; (4) três sprues cilíndricos fixados diretamente ao padrão. Para as fundições foi utilizado o revestimento à base de alumina-magnésio, sem sílica, (Titavest CB, J Morita Co.) e a máquina de fundição Cyclarc (J. Morita Co.). Para a avaliação da exatidão da adaptação marginal com instrumento de medida portátil (Nikon Measurescope MM-11, Nikon Inc.) equipado com monitor de vídeo (Hitachi VM-920, Hitachi Denshi), foram utilizados moldes com 3 diferentes temperaturas (A-910, B-920 e C-930°C) e a liga ouro-paládio (D) como grupo controle. Quanto à porosidade não houve diferença

significante entre os desenhos de sprue, sendo que o desenho com 3 sprues de 4,1 mm (tipo 4) produziu menos porosidades. A discrepância marginal do grupo controle demonstrou superioridade ao titânio: A –  $39,7 \pm 13,0 \mu\text{m}$ ; B –  $43,2 \pm 11,0 \mu\text{m}$ ; C –  $51,9 \pm 13,0 \mu\text{m}$ ; D –  $29,9 \pm 10,8 \mu\text{m}$ . Entre os grupos de titânio, as fundições com moldes de 910 e 920°C exibiram significativamente menos fendas marginais que os moldes com maior temperatura, 930°C. Os autores concluíram que o titânio pode ser usado para fundições de próteses parciais fixas quando apropriados enceramento e regime de fundição forem seguidos.

De acordo com Wang & Fenton,<sup>55</sup> em 1996, a evolução da aplicação do titânio para implantes médicos e dentais tem aumentado grandemente nos últimos anos devido à sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão, e desejáveis propriedades físicas e mecânicas. O titânio comercialmente puro é disponível em quatro diferentes graus (graus I a IV), dependendo do grau de incorporação de oxigênio, nitrogênio, hidrogênio, ferro e carbono durante os procedimentos de purificação. Quanto às ligas, a mais comumente usada é a Ti-6Al-4V. Três diferentes tipos de sistemas de fundição especialmente desenvolvidos para o titânio são disponíveis no momento: sistema de fundição pressão/vácuo com separação da câmara de fusão e câmara de fundição (Castmatic, Dentaurem); sistema pressão/vácuo com uma câmara para fusão e fundição (Cyclarc, J. Morita) e um sistema vácuo/centrífuga (Tycast, Jeneric/Pentron e Titaniumer, Ohara). Análise

radiográfica por imagem apontou o método de fundição por centrífuga com os melhores resultados, comparados aos sistemas por diferença de pressão que apresentaram fundibilidade similar. Estudos mostram que a ductibilidade e importantes propriedades do titânio puro e da liga Ti-6Al-4V são consideravelmente alteradas pela fundição. Quanto ao efeito do material de revestimento na fundição de Ti, revestimentos convencionais tiveram uma forte reação com o titânio e grau zero de expansão para compensar a contração do metal na temperatura do molde (200°C). O titânio reagiu levemente com um novo material de revestimento à base de  $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-MgO}$ , que teve a melhor compensação para a contração do titânio. Estudos que avaliaram a porosidade, concluíram que a fundição de titânio feita sob pressão de 50 mmHg de argônio foi significativamente mais porosa que a fundição sob uma pressão de 400 mmHg, revelando ainda que a porosidade é reduzida quando um sprue individual e largo é usado. Como alternativa à fundição pela cera perdida, o sistema Procera (Nobelpharma), aplicado ao titânio usinado, foi desenvolvido para fabricação de coroas e prótese parcial fixa. Estudos de acompanhamento de 2 anos têm mostrado propriedades clínicas excelentes ou satisfatórias para a superfície e cor, e satisfatória para integridade marginal.

Em 1996, Nakajima & Okabe<sup>33</sup> fizeram uma revisão sobre titânio para prover informações sobre o estado corrente das pesquisas de titânio em odontologia nos Estados Unidos. A história do uso do titânio como um biomaterial começou há 50 anos. Em 1940 o titânio foi

implantado em animais juntamente com outros materiais metálicos que foram usados para aplicações cirúrgicas. Eles relataram que o titânio é bem tolerado devido à excelente resistência à corrosão. Em 1959 foi proposto usar uma máquina de fundição centrífuga com indução de aquecimento, e uma câmara à vácuo para fundição de implantes de titânio. Por volta de 1977 que fundições experimentais de coroas e próteses removíveis de titânio foram finalmente feitas por indução à vácuo. Esta liga foi escolhida por apresentar temperatura de fusão menor do que a do titânio puro, e assim ter menor oxidação durante a fusão e fundição. Pesquisas continuaram e entre as mais notáveis foi a construção de uma máquina de fundição por indução de argônio e à vácuo em 1985. Mais tarde foram desenvolvidas pesquisas sobre as propriedades dos revestimentos comerciais para titânio, e foram relatadas reações complexas do revestimento que continha cristobalita, essa reação foi minimizada nos materiais contendo sílica como o Rema Exakt. Também foi incorporado pó de zircônia no revestimento, que aumentou a expansão. Em 1991, examinaram o efeito de dois revestimentos comerciais na precisão de fundição de titânio puro e usando diferentes tipos de cadinho, e notaram que os diferentes tipos de revestimento afetaram significativamente a adaptação de restaurações MOD, mas os tipos de cadinho usados não. Também foi examinada a permeabilidade de vários revestimentos incluindo dois revestimentos comerciais para fundição de titânio e observaram diferenças significantes nos níveis de

permeabilidade entre os materiais. Outras pesquisas foram realizadas sobre titânio, por volta de 1984, iniciaram o desenvolvimento de ligas de titânio com menor temperatura de fusão, resistente à corrosão, biocompatíveis, equivalentes ao Ti c.p. Além de analisarem as propriedades mecânicas, fusibilidade e comportamento eletroquímico do titânio puro e da liga de Ti6Al4V, iniciaram pesquisas experimentais de adesão da porcelana ao titânio e à liga. Outros estudos foram feitos pelo exame de raios X para avaliar bolhas internas nas fundições de titânio.

Oda et al.,<sup>34</sup> em 1996, destacaram que a seleção de revestimentos adequados para a fundição de titânio é crítica porque a camada de reação da superfície afeta grandemente suas propriedades mecânicas. Os autores analisaram a zona de interface do titânio fundido obtido de vários revestimentos e examinaram a relação entre a camada de reação da superfície e a dureza. Discos de titânio (n=8) (20mm de diâmetro e 1mm de espessura) foram fundidos usando oito sistemas de fundição e revestimentos para fundição de titânio: dois à base de alumina (T-invest, CD-titan), dois à base MgO (Titanmold, Titavest MZ), três à base de zircônia (Asahinvest-D, Titaniumvest EX, Tycast TM) e um à base de magnésio (Selevest CB). A dureza Vickers foi testada em intervalos de 50µm da superfície a 0,5mm de profundidade. A seção-cruzada foi observada metalurgicamente, e a medida da camada de reação foi conduzida sob um EPMA. A dureza da superfície variou de 312 a 624 VHN e foi significativamente diferente entre os revestimentos. A

espessura da camada de reação, rica em O, Si, Al, Zr, Mg e P, variou de 10 a 60 $\mu$ m. Nenhuma correlação foi observada entre a espessura da camada de reação e a dureza. Entretanto, as amostras fundidas com revestimentos à base de alumina e zircônia apresentaram maior dureza que os revestimentos à base de spinel e magnésia a 500 $\mu$ m. Embora a energia livre de formação dos óxidos metálicos de alumina e zircônio foi menor que a de titânio, estes dados sugerem que a sílica, alumina e zircônia foram reduzidas pelo contato com o titânio fundido. Conseqüentemente, silício, alumínio e zircônio difundiram para o interior das fundições de titânio e mudaram suas propriedades mecânicas.

Chan et al.,<sup>8</sup> em 1998, avaliaram o efeito do número e posição dos sprues na discrepância de margem de coroas de titânio. Sobre um troquel de aço inoxidável foram enceradas coroas com 7 mm de diâmetro na base, 6 mm de altura e margem cervical com ângulo de 30°. Foram avaliados dois grupos de fundições: (1) um sprue centrado na oclusal do padrão de cera e (2) dois sprues colocados na oclusal do padrão alinhados axialmente. Os sprues apresentaram uma porção reta com 5 mm e uma de 10 mm com ângulo de 45° voltado para a parede do anel de fundição. Em ambos os grupos foi encerado uma área de escape de 18 medidas com uma margem de 2 mm até o topo do padrão, sendo utilizado para as inclusões revestimento aglutinado por fosfato (Ohara Titanium Vest for Crowns, Ohara Co.), e a fundição realizada numa máquina de centrífuga vertical com arco elétrico/argônio. As margens

resultantes das fundições foram examinadas por um método indireto usando técnica de moldagem, sendo examinadas, em microscópio de 50X, seis posições da margem circular com distâncias padronizadas. Dentro de cada grupo não houve diferença significativa na discrepância de margens entre as seis posições. O grupo com duplo sprue apresentou significativamente menos discrepância de margem ( $32,1 \pm 12,8 \mu\text{m}$ ), que o grupo com sprue simples ( $49,6 \pm 16,4 \mu\text{m}$ ). Os baixos valores de discrepância obtidos nas proximidades das áreas de ventilação confirmam o efeito positivo destas áreas na configuração do sprue. Os autores destacaram que esses valores são semelhantes ou, em alguns casos, melhores que os apresentados por ligas de ouro tipo III e ligas de paládio-prata, reportados em estudos prévios.

Wang et al.,<sup>56</sup> em 1998, propuseram estudar a interface de reação entre o Ti fundido e o material do molde com e sem uma camada de óxidos em elevada temperatura. Foram empregados microscopia eletrônica de varredura (SEM) e espectroscopia por energia dispersiva de raios X para avaliar a efetividade da camada de óxidos. As amostras apresentavam-se em forma de hastes de plástico de 6mm de diâmetro e 50 mm de comprimento que foram fundidas em titânio c.p. Foram empregados nesse estudo um revestimento convencional (Prevest), um revestimento específico para titânio (Tycast) e uma camada de óxidos experimental (Óxidos de Ítrio). O primeiro grupo das amostras foi incluído em revestimento fosfatado em moldes cilíndricos. No segundo

grupo, os padrões plásticos foram cobertos com uma camada de Tycast na proporção de 5:1 em massa usando um pincel para aplicar a camada sobre os corpos-de-prova, aguardou-se duas horas antes de incluir os padrões em molde cilíndricos com o revestimento Tycast. No terceiro grupo os corpos-de-prova foram pulverizados com Óxido de Ítrio em um dos lados do padrão, o outro lado não recebeu a camada de óxido, em seguida os corpos-de-prova foram incluídos com Tycast. Aguardou-se 24 horas, e os blocos a seguir foram levados ao forno e aquecidos à 250°C por 60 minutos, 600°C por 60 minutos e finalmente 1000°C por 30 minutos numa taxa de aquecimento de 5°C/min. Uma máquina para fundição de titânio pelo sistema Tycast foi usada para fundir o Ti c.p. Após a fundição, os corpos-de-prova foram cuidadosamente removidos do bloco de refratário para preservar a interface Ti-Molde. As amostras foram embebidas em resina epóxi, em seguida polidas com pasta diamantada, e limpas com solução detergente para em seguida realizar a análise pelo SEM e EDS. Os resultados mostraram que camadas de 7 a 10 µm de espessura foram formadas durante as fundições de titânio com um revestimento convencional, além disso, uma menor interface de reação ocorreu quando camadas de zircônia e ítria foram usadas como barreira de difusão para prevenir a reação do titânio fundido com um revestimento tradicional, contudo o uso dessas camadas não evitam que o oxigênio se dissolva na camada superficial do titânio. As partículas da camada de

óxidos de ítrio foram atraídas para a camada superficial do titânio fundido, minimizando a camada de reação.

Low & Mori,<sup>27</sup> em 1999, estabeleceram um modelo estatístico para a relação entre os valores de expansão térmica (TE) de dois revestimentos (Titavest CB e T-invest CB) e a precisão dimensional de coroas totais de titânio fundido. As medidas de TE foram realizadas em espécimes cilíndricos (5x20mm) por meio de um dilatômetro. A precisão dimensional foi conduzida utilizando-se de um troquel metálico. Após o enceramento do padrão de coroa total foi determinada a distância entre a margem gengival da coroa de cera e o ombro do troquel metálico. As medidas em dez padrões para cada revestimento foram realizadas em quatro pontos fixos em volta do troquel. Após a fundição, limpeza e remoção de irregularidades e nódulos, a coroa fundida retornou ao troquel original, sendo realizadas as mesmas medidas do padrão de cera. A precisão dimensional foi determinada pela discrepância entre as duas medidas para cada ponto, e a média foi calculada de quatro medidas para cada coroa. A análise de regressão linear foi feita usando todos os dados de precisão coletados de cada coroa e os valores médios de TE de cada revestimento. Uma discrepância média de 151µm foi obtida para o revestimento Titavest CB, que apresentou uma TE de 0,63%. O revestimento T-invest CB com TE de 0,64% mostrou uma reduzida compensação, resultando numa discrepância média de 315,51 µm. Isto sugere que a alta expansão de presa do T-invest CB (0,66%) teve pouca

contribuição para compensar a contração de fundição do titânio. Os autores finalizam que o elevado coeficiente de correlação ( $R=0,87$ ) obtido na análise de regressão demonstra uma forte evidência de relação positiva entre os valores de expansão térmica e precisão dimensional.

Em 1999, Papadopoulos et al.<sup>37</sup> realizaram um estudo detalhado da zona de contaminação com Si, P, O nas fundições de Ti, e analisaram as fases que a formaram na superfície de fundição, por meio de microscópio óptico e microscópio eletrônico de varredura, assim como espectroscopia por energia dispersiva. Duas séries de padrões de cera (A e B) foram preparados para fundição de Ti c. p., o padrão cilíndrico apresentava 3 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento. Os padrões da série A foram incluídos diretamente no revestimento convencional a base de  $\text{SiO}_2$  (fosfatado), e os da série B foram cobertos com uma camada de  $\text{ZrO}_2$  antes de ser incluído com o mesmo material fosfatado. Os moldes foram aquecidos de acordo com as instruções do fabricante, resfriado a  $450^\circ\text{C}$  e transferidos para a máquina de fundição. Após a fundição, o revestimento foi removido da superfície do Ti com jateamento de óxido de alumínio e as amostras foram preparadas para análise metalográfica que consistiu de: 1- inclusão em resina epóxica, 2- polimento em lixa de granulação de 220 a 1200, 3- polimento com pasta diamantada, 4- limpeza ultrasônica por 5 min, 5- ataque ácido com 2 ml de HF e 98 ml de ácido oxálico. A seguir a análise foi realizada em microscópio óptico e microscópio eletrônico de varredura. Os resultados da análise química e

difração por raio X mostraram que o Si, P e O foram os responsáveis pela contaminação das fundições de Ti. No grupo A houve alta reatividade entre o Ti e o revestimento, o que não ocorreu com o grupo B. A análise de espectroscopia por energia dispersiva revelou a existência de várias fases nas amostras A como resultado da reatividade entre o refratário e o metal numa profundidade de 100 $\mu$ m e não foram encontrados as mesmas fases nas amostras B. Na microscopia óptica, observou-se que as amostras A apresentavam superfícies rugosas, além da camada de contaminação com várias fases, numa profundidade de 100  $\mu$ m. As amostras A apresentaram três fases: 1 – fase  $\alpha$ -Ti com alto conteúdo de O; 2 – fase  $\beta$ -Ti com notável conteúdo de Fe, Si e Cr; 3 – fase Ti-Si que consistia de uma mistura de  $Ti_5Si_3$  e  $Ti_3Si$ . Do ponto de vista clínico, a zona de contaminação é inaceitável e para eliminá-la a camada de  $ZrO_2$  atuou como uma barreira entre o revestimento e o metal líquido, e fundições limpas sem contaminações foram obtidas.

Oruç & Tulunoglu,<sup>36</sup> em 2000, avaliaram a adaptação marginal e a interna de restaurações metalocerâmicas e estruturas confeccionadas com uma liga de Ni-Cr (Remanium CS) e com titânio comercialmente puro (Rematitan). Trinta e dois segundos pré-molares intactos foram preparados apresentando superfície axial com 15° de convergência, 5mm de altura e chanfro com 1mm de largura. Das dezesseis estruturas fundidas para cada metal, oito foram usadas diretamente para medida da adaptação, enquanto nas oito estruturas

restantes foram aplicadas duas camadas de opaco, duas camadas de porcelana de dentina e glaze, seguindo as orientações dos fabricantes. As mensurações foram realizadas em três pontos para a adaptação marginal e três pontos para a adaptação interna, por meio de MEV com 40x de aumento. Os resultados mostraram que as adaptações marginal e interna das estruturas de Remanium CS foram melhores que as de Rematitan, entretanto, não foi detectada diferença substancial entre os grupos após a aplicação da porcelana. Os autores destacaram que apesar das adaptações marginal e interna do Rematitan terem sido inferiores ao Remanium CS, foram clinicamente aceitáveis.

Soo et al,<sup>43</sup> em 2001, avaliaram a expansão de presa e térmica de seis revestimentos com o ciclo de aquecimento usado para “super plastic forming” (SPF) e comparar a expansão total com o coeficiente de expansão térmica da liga Ti6Al4V para determinar a precisão de adaptação e determinar qual dos revestimentos testados quando usado em SPF poderiam dar uma perfeita adaptação. Para medir a expansão de presa foi empregado um dispositivo que consistia de uma canaleta em forma de U com 100 mm de comprimento e na extremidade final do qual foi conectado um relógio comparador. Cada revestimento foi manipulado, com as proporções de pó, líquido especial e água de acordo com as recomendações do fabricante. A mistura foi vertida até preencher o nível superior da canaleta e aguardou-se a presa dos revestimentos em temperatura ambiente por uma hora para o Croform, Rema Exakt,

Rematitan Plus, Fujivest e duas horas para o Selevest D e DM quando foi feita a leitura no transdutor de deslocamento. A expansão térmica nos revestimento foi realizada pelo Ceram Research. O equipamento de teste consistia de um forno dentro do qual foi fixado um tubo e uma haste de sílica móvel ligado ao transdutor. O corpo de prova de 75x10x10 mm<sup>3</sup> foi colocado dentro do tubo de sílica e quando o revestimento expandia empurrava a haste de sílica que registrava a porcentagem de expansão via controlador. A temperatura de aquecimento para o teste de Expansão Térmica foi determinada pelo Departamento de Odontologia de Biomateriais o qual consistiu de um aquecimento linear de 5°C/min até 900°C por 30 minutos. O teste de expansão térmica foi realizado na liga Ti6Al4V, a taxa de aquecimento foi de 15°C/min. Um outro experimento foi realizado nesse estudo para determinar se a expansão de presa do Rema Exakt, e GC Fujivest poderiam ser menores do que a expansão total e assim igualarem-se à expansão térmica do Ti6Al4V (0,92%) pela variação da concentração de líquido especial. Então três amostras de Rematitan, Rema Exakt e GC Fujivest foram manipuladas nas concentrações de 0, 25, 50, 75 e 100% de líquido especial e a expansão térmica foi registrada. Os resultados mostraram que o Rema Exakt apresentou maior expansão total de 1,77% enquanto o Selevest D apresentou a menor com 0,40%. O resultado do teste usando diferentes proporções de Rematitan Plus e GC Fujivest na concentração de 0% não houve expansão, enquanto que, para o Rema Exakt foi aproximadamente de 0,2%, a expansão foi aumentando

gradativamente ao passo que aumentou a concentração do líquido especial em todos os revestimentos. O Rematitan Plus resultou em fundições com menor alteração dimensional com discrepância de adaptação de 12 $\mu$ m, isso sugeriu que apenas o Rematitan Plus poderia resultar em fundições clinicamente aceitáveis.

Stoll et al.,<sup>45</sup> em 2001, avaliaram a adaptação marginal de coroas parciais de titânio puro e de uma liga de ouro após duas técnicas de cimentação. Quarenta molares humanos extraídos recentemente foram preparados para coroas parciais e divididos aleatoriamente em quatro grupos. Dois grupos foram restaurados com coroas parciais de liga de metal precioso Degulor M. As coroas de ambos grupos foram cimentadas com o cimento de fosfato de zinco Fixodont. Em um dos grupos as margens da restauração foram adicionalmente brunidas com instrumento manual durante a fase de presa do cimento. Os outros dois grupos foram restaurados com coroas parciais de titânio Rematitan, cujos procedimentos de cimentação foram similares aos empregados para a liga de ouro. A adaptação marginal foi avaliada pela análise marginal quantitativa usando microscopia eletrônica de varredura com 100x de aumento. Como critério para a análise marginal quantitativa foram definidas cinco classes de níveis de desadaptação: (A) discrepância marginal menor que 50 $\mu$ m; (B) discrepância marginal de 50-100 $\mu$ m; (C) discrepância marginal maior que 100 $\mu$ m; (D) margem da coroa sobre-estendida; (E) não calculado. Em cada classe a distância vertical da

margem da coroa à borda do preparo foi determinada. Pelos resultados notou-se diferença clara entre os dois metais avaliados. As coroas parciais de metal precioso apresentaram uma porção significativamente maior de qualidade marginal A, enquanto as coroas de titânio puro mostraram significativamente mais qualidade de margem B e D. A técnica de cimentação com brunimento manual não proporcionou melhora significativa na qualidade de adaptação marginal em ambos grupos de materiais. Os autores concluíram que coroas parciais de titânio, apesar de não terem alcançado o nível de adaptação da liga de metal precioso, sob condições ótimas, podem ser produzidas com uso clínico aceitável.

Jang et al.,<sup>21</sup> em 2001, compararam a precisão de fundição e microestrutura de superfície de estruturas de prótese parcial removível de Ti c.p. e liga de Co-Cr. Foram confeccionadas 20 estruturas superiores (Classe II, divisão 1 de Kennedy), com Ti c.p. grau IV (10) e com liga de Co-Cr (10). Conector maior em forma de lâmina no palato, retentor direto, apoios oclusais e uma estrutura em malha como sela, foram incluídos no desenho da Prótese Parcial Removível. Para o Ti c.p., foi usado o revestimento Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Germany) e a fundição realizada no sistema Rematitan (Dentaurum, Pforzheim, Germany). Para a liga Co-Cr, foi utilizado o revestimento Optivest (Degussa, Hanau, Germany) e a liga Biosil (Degussa). Após a fundição das estruturas o ajuste geral e a morfologia da superfície foram testados. Para descrição quantitativa da microestrutura uma análise de

rugosidade foi realizada com microscópio de força atômica (AFM) em quatro posições arbitrárias na lâmina palatina de todas as estruturas. A porosidade foi observada com equipamento radiográfico e a microporosidade foi estudada com uma lente de 100X. Diante dos resultados obtidos, os autores puderam tirar as seguintes conclusões: (1) o ajuste clínico e a reprodutibilidade de detalhes das estruturas de Ti c.p. e Co-Cr foram comparáveis e (2) o Ti c.p. tem características clínicas desejáveis para uso em estruturas convencionais de próteses parciais removíveis.

Contreras et al.,<sup>10</sup> em 2002, compararam a adaptação marginal de coroas de Ti c.p. e liga de Ti6Al4V antes e após a eletroerosão, com coroas de PdAg (grupo controle). Quarenta e cinco dentes bovinos foram incluídos em blocos de resina e preparados com 1,5 mm de ombro marginal e ângulo de 8° de convergência axial. Os preparos foram mecanicamente padronizados e 4 pontos de referência diametralmente opostos em 90° foram feitos ao redor da margem com instrumento rotatório. Por meio de silicona de adição obteve-se moldes dos preparos pela técnica da dupla mistura, utilizados para confeccionar troqueis de gesso tipo V (Exadur V). Além dos troqueis de gesso para as coroas à base de Ti, outro troquel em cobre foi obtido pelo depósito de cobre com a superfície externa do molde com pintura metálica dourada (purpurina). As coroas foram enceradas nos seus respectivos troqueis de gesso, o canal de alimentação foi acoplado na cúspide vestibular, e 15

coroas foram obtidas para cada metal. Para as 30 coroas a base de Ti cada padrão de cera foi incluído em revestimento Rematitan Plus e os blocos foram aquecidos em ciclo lento recomendado pelo fabricante. Os padrões de cera das coroas de PdAg foram incluídos em revestimento Deguvest Impar. Após a fundição os corpos de prova foram desincluídos, os canais de alimentação foram cortados, as coroas foram jateadas com óxido de alumínio e as irregularidades internas foram removidas com broca de tungstênio. Para medir a adaptação marginal cada coroa foi recolocada num “jig” de resina acrílica que alinhava a margem da coroa e a margem do dente no mesmo plano para efetuar a leitura. Medidas iniciais das fendas entre as coroas e o dente bovino, foram medidas com microscópio comparador com aumento de 50x. O processo de eletroerosão consistiu de fixação do troquel de cobre com a coroa em posição no aparelho, um eletrodo positivo foi conectado no troquel e o negativo na coroa. Para esse processo, o fio de cobre foi colocado em contato com a purpurina e conectado a uma corrente elétrica negativa, o molde foi submerso em solução de  $H_2SO_4$ , contendo  $CuSO_4 \cdot 5H_2O$  e o pólo positivo foi conectado a outro fio de cobre submergido. Esse processo foi finalizado quando se observava faíscas saírem da margem da coroa. Após essa etapa as coroas foram recolocadas no dente bovino e as medidas foram realizadas como anteriormente. Os resultados mostraram que as coroas de PdAg (45,26 $\mu$ m) e Ti6Al4V (50,80  $\mu$ m) foram melhores do que as coroas de Ti c.p. (83,96  $\mu$ m). Após a eletroerosão a

adaptação das coroas com a liga de Ti6Al4V (24,56  $\mu\text{m}$ ), foi melhor do que nas coroas de Ti c.p. (50,66  $\mu\text{m}$ ), e o grupo controle PdAg (45,26  $\mu\text{m}$ ). As fundições com materiais a base de Ti apresentaram melhores resultados após a eletroerosão.

Em 2002, Luo et al.<sup>28</sup> avaliaram uma nova máquina de fundição e a técnica de inclusão que associa pasta de zirconita aplicada sobre o padrão de cera previamente à inclusão em revestimento fosfatado. Foram estudadas a fusibilidade, a microdureza e estrutura da camada de reação, enfatizando os efeitos da zirconita na composição da camada de reação examinada em EDS. Dez padrões de cera (20 X 20 X 1,5 mm) foram preparados. Cinco padrões foram revestidos com zirconita ( $\text{SiO}_2$ ,  $\text{ZrO}_2$ ) e incluídos com revestimento fosfatado. Os cinco padrões remanescentes foram incluídos diretamente no revestimento fosfatado como grupo controle. Os corpos-de-prova foram aquecidos à temperatura de 850°C por 30 minutos, e resfriados à temperatura ambiente. Para a fundição de titânio grau 2, foi utilizada uma máquina baseada no sistema de centrifugação, vácuo e pressão, regulada com corrente de 260 A e tempo de fusão de 30 segundos. Todas as fundições foram cuidadosamente removidas do refratário e limpas com água em ultrassom. As peças fundidas foram examinadas por raios X, cortadas ao meio, embutidas em resina epóxica, polidas com lixa 600 e partículas diamantadas de 0,25  $\mu\text{m}$ . A microdureza Knoop foi medida de uma extremidade à outra da superfície em intervalos de 25 $\mu\text{m}$  sob carga de

200 gf. A análise das fundições observadas em microscópio eletrônico de varredura (SEM) e a composição da superfície determinada por EDS apresentaram significativa diferença entre os dois métodos. Os resultados do ensaio de microdureza Knoop's mostrou que a espessura da camada de reação do titânio fundido foi significativamente reduzida pela técnica de inclusão com zirconita.

Fonseca et al.,<sup>13</sup> em 2003, avaliaram (1) a adaptação marginal de *copings* de titânio comercialmente puro e ligas de Ti6Al4V e Pd-Ag; (2) a influência dos ciclos de cocção das porcelanas preconizadas no desajuste cervical dos *copings* fundidos em Ti c.p., liga de Ti6Al4V e Pd-Ag; (3) a efetividade de um tratamento térmico de alívio de tensão à temperatura da primeira cocção no desajuste cervical dos *copings* fundidos em Ti c.p. e liga Ti6Al4V e Pd-Ag. Os resultados foram comparados com *copings* confeccionados com liga de Pd-Ag submetidos ao protocolo de queima recomendado para a porcelana. Foram utilizados 50 dentes bovinos com preparos típicos para restaurações metalocerâmicas (altura de 5mm; término cervical em ombro de 90° e largura de 1,5mm; convergência em direção oclusal de 8°), sendo igualmente divididos nos grupos experimentais Ti6Al4V, Ti6Al4V com tratamento térmico (Ti6Al4V TT), Ti c.p., Ti c.p. com tratamento térmico (Ti c.p. TT) e Pd-Ag. Os *copings* em Ti c.p. e liga Ti6Al4V foram fundidos pelo sistema Rematitan (Dentaurum). O aquecimento para alívio de tensões (grupos Ti6Al4V TT e Ti c.p. TT) foi realizado nas inclusões originais à

temperatura do primeiro aquecimento da porcelana (800°C). O desajuste cervical foi medido com auxílio de um microscópio de mensuração (Olympus STM). Os valores de desajuste cervical foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e teste Tukey, com nível de significância de 5%. Os valores médios de desajuste cervical obtidos ao final dos ciclos de cocção foram: 106,78µm para Ti6Al4V, 86,02µm para Ti6Al4V TT, 117,22µm para Ti c.p., 115,71µm para Ti c.p. TT e 98,70µm para Pd-Ag, sem que houvesse diferença estatisticamente significativa entre tais valores. O desajuste cervical dos grupos confeccionados em Ti c.p. e Ti6Al4V não foi influenciado de forma significativa pelo ciclo de cocção da porcelana Vitatitankeramic. O grupo Pd-Ag mostrou alteração estatisticamente significativa após a cocção da porcelana para dentina e *glaze*.

Soo et al.,<sup>44</sup> em 2004, propuseram determinar o efeito de três proporções de líquido especial (30, 50 e 70%) do revestimento Rematitan, e o efeito de cinco temperaturas de fundição (810°C, 840° C, 873° C, 900° C e 927°C) na adaptação de sobreestruturas de implante feitas pela técnica de Superplastic Forming (SPF) com liga de Ti6Al4V. Para o teste de adaptação um padrão de aço foi construído com dois análogos de implante em aço inoxidável com seus centros separados cerca de 8 mm. Em uma placa de plástico com 50 mm de comprimento e 10 mm de largura e 4 mm de espessura foram confeccionado duas perfurações na superfície inferior que acomodaram os pilares do modelo

mestre. Dentro dessas perfurações foi colocada resina e os pilares posicionados, assim essa placa serviu como um Jig para registrar a mesma posição dos pilares ao removê-los. Em seguida obtiveram-se moldes de borracha do tamanho de um anel de fundição, esse envolvia as placas de plástico com os pilares. A seguir, o revestimento foi vertido dentro do molde variando a concentração do líquido especial. Após a presa de 1 hora o bloco de revestimento foi retirado do molde e colocado dentro de um anel de SPF de aço. Sobre o anel de SPF foi acomodado um disco de Ti6Al4V com 2 mm de espessura. A máquina de SPF consistia de indução de aquecimento em 415 V usando 3 fases que promoviam potência e 20 toneladas de pressão hidráulica que abraçavam a extremidade do disco. Com a elevação da temperatura o disco se tornava plastificado (amolecido) e sob pressão o metal moldava o troquel de revestimento. Após a fundição, as peças foram limpas e observou-se que o disco de liga de Ti registrou impressões claras dos pilares na superfície do metal. A seguir, foi medida a distância entre os pilares utilizando um microscópio e por meio de uma equação matemática realizou-se o cálculo, cada padrão foi medido cinco vezes e o modelo mestre 30 vezes. Para os testes de expansão térmica os corpos-de-prova foram de 60 mm de comprimento, 10 mm de largura e 2 mm de espessura e foram aquecidos até 920°C com taxa de aquecimento de 15°C/min. Os resultados mostraram que o método é eficaz e reproduzível. O efeito do uso de diferentes concentrações de líquido especial para os modelos de

revestimento influenciou na adaptação das fundições. As peças obtidas em revestimentos com 30% de líquido especial foram consideradas com um nível de adaptação aceitável. A adaptação da estrutura foi melhorada quando fundida em menor temperatura, porém houve maior precisão de fundição quando empregou a temperatura de 810° C no revestimento com 70% de líquido especial, além disso, a maioria das fundições com Rematitan a 810° C foi capaz de satisfazer o critério de adaptação clínico. A expansão térmica da liga Ti6Al4V apresentou aumento linear numa temperatura acima de 800° C quando houve um crescente aumento da fase  $\beta$  e em temperatura inferior havia predomínio de fase  $\alpha$ .

Em 2004, Lloyd et al.<sup>25</sup> 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 sílica 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 espatulador 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 apresentou um efeito sobre uma maior expansão de presa inicial e menor expansão de presa final.

A proposta de Lloyd et al.,<sup>26</sup> em 2004, foi investigar 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 sachês com o pó e os frascos com o líquido, juntamente com o forro e um anel de aço para fundição. Os testes foram nos padrões da ISO, com um 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.

Em 2004, Hung et al.<sup>16</sup> avaliaram a expansão térmica, discrepância marginal, microdureza, reatividade entre o revestimento e o titânio assim como a ocorrência de porosidade interna pela adição de zircônia no revestimento a base de magnésia. O revestimento Selevest CB foi modificado pela adição de 4% a 6% em massa de zircônia. A expansão térmica foi medida em corpos de prova cilíndricos de 10mm de diâmetro e 50 mm de altura obtidos em moldes de cobre. Após 1 hora da manipulação as amostras foram retiradas dos moldes, e dessecados por um dia e mensuradas em máquina TEM – 1000, aquecidos a 800°C numa taxa de 6°C/min e resfriados a 200°C na mesma proporção. O teste-t foi

empregado para avaliar a diferença entre os materiais nas diferentes concentrações de zircônia. Para medir a discrepância marginal das fundições, cinco corpos de prova foram feitos de cada material utilizando um troquel metálico com preparo MOD com 8 mm de diâmetro, 17 mm de altura e 2 mm de espessura. Após a obtenção dos padrões de cera, a distância separando a margem da inlay em cera e o ombro do troquel foi medida em quatro pontos fixos por meio de um microscópio comparador. Cinco corpos-de-prova foram incluídos em anel de fundição com os revestimentos e levados ao forno elétrico até 850°C numa taxa de aquecimento a 6°C/min, por uma hora (aquecimento rápido), e fundidos a 800°C no Selevest CB puro e 750° C nos grupos Selevest CB modificado. Após a fundição, as peças foram retiradas do revestimento, limpas com ultrassom e água, e separadas do conduto de alimentação com disco diamantado. Cada inlay foi assentada no troquel metálico com uma carga de 5 kgf e ajustadas com o auxílio de carbono spray. A distância separando a margem da inlay fundida ao ombro do troquel metálico foi medida como descrita para o padrão de cera. Para a medida da microdureza, os canais de alimentação foram cortados a uma distância de 3mm do ponto de conexão com a inlay, foram incluídos em resina epóxica e polidos com lixa 600. A leitura da microdureza Vickers, foi realizada a partir de 20µm da superfície externa e em intervalos de 40µm em direção ao centro do corpo-de-prova sob carga de 200 gf. Para a análise da difração de raios X, as fundições, após a limpeza com ultrassom, foram

montadas perpendicularmente para identificar a camada de reação. Para a medida da porosidade interna as fundições de inlay foram radiografadas com aparelho de raios X odontológico que foi posicionado perpendicularmente a 15 cm da superfície oclusal da fundição. Os resultados mostraram que os valores de expansão térmica foram diferentes entre os materiais, no Selevest CB foi 1,12% a 800° C e do Selevest CB modificado houve um aumento da expansão térmica nas concentrações entre 5% e 6% massa e alcançou um pico de 1,62% no grupo de 5%/massa em 759°C. A discrepância marginal das inlays fundidas em Selevest CB apresentou a maior discrepância marginal que foi 43µm fundido a uma temperatura de 800°C e o Selevest CB com 5% massa de zircônia apresentou a menor discrepância marginal com 21µm fundido a 750°C, os testes mostraram que a discrepância marginal foi diferente quando fundido a 800° C entre 5% e 6% massa no grupo de zircônia quando comparado com Selevest CB. A dureza Vickers identificou a extensão da camada de reação, mostrando que a fundição obtida com Selevest CB apresentou maior dureza numa profundidade de 20µm, comparado com os corpos-de-prova fundidos nos revestimentos modificados. As análises XRD demonstraram que com o aumento do conteúdo de zircônia a intensidade relativa da  $\alpha$  – Ti aumentou e do  $\text{TiO}_2$  diminuiu e isso reduziu a porosidade interna das fundições de titânio, devido a alta permeabilidade do refratário, à baixa temperatura do molde e à adição de zircônia.

Ferreira,<sup>12</sup> em 2004, avaliou a expansão térmica dos materiais metálicos titânio c.p. (RMI Company, Ohio, EUA), Co-Cr-Mo-W (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) e Ni-Cr (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) para estimar a contração de fundição do titânio e determinou a expansão de presa e térmica dos revestimentos fosfatados Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), específico para titânio e Rema Exakt (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) e Castorite Super C (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha). Cada concentração de líquido especial foi variada na proporção de (100%, 75% e 50%) em água destilada, com o objetivo de determinar em que concentração de líquido e em que temperatura a somatória da expansão de presa e térmica seriam suficientes para compensar a contração estimada. Para a dilatométrica dos metais padrões de cera com 14mm de altura e 7mm de diâmetro foram obtidos a partir de um padrão metálico, montados em base formadora de cadinho com o conduto de alimentação e incluídos com cada revestimento na concentração de 100%. Os padrões foram incluídos e aquecidos no forno EDG (EDG – Equipamentos, São Carlos, SP). O Ti c.p. foi fundido na máquina Discovery – Plasma (EDG – Equipamentos, São Carlos, SP), e as outras ligas a fundição ocorreu em máquina de fundição centrífuga convencional. Após o polimento, os corpos de prova foram analisados e a expansão térmica foi registrada no Dilatômetro DIL 409 (Netzch) em atmosfera de ar, numa taxa de aquecimento de 10°C/min. O Ti c.p. foi aquecido até 1550°C, o Co-Cr-Mo-W até 1160°C e o Ni-Cr até 1090°C.

Para a medida da expansão de presa, os revestimentos foram misturados com líquido especial e vertidos no molde de silicone (Sigmol) com cavidade de 50mm X 10mm X 10mm. Uma lâmina de vidro e o apalpador (Tesa) foram assentados sobre a amostra e após 2 horas a expansão de presa foi registrada (Se). A distância entre as extremidades foi medida em Projetor de Perfil (Nikon – 6C), e o comprimento inicial (Li) da amostra foi determinado. A expansão de presa (%) foi calculada por:  $(Se/Li) \cdot 100$ . Para o ensaio de expansão térmica, corpos de prova cilíndricos, com 50 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro foram obtidos e levados ao dilatômetro Netzsch Dil 402 PC, à velocidade de 5°C/min. até 800°C, e registrado o percentual de expansão em cada temperatura. Com base nas expansões de presa e térmica, a contração de fundição do titânio foi estimada em 1,56%. Os resultados mostraram que houve diminuição da expansão de presa com a diluição do líquido especial e essa diluição afetou diferentemente a expansão térmica dos materiais. O Rematitan Plus foi o único material que não sofreu influência da diluição do líquido na expansão térmica, além disso, esse material não foi capaz de alcançar a expansão projetada em nenhuma das condições estudadas. O Rema Exakt somente atingiu a expansão de 1,56% na concentração de 100% à temperatura de 620°C, o Castorite Super C apresentou expansão suficiente para compensar a contração do Ti c.p. em todas as concentrações, nas temperaturas 200°C para 50%, 160°C em 75% e temperatura ambiente para a concentração de 100%.

Sartori et al.,<sup>39</sup> em 2004, compararam a adaptação marginal de próteses implanto-suportadas fundidas em Ti c.p. e liga de ouro, antes e após eletroerosão. Foram fundidas cinco próteses parciais fixas de três elementos em ouro e a outras cinco em titânio comercialmente puro (Grau 1). O grau de desadaptação das próteses com os pilares foi avaliado por meio de microscópio óptico, antes e após eletroerosão. As medidas foram realizadas com ambos parafusos apertados (torque de 10N) e com apenas um lado apertado, sendo também avaliado o assentamento passivo das próteses. Os dados foram comparados por meio de análise de variância de dois critérios e teste Tukey ( $\alpha=0,05$ ). Antes da eletroerosão as desadaptações foram significativamente menores no grupo da liga de ouro quando os parafusos foram apertados (Au=12,6±3,0µm, comparado ao Ti=30,1±6,4µm). Quando o lado oposto parafusado foi avaliado, não houve diferença significativa entre a liga de ouro e os grupos de titânio (Au=69,2±24,9µm e Ti=94,2±39,6µm). A eletroerosão produziu significativa redução dos níveis de desadaptação marginal para ambos os grupos em todas as condições. A comparação entre os grupos após a eletroerosão não apresentou diferença significativa quando o lado oposto do parafuso apertado foi analisado, mas a liga de ouro mostrou menor desadaptação quando o lado apertado foi avaliado (Au=12,8±1,4µm e Ti=29,6±4,4µm) e quando ambos parafusos foram apertados (Au=5,4±2,3µm e Ti=16,1±5,5µm). As próteses de titânio, apesar de mostrar maiores níveis de desadaptação

marginal entre as próteses e os pilares que aquelas obtidas com liga de ouro, apresenta redução significativa da desadaptação quando submetida a eletroerosão.

O objetivo de Atwood et al.,<sup>3</sup> em 2005, foi desenvolver um método computadorizado para auxiliar na determinação da forma das fundições de titânio com mínimo de defeitos e comparar os resultados com simulações computadorizadas em fundições experimentais. Os corpos de prova apresentavam forma de cunha e de coroa unitária. Os padrões de cera foram encerados em forma de cunha, incluídos e fundidos em um laboratório de fundição comercial. Os materiais usados foram Ti c.p., Rematitan Plus e a máquina Dentaurum para fundição. Os moldes foram pré-aquecidos a 1000°C, resfriados a 430°C e a fundição realizada. Para determinar a espessura da camada de reação na interface revestimento/metal foi usado um microscópio eletrônico de varredura. A dureza Vickers foi medida usando 50gf de carga em cinco diferentes distâncias da extremidade (1,2mm, 3mm, 5mm, 8mm e 16mm. As características químicas da superfície foram avaliadas usando microanálise por energia dispersiva de raios X (EDX). As peças fundidas que não foram usadas para os testes anteriores, foram polidas com pasta diamantada para evitar a contaminação com SiO<sub>2</sub> e limpas em ultrassom. As áreas examinadas foram: a superfície do revestimento, a superfície do revestimento em contato com a fundição de titânio, e a superfície da fundição que apresentava falha e que não estava em contato com o

revestimento. Modelos de elemento finito foram usados para simular o resfriamento da fundição do molde. A forma da coroa dentária foi produzida usando scanner a laser tridimensional. A forma tetraédrica foi desenvolvida implementando um quadrante simétrico da fundição. A transferência de aquecimento foi realizada usando um macromodelo e o modelo de elemento finito foi acoplado ao código de simulação microestrutural e difusão. A solidificação do titânio foi simulada empregando o micromodelo adaptado ao modelo de solidificação do alumínio incluindo a difusão de hidrogênio e sílica. A impureza da sílica ocorreu devido a reação de aquecimento do Ti com o revestimento. A imagem microscópica mostrou a interface metal revestimento que foi caracterizada por três camadas, a primeira camada tinha uma aparência brilhante e irregularidades na superfície de contato com o molde, a segunda camada tinha estrutura globular e a terceira camada era dendrítica. A 1ª e a 2ª camada resultaram da contaminação com Si e Al enquanto a 3ª camada resultou da contaminação com oxigênio. A contaminação aumentou a dureza Vickers. Partículas pequenas e negras indicavam a presença de Mg no espectro EDX. As imagens do revestimento nas áreas de contato e não contato com o titânio mostraram erosão. A proporção de sílica diminuiu comparada com os outros elementos na área de contato com o metal. Um modelo combinado de microestrutura e macroscopia dos revestimentos e da fundição de titânio

tem sido desenvolvido. O modelo revelou o pico de impureza entre metal e refratário e a quantidade estimada da profundidade da contaminação.

### 3 PROPOSIÇÃO

Em vista do que foi levantado na revisão da literatura os objetivos deste estudo foram:

- Diante da dificuldade de se obter níveis satisfatórios de adaptação marginal com revestimento Rematitan Plus, quando empregado nas condições recomendadas pelo fabricante (100%/430°C), foi proposto avaliar o efeito da concentração do líquido especial (100%, 75% e 50%) e da temperatura do molde (430°C, 515°C e 600°C) do revestimento Rematitan Plus, específico para titânio, na desadaptação marginal de coroas fundidas em titânio comercialmente puro;

- Devido ao alto custo do revestimento específico, Rematitan Plus, propôs-se também avaliar o efeito dos revestimentos alternativos, Rema Exakt e Castorit Super C, na desadaptação marginal de coroas fundidas em titânio, empregando-os nas condições de concentração de líquido e temperatura do molde que apresentaram uma expansão total similar à do Rematitan Plus (grupo controle), na condição recomendada pelo fabricante (100%/430°C).

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 - MATERIAL

Na tabela 1 estão relacionados o metal e os revestimentos estudados.

Tabela 1 – Materiais, produtos comerciais, composição (%) e fabricantes.

Material	Produto comercial	Composição	Fabricante
Metal	Ti c.p. Grau 2	Ti (99,56); Fe (0,18); O (0,15); C (0,08); N (0,02); H (0,007)	RMI Company, Ohio, EUA
Revestimento	Rematitan Plus	SiO <sub>2</sub> (55-75); MgO (10-30); Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (10-25); NH <sub>4</sub> h <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> (5-10)	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
	Rema Exakt	SiO <sub>2</sub> (60-80); MgO (10-30); NH <sub>4</sub> h <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> (10-30); FeO <sub>2</sub> (0-1).	
	Castorit Super C	SiO <sub>2</sub> (60-80); NH <sub>4</sub> h <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> (10-20); MgO (6-19)	

### 4.2 - MÉTODO

#### 4.2.1 - CONFECÇÃO DO TROQUEL METÁLICO

Para determinação da desadaptação marginal das coroas fundidas em Ti c.p. foi confeccionado por usinagem um troquel em aço inoxidável (Fig. 1), simulando um preparo para coroa total de um dente molar com as seguintes características e dimensões: altura do preparo de 6 mm; paredes axiais convergentes para oclusal, com inclinação de aproximadamente 6°; diâmetro da coroa na superfície oclusal de 5,7 mm;

diâmetro da coroa na base cervical de 7,0 mm; ombro cervical com 1,0 mm de largura; superfície oclusal plana. Na base do troquel-padrão, no centro das regiões correspondentes às faces vestibular, lingual, mesial e distal, foram realizadas quatro marcações, onde foram realizadas as mensurações de desadaptação marginal.



FIGURA 1 – Troquel metálico de aço inoxidável com marcação na sua base

#### 4.2.2 - OBTENÇÃO DE TROQUEIS DE RESINA EPÓXICA

Utilizando-se de silicóna de adição (Panasil, Kettenbach GmbH & Co. KG, Eschemburg, Alemanha) e tubos de PVC, o troquel metálico foi moldado (Fig. 2) e o molde obtido vazado com resina epóxica (Epo-Thin, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) que apresenta elevada estabilidade dimensional e resistência ao desgaste. Para cada coroa de titânio foi obtido um troquel individual de resina epóxica (Fig. 3).



FIGURA 2 – Molde de silicona de adição



FIGURA 3 – Troquel de resina epóxi

#### 4.2.3 - OBTENÇÃO DOS PADRÕES DE CERA

Com a finalidade de facilitar a obtenção dos padrões de cera, foi adaptada em torno do troquel de resina epóxica uma matriz metálica de aço inoxidável, em forma de anel, com 8,0 mm de diâmetro interno e 7,5 mm de altura (Fig. 4A).

Após o isolamento do troquel de resina e da matriz metálica com fina camada de vaselina sólida (Chemco Ind. e Comércio LTDA, Campinas, São Paulo), cera verde para incrustações metálicas (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha), foi liquefeita no equipamento Dippy pro (Yeti Dental, Alemanha), que aquece a cera de maneira controlada. Por meio de conta-gotas de pescoço longo a cera foi inserida na cavidade formada pela matriz metálica posicionada sobre o troquel de resina epóxica.

Após a solidificação da cera, que ocorreu em torno de 10 minutos, os excessos que extravasaram a matriz metálica foram removidos com espátula nº 7 (Duflex, S. S. White Artigos Dentários Ltda.,

Juiz de Fora, Brasil) aquecida, e em seguida a matriz foi destacada do troquel de resina. Antes da remoção do padrão de cera do troquel de resina epóxi, as quatro marcações da base do troquel foram transferidas para a superfície axial externa do padrão sem comprometer a região da margem. Estas marcações serviram como referência quando do posicionamento da coroa fundida sobre o troquel de resina, e representaram o local de mensuração da desadaptação marginal (Fig. 4B).

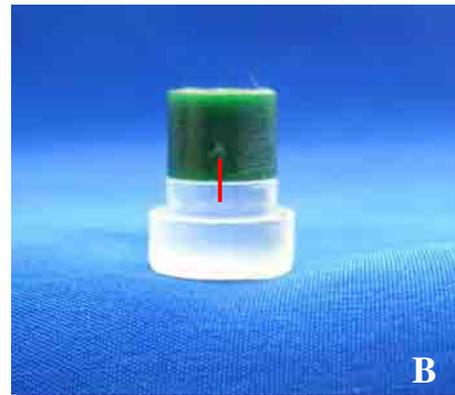


FIGURA 4A - Matriz metálica posicionada sobre o troquel de resina epóxica

FIGURA 4B - Marcação de referência para posicionamento da coroa fundida no troquel de resina

#### 4.2.4 - INCLUSÃO DOS PADRÕES E ELIMINAÇÃO DE CERA

Fio de cera redondo (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) com 4 mm de diâmetro foi utilizado como conduto de alimentação, sendo posicionado em torno de  $45^{\circ}$  com o ângulo áxio-oclusal do padrão de cera. O conjunto foi unido ao vértice do cone formador de cadinho (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim,

Alemanha), de modo que o padrão de cera ficasse a 10mm das paredes laterais e a 10mm da extremidade livre do anel de fundição (Fig. 5A). Em seguida foi aplicado o líquido umectante anti-bolhas (Kota Ind. e Comércio LTDA, São Paulo, São Paulo) em toda a estrutura de cera com pincel pelo de marta nº 165 (Pincéis Tigre S. A., São Paulo, Brasil), e deixado secar sobre a bancada do laboratório. Subseqüentemente, a base foi acoplada ao anel de fundição de silicone nº 3 (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha), que apresenta 70 mm de altura e 42 de diâmetro (Fig. 5B).

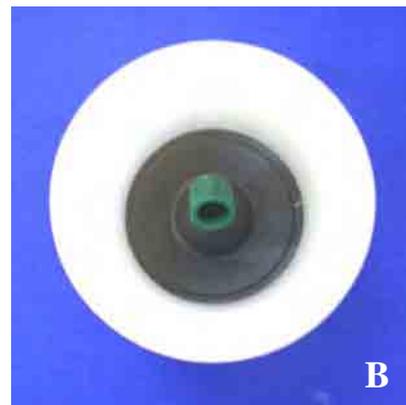


FIGURA 5A – Conjunto, padrões de cera e conduto de alimentação, fixado na base formadora de cadinho

FIGURA 5B – Base posicionada no anel de silicone

O anel foi preenchido com o revestimento apresentado na forma de pó e líquido. Foi utilizada a proporção pó/líquido preconizada pelo fabricante, porém variou-se a concentração do líquido especial. Utilizando-se de uma pipeta graduada foi preparada uma solução com água destilada com as seguintes concentrações de líquido especial: 100%, 75% e 50%. Na tabela 2 estão apresentadas as relações A/P e as

proporções dos líquidos especiais (ml) de cada revestimento para 200 g de pó.

Tabela 2 – Relação A/P e proporções dos líquidos especiais (ml) e água destilada (ml) dos revestimentos para 200 g de pó.

Revestimentos	Relação A/P	Concentrações		
		100%	75%	50%
Rematitan Plus	0,16	32/0	24/8	16/16
Rema Exakt	0,14	28/0	21/7	14/14
Castorit Super C	0,215	43/0	32,3/10,7	21,5/21,5

Após o proporcionamento, para evitar a inclusão de bolhas a espatulação foi realizada à vácuo por 60 segundos no espatulador a vácuo Turbo Mix (E. D. G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil). O preenchimento do molde foi realizado sob vibração (Vibrador VH Softline, VH Equipamentos Médico-Odontológicos e Acessórios LTDA., Araraquara, São Paulo, Brasil) e o anel foi deixado sobre a bancada por 10 minutos antes da remoção do bloco de revestimento. Seguindo as recomendações do fabricante, a eliminação da cera foi realizada após o período mínimo de 40 minutos da inclusão.

A eliminação da cera e a expansão térmica do revestimento foram executadas no forno EDGCON 10P (E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP), programado para executar os ciclos de aquecimento de cada revestimento, seguindo as orientações do fabricante (Tabela 3).

Tabela 3 – Ciclo de aquecimento dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C.

REVESTIMENTOS	RAMPA/ TEMPERATURA	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO/ RESFRIAMENTO	PATAMAR / TEMPERATURA	TEMPO DE PERMANÊNCIA
REMATITAN PLUS	1/Ambiente – 150°C	5°C/min	1/150°C	90 min
	2/150-250°C	5°C/min	2/250°C	90 min
	3/250 – 1000°C	5°C/min	3/1000°C	60 min
	4/1000 – 430°C	5°C/min	4/430°C	60 min
REMA EXAKT	1/Ambiente – 250°C	5°C/min	1/250°C	60 min
	2/150-1050°C	5°C/min	2/1050°C	60 min
CASTORIT SUPER C	1/Ambiente – 250°C	5°C/min	1/250°C	60 min
	2/250-950°C	5°C/min	2/950°C	30 min

Conforme propósito deste estudo variou-se também a temperatura final em que o molde de revestimento foi levado à máquina de fundição. Para o revestimento Rematitan Plus, específico para titânio, foram empregadas as temperaturas de 430°C, recomendada pelo fabricante, 515°C e 600°C.

As duas temperaturas propostas, 515°C e 600°C, foram determinadas a partir das curvas de expansão térmica e de presa do revestimento Rematitan Plus, obtidas no estudo de Ferreira,<sup>12</sup> em que a máxima expansão ocorreu a 600°C, não havendo, portanto, a necessidade de utilizar temperatura mais elevada. Além deste fator, de acordo com a literatura, quanto mais alta a temperatura maior a possibilidade de formar uma camada de reação excessiva na superfície

do titânio.<sup>16,56</sup> Desta forma, foram empregadas as temperaturas de 430°C, recomendada pelo fabricante, uma intermediária, 515°C, e 600°C.

Na tabela 6 estão representados os grupos experimentais do revestimento Rematitan Plus.

Tabela 4 – Grupos experimentais do revestimento Rematitan Plus

Temperatura do molde	Concentração do líquido		
	100%	75%	50%
430°C	G1	G2	G3
515°C	G4	G5	G6
600°C	G7	G8	X

O grupo correspondente à temperatura do molde de 600°C e concentração do líquido de 50% foi eliminado porque no estudo piloto observou-se que o bloco de revestimento não resistia à pressão de argônio da máquina de fundição e fraturava antes da fusão do titânio.

#### 4.2.4.1 - GRUPOS EXPERIMENTAIS DOS REVESTIMENTOS REMA EXAKT E CASTORIT SUPER C

No estudo de Ferreira<sup>12</sup> o revestimento Rematitan Plus, específico para titânio, nas condições determinadas pelo fabricante, líquido especial a 100% e temperatura final do molde de 430°C, atingiu expansão total de aproximadamente 0,8% (Fig. 6). Considerando esta condição como controle, os revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C foram empregados nas concentrações de líquido e temperatura do molde

que também apresentaram uma expansão total de 0,8%, de acordo com as curvas de expansão total, presa e térmica, dos revestimentos (Fig. 6).

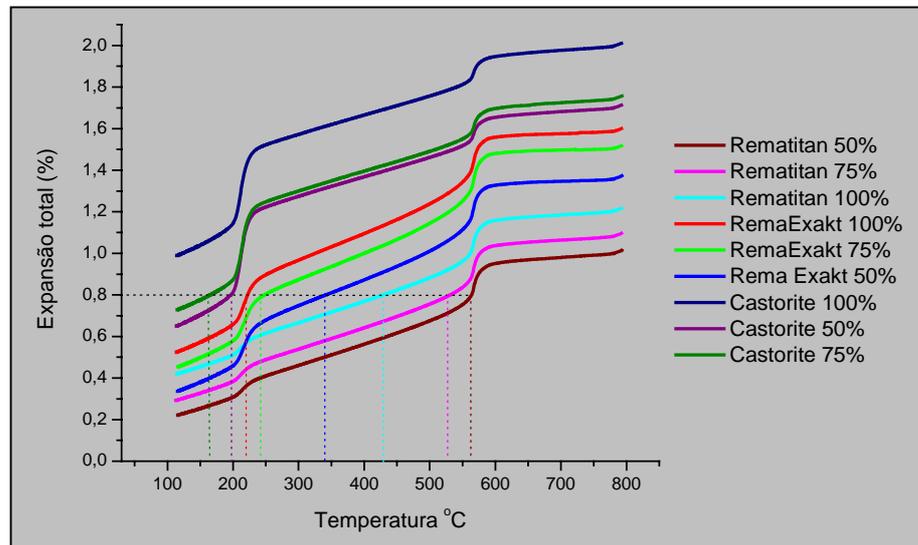


FIGURA 6 – Gráfico de expansão total dos revestimentos, segundo Ferreira<sup>12</sup>

Assim sendo, estão representados na tabela 7 os grupos experimentais dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C com expansão total de 0,8%.

Tabela 5 – Grupos experimentais dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C com expansão de 0,8%,

Revestimento	Concentração/Temperatura		
Rematitan Plus	(grupo controle) RP-100%/430°C		
Rema Exakt	RE1	RE2	RE3
	100%/220°C	75%/240°C	50%/340°C
Castorit Super C	CSC1	CSC2	CSC3
	100%/Temp. ambiente	75%/160°C	50%/200°C

O grupo do revestimento Castorit Super C correspondente à concentração do líquido especial de 50% e temperatura do molde de 200°C foi eliminado porque as fundições não se apresentavam satisfatórias para a análise.

#### 4.2.5. FUNDIÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

As fundições das coroas em Ti c.p. foram realizadas na máquina Discovery Plasma (E. D. G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil). O processo é totalmente automatizado e a fundição ocorre por arco voltaico em atmosfera de gás argônio. A máquina possui duas câmaras: uma superior (câmara de fusão), onde são posicionados o cadinho de cobre e o eletrodo de tungstênio, e uma inferior, para o posicionamento do molde de revestimento (Figs. 7A e 7B).

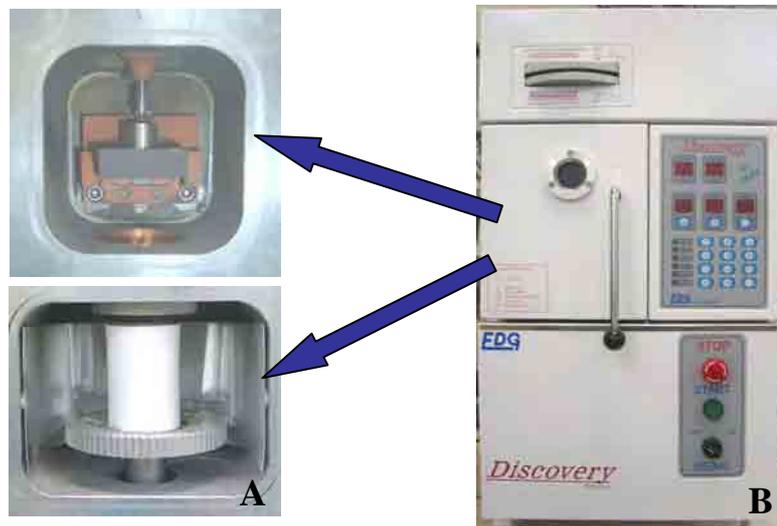


FIGURA 7A – Câmara superior, cadinho de cobre e peça de titânio, e câmara inferior, molde de revestimento

FIGURA 7B – Máquina de fundição Discovery Plasma

O metal fornecido na forma de cilindros de 17 mm de diâmetro e 15 mm de altura, e com massa de 15 g foi colocado no cadinho de cobre a uma distância de 5 mm do eletrodo de tungstênio, usado para produzir o arco voltaico que funde o metal. Após a fusão do metal o cadinho de cobre é automaticamente vertido para baixo, e devido à gravidade e à diferença de pressão entre as duas câmaras, dada pelo argônio, o metal fundido é injetado no interior do molde, localizado na câmara inferior.

Terminado o processo de fundição o molde de revestimento foi imerso em água para resfriamento rápido, procedendo-se em seguida à desinclusão com martelo pneumático (VH Equipamentos Médico-odontonológicos e Acessórios LTDA., Araraquara, São Paulo, Brasil). Para cada condição do experimento foram obtidas 8 coroas de Ti c.p.

#### **4.2.6. ACABAMENTO, LIMPEZA E AJUSTE INTERNO DAS COROAS DE Ti c.p.**

As coroas íntegras, com margens completas, foram separadas dos condutos de alimentação utilizando-se motor elétrico (Micro-motor LB 2000, Beltek Ind. e Com. De Equipamentos Odontológicos LTDA., Araraquara, São Paulo, Brasil) e discos de carborundum. Fresas específicas para acabamento de titânio (Maxi Plus e Midi, Dentaurum J. P. Winkelstoreter KG, Pforzheim, Alemanha) foram utilizadas na superfície externa, que foi jateada com partículas de óxido

de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  (Wilson, Polidental Ind. Com. Ltda., São Paulo, Brasil), após a proteção da margem da coroa com cera (Fig. 8), empregando o aparelho Basic Classic (Renfert GmbH, Alemanha).



FIGURA 8 – Margens da coroa fundida protegida com cera para jateamento de óxido de alumínio

Para a limpeza da superfície interna, as coroas foram colocadas individualmente em uma solução, 1% de HF e 13% de  $\text{HNO}_3$ , por 10 minutos em aparelho de ultra-som (Ultrasonic Cleaner, Odontobras, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). Esta limpeza química substituiu o jateamento com óxido de alumínio, que devido ao mecanismo de ação, por desgaste, pode resultar numa significativa perda de volume do metal, podendo induzir a resultados falso-negativos de desadaptação marginal.<sup>27</sup>

No ajuste da coroa sobre o troquel de resina epóxi foi usado uma fina camada de carbono líquido Super Filme Kota (Kota Indústria Comércio LTDA, São Paulo, Brasil), aplicado com pincel pelo de marta nº 165 (Pincéis Tigre S. A., São Paulo, Brasil), permitindo a detecção de eventuais irregularidades na superfície interna da coroa.

Para remoção das irregularidades foi utilizada a fresa específica para titânio (Midi, Dentaurum J. P. Winkelstoreter KG, Pforzheim, Alemanha).

#### 4.2.7. MENSURAÇÃO DA DASADAPTAÇÃO MARGINAL

A coroa fundida foi posicionada sobre o troquel de resina epóxica correspondente seguindo as 4 marcações de referência (Fig. 9A), sendo aplicada no sentido longitudinal uma carga estática de 5 kgf por 5 minutos. Em seguida a carga foi removida e o conjunto levado à lupa estereoscópica (Carl Zeiss Jena) (10X), que acoplada a uma câmera digital (JVC TK1380U CCD, Victor Company of Japan Limited, Tokyo, Japão) permitiu a captura das imagens. Para cada coroa foram capturadas 4 imagens, correspondentes às marcações da base do troquel de resina (Fig. 9B).

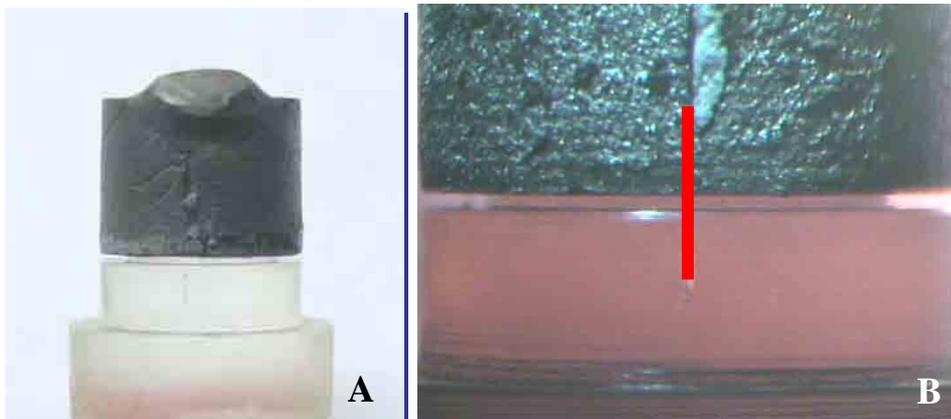


FIGURA 9A – Coroa fundida sobre o troquel de resina

FIGURA 9B – Imagem capturada

Para mensuração da desadaptação marginal foi utilizado o analisador de imagens Leica Qwin (Leica Microsystems Imaging Solutions Ltda., Cambridge, Inglaterra). Em cada marcação, correspondente a cada

---

face, vestibular, lingual, mesial e distal, foram realizadas 3 medidas, perfazendo um total de 12 medidas para cada coroa, a partir das quais se determinou a média de desadaptação marginal.

### **4.3 - PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO**

O planejamento experimental deste estudo foi definido com o objetivo de comparar os valores médios de desadaptação marginal de coroas fundidas em Ti c.p. dos grupos de concentrações do líquido especial e temperatura dos moldes do revestimento Rematitan Plus, e dos grupos dos revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C, que apresentaram expansão total de 0,8%, equivalente à do Rematitan Plus (100%/430°), utilizado como grupo controle.

Para a primeira análise, revestimento Rematitan Plus, o conjunto de dados dentro de cada grupo do experimento não apresentou distribuição normal, sendo aplicado teste estatístico não-paramétrico. Para as temperaturas dos moldes de 430°C e 515°C, em que houve três concentrações, 100%, 75% e 50%, foi empregado o teste de Kruskal-Wallis que é o equivalente não-paramétrico da análise de variância (ANOVA), para comparação de três ou mais amostras independentes (não-pareadas). Para a temperatura do molde de 600°C, como houve apenas duas concentrações de líquido, 100% e 75%, foi empregado o teste de Mann-Whitney, empregado para comparação de dois grupos, independentemente da curva de distribuição dos dados.

---

Para a análise dos dados dos grupos dos revestimentos que apresentaram expansão total de 0,8%, foi utilizado o teste estatístico de análise de variância de um fator (ANOVA *one-way*), porque os dados apresentaram aderência à curva de normalidade. Para identificar a diferença entre os pares foi empregado o teste Tukey de comparação múltipla no nível de significância de 5%.

Foi colocada à prova a hipótese de que o efeito propiciado pelos níveis de variação (concentração do líquido especial e temperatura do molde dos revestimentos) na desadaptação marginal de coroas de Ti c.p. fosse igual.

O critério para rejeição da hipótese nula ( $H_0$ ) foi definido no nível de significância de 5% ( $\alpha=0,05$ ), de forma que se o valor de probabilidade ( $p$ ) encontrado fosse maior que 0,05 ( $p>0,05$ ), a hipótese sob teste não seria rejeitada e, ao contrário, se o valor de probabilidade ( $p$ ) encontrado fosse menor ou igual a 0,05 ( $p \leq 0,05$ ), a hipótese nula seria rejeitada, optando-se pela hipótese alternativa ( $H_1$ ) de que o efeito promovido pelas diferentes concentrações de líquido e/ou temperaturas do molde é diferente.

## 5 Resultado

### 5.1 - Revestimento Rematitan Plus

Na tabela 6 estão representados os valores mínimo, máximo, média e desvio padrão de desadaptação marginal ( $\mu\text{m}$ ) das coroas de Ti c.p. fundidas com o revestimento Rematitan Plus.

Tabela 6 – Valores mínimo, máximo, média e desvio padrão de desadaptação marginal ( $\mu\text{m}$ ) das coroas fundidas com o revestimento Rematitan Plus.

Grupos	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
50%/515°C	1080,36	1197,96	1129,84	43,28
75%/515°C	840,77	1154,22	986,54	99,82
50%/430°C	760,06	1123,59	898,40	122,10
100%/515°C	645,83	875,00	778,58	87,44
75%/600°C	395,83	953,88	694,57	198,25
100%/600°C	278,28	955,42	637,67	214,53
75%/430°C	382,19	793,10	592,86	139,68
100%/430°C	341,99	563,22	459,11	78,73

Como não houve distribuição normal entre os dados, para as temperaturas de 430°C e 515°C, e para as concentrações de 100% e 75%, que apresentam três grupos independentes (não-pareados) foi aplicado o teste não-paramétrico Kruskal-Wallis, que é o correspondente da análise de variância (ANOVA).

Considerando que há mais de um fator de variação, concentração do líquido especial e temperatura do molde de

revestimento, o teste de Kruskal-Wallis foi aplicado individualmente para cada fator, sendo em seguida estabelecida a relação entre os grupos que apresentaram o mesmo fator de variação.

Obteve-se um valor da estatística de Kruskal-Wallis igual a 47,31, que é significativo no nível de significância de 5%. Para identificar os grupos dos experimentos com postos médios significativamente diferentes e, portanto, com efeitos diferentes quanto à concentração do líquido (100% e 75%) ou a temperatura do molde (430°C e 515°C) ou ambos, foram realizadas comparações múltiplas não-paramétricas. Os resultados dessas comparações foram separados em dois grupos, respectivamente, para comparações entre os postos médios de desadaptação marginal de diferentes concentrações de líquidos em cada temperatura e comparações entre os postos médios de desadaptação marginal de diferentes temperaturas em cada concentração de líquido especial do revestimento. As significâncias dessas comparações estão mostradas nas tabelas 7 e 9, enquanto que as outras comparações possíveis foram desconsideradas.

Tabela 7 – Comparações da desadaptação marginal das concentrações do líquido em cada temperatura do molde.

Temperatura	Concentração	Médias ( $\mu\text{m}$ )	Contraste
430°C	100%	459,11	a
	75%	592,86	a
	50%	898,40	b
515°C	100%	778,58	a
	75%	986,54	b
	50%	1129,84	c

Valores semelhantes indicados por letras minúsculas iguais.

Na temperatura de 430°C as concentrações de 100% (459,11 $\mu\text{m}$ ) e de 75% (592,86 $\mu\text{m}$ ) apresentaram níveis de desadaptação marginal estatisticamente iguais entre si, e significativamente menores que a concentração de 50% (898,40 $\mu\text{m}$ ).

A 515°C a concentração de 100% (778,58 $\mu\text{m}$ ) apresentou níveis de desadaptação marginal menores que a concentração de 75% (986,54 $\mu\text{m}$ ), que por sua vez foi menor que a concentração de 50% (1129,84 $\mu\text{m}$ ).

Para a temperatura de 600°C, como apresentou apenas duas concentrações, 100% e 75%, foi aplicado o teste de Mann-Withney, indicado para comparação de duas amostras não-pareadas (Tabela 8).

Tabela 8 – Teste de Mann-Whitney para as médias de desadaptação marginal das concentrações do líquido na temperatura de 600°C.

Valores de U:	
U(1):	27
U(2):	37
Valor calculado de Z:	-0,5251
Probabilidade de igualdade:	29,98%
Não significativa ao nível de 5% ( $\alpha=0,05$ )	

Uma vez que o valor de probabilidade ( $p$ ) foi maior que 0,05 a hipótese nula não foi rejeitada, ou seja, não houve evidência de diferença estatisticamente significativa entre as médias de desadaptação marginal da concentração de 100% (637,67  $\mu\text{m}$ ) e 75% (694,57 $\mu\text{m}$ ).

Tabela 9 – Comparações da desadaptação marginal das temperaturas em cada concentração do líquido.

Concentração	Temperatura	Médias ( $\mu\text{m}$ )	Contraste
100%	430°C	459,11	a
	600°C	637,67	b
	515°C	778,58	c
75%	430°C	592,86	a
	600°C	694,57	b
	515°C	986,54	c

Valores semelhantes indicados por letras minúsculas iguais.

Quanto às concentrações, tanto a 100% como 75% houve diferença estatisticamente significativa entre as três temperaturas. Para a concentração de 100%, os grupos foram dispostos na seguinte ordem crescente de desadaptação marginal: 430°C (459,11µm) < 600°C (637,67µm) < 515°C (778,40µm). Para a concentração de 75% houve a seguinte distribuição em ordem crescente de desadaptação marginal: 430°C (592,86µm) < 600°C (694,57µm) < 515°C (986,54µm).

Para a concentração de 50%, como apresentou apenas duas temperaturas, 430°C e 515°C, foi aplicado o teste de Mann-Whitney (Tabela10).

Tabela 10 – Teste de Mann-Whitney para as médias de desadaptação marginal das concentrações do líquido na temperatura de 600°C.

Valores de U:	
U(1):	5
U(2):	59
Valor calculado de Z:	-2,8356
Probabilidade de igualdade:	0,23%
Significante ao nível de 1% ( $\alpha=0,01$ )	

Uma vez que o valor de probabilidade ( $p$ ) foi menor que 0,05 a hipótese nula foi rejeitada, ou seja, a temperatura de 430°C (898,40µm) apresentou média de desadaptação marginal estatisticamente menor que a temperatura de 515°C (1129,84µm).

## 5.2 – REVESTIMENTOS REMA EXAKT E CASTORIT SUPER C

Na tabela 11 está apresentada a análise descritiva dos dados de desadaptação marginal do grupo controle, revestimento Rematitan Plus na condição recomendada pelo fabricante (100%/430°C), e dos grupos dos revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C nas condições de concentração de líquido especial e temperatura do molde em que apresentaram expansão total de 0,8%, equivalente à do grupo controle.

Tabela 11 – Valores mínimo, máximo, média e desvio padrão de desadaptação marginal ( $\mu\text{m}$ ) das condições dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C.

	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
RE3-50%/340°C	295,45	626,51	497,32	106,02
RE2-75%/240°C	339,28	758,92	495,72	157,61
RP-100%/430°C	341,99	563,22	459,11	78,73
CSC2-75%/160°C	263,39	415,18	346,01	54,95
RE1-100%/220°C	188,99	456,84	312,46	77,04
CSC1-100%/ Temp. ambiente	71,43	219,64	171,06	47,90

Para comparar os revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C nas condições que apresentaram expansão total equivalente à do grupo controle, foi empregado o teste estatístico de análise de variância de um fator (ANOVA *one-way*), porque os dados apresentaram aderência à curva de normalidade.

A análise de variância é apresentada na tabela 12, onde pode ser observado que houve diferença significativa entre as médias de desadaptação marginal dos grupos dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C ( $p < 0,000$ ).

Tabela 12 – Análise de variância das médias de desadaptação marginal dos grupos dos revestimentos com expansão de 0,8%.

Efeito	Graus de liberdade	Média Quadrática	F	P
Concentração/ Temperatura	5	132457,7740	14,85	<0,000
Resíduo	42	8921,7829		

Uma vez detectada a existência de diferença entre os grupos, foi aplicado, às médias de desadaptação marginal, o teste Tukey de comparação múltipla no nível de significância de 5%, para identificar a diferença entre os pares. A tabela 13 ilustra os resultados do teste de Tukey.

Tabela 13 – Teste de Tukey das médias de desadaptação marginal dos grupos dos revestimentos com expansão de 0,8%.

Grupos	Médias ( $\mu\text{m}$ )	Contraste
RE3-50%/340°C	497,32	a
RE2-75%/240°C	495,72	a
RP-100%/430°C	459,11	ab
CSC2-75%/160°C	346,01	bc
RE1-100%/220°C	312,46	c
CSC1-100%/ Temp. ambiente	171,06	d

Valor crítico a 5% = 140,92

Valores semelhantes indicados por letras minúsculas iguais.

O grupo CSC1-100%/Temp. ambiente (171,06 $\mu\text{m}$ ) apresentou níveis de desadaptação marginal estatisticamente menores que todos os outros grupos. Apenas os grupos RE1-100%/220°C (312,46 $\mu\text{m}$ ), Rema Exakt, e CSC1-100%/Temp. ambiente (171,06 $\mu\text{m}$ ), Castorit Super C, apresentaram níveis de desadaptação marginal significativamente menores que o grupo controle (RP-459,11 $\mu\text{m}$ ).

Adicionalmente, nota-se que não houve evidência de diferença estatisticamente significativa entre a média de desadaptação marginal do grupo controle (RP-459,11 $\mu\text{m}$ ) e as médias dos grupos RE3-50%/340°C (497,32 $\mu\text{m}$ ), RE2-75%/240°C (495,72 $\mu\text{m}$ ) e CSC2-75%/160°C (346,01 $\mu\text{m}$ ). O grupo CSC2 (75%/160°C) do revestimento Castotit Super C mostrou-se estatisticamente igual ao grupo RE1 (100%/220°C) do revestimento Rema Exakt, e níveis de desadaptação marginal

significativamente menores aos dois outros grupos do Rema Exakt, RE2 (75%/240°C) e RE3 (50%/340°C).

## 6 Discussão

O líquido especial dos revestimentos aglutinados por fosfato consiste de uma solução de sílica coloidal em água, que pode ser diluída, com o objetivo de ajustar as expansões de presa e térmica.<sup>25</sup> O próprio fabricante sugere que ambas expansões podem ser aumentadas controlando a concentração do líquido especial, como possível método de compensar a contração de fundição da liga metálica.

Dentre os múltiplos fatores do processo fundição que procuram compensar a contração de fundição do metal, as expansões de presa e térmica são reconhecidas como os mais importantes.<sup>27</sup> Nos revestimentos aglutinados por fosfato a expansão inicial ocorre como consequência da formação de fosfato de amônio-magnésio hexahidratado durante a presa do material, e é usada para compensar, em parte, a contração da liga que ocorre no resfriamento da temperatura de fundição à temperatura ambiente.<sup>25,26</sup>

Além da concentração do líquido especial a variação da temperatura final do molde de revestimento é outro método de tentar adequar a expansão térmica ao coeficiente de contração térmica do metal. Adicionalmente, a temperatura do molde também afeta substancialmente a fluidez devido à vasta diferença entre as temperaturas de fusão do titânio, em torno de 1720°C, e a do molde, que varia desde a temperatura ambiente até 800°C.<sup>46,52</sup>

Uma vez que o revestimento Rematitan Plus, específico para titânio, nas condições recomendadas pelo fabricante (100%/430°C), não tem proporcionado níveis de adaptação marginal comparáveis às ligas convencionais,<sup>31</sup> no presente estudo procurou-se variar tanto a concentração do líquido especial como a temperatura do molde dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C, no intuito de alterar ambas, expansão de presa e térmica, e avaliar seu efeito na desadaptação marginal de coroas de titânio comercialmente puro.

A adaptação marginal foi empregada por ser considerada como o achado clínico mais relevante,<sup>41</sup> uma vez que pode influenciar na espessura da margem do cimento, na saúde periodontal, bem como no risco de cárie secundária,<sup>11</sup> que constituem fatores decisivos no sucesso clínico a longo prazo da restauração.

### **Revestimento Rematitan Plus**

Para o revestimento Rematitan Plus, específico para titânio, foram empregadas diferentes condições de concentração do líquido especial (100%, 75% e 50%) e temperatura do molde (430°C, 515°C e 600°C). A temperatura de 430°C é a recomendada pelo fabricante e no estudo de Ferreira,<sup>12</sup> como a máxima expansão ocorreu a 600°C, esta temperatura foi definida como a mais elevada. A temperatura de 515°C foi escolhida por ser intermediária, entre 430°C, recomendada pelo fabricante, e 600°C, máxima expansão.

Considerando a temperatura de fundição do revestimento Rematitan Plus recomendada pelo fabricante (430°C), a diluição de 50% do líquido especial com água destilada resultou em aumento significativo dos níveis de desadaptação marginal das coroas de Ti c.p. (898,40µm), quando comparada às concentrações de 100% (459,11µm) e 75% (592,86µm), que não apresentaram diferença entre si (Tab. 7). Na temperatura de 600°C também não houve diferença significativa entre as concentrações de 100% (637,67µm) e 75% (694,57µm). Enquanto no grupo diluído a 50% as fundições não foram possíveis devido à baixa resistência dos moldes, que não resistiram à pressão de argônio da câmara de fusão. O argônio é necessário para manter uma atmosfera inerte e promover diferença de pressão para injeção do metal fundido no interior do molde posicionado na câmara inferior da máquina de fundição. Por outro lado, na temperatura de 515°C, houve diferença significativa entre as três concentrações, sendo os menores níveis de desadaptação marginal obtidos com o líquido a 100% (778,40µm), seguido de 75% (986,54µm) e 50% (1129,84 µm).

Estes resultados sugerem que independentemente da temperatura a diluição de 50% do líquido não deve ser recomendada, enquanto nas temperaturas de 430°C e 600°C, a concentração de 75% pode ser utilizada sem resultar em aumento significativo nos níveis de desadaptação marginal.

---

Reportando o trabalho de Ferreira<sup>12</sup> em que foram determinadas as expansões totais nas diferentes condições delineadas no presente estudo, nota-se que há uma relação direta entre a diluição do líquido especial e a redução da expansão de presa do revestimento Rematitan Plus (Fig. 6).

O mesmo foi demonstrado para a expansão de presa no estudo de Hutton & Marshall,<sup>17</sup> em que houve uma redução drástica da expansão de presa de revestimento com diluição do líquido especial com água destilada. Isto ocorre porque no líquido especial concentrado há um maior conteúdo de sílica, que seria responsável pelo aumento da expansão de presa.<sup>17,18</sup> Soo et al.<sup>43</sup> observaram aumento das expansões de presa e térmica com o aumento da concentração do líquido especial dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e GC Fujivest.

Ainda que não tenha havido diferença significativa entre as concentrações de 100% e 75% nas temperaturas de 430°C e 600°C, houve uma tendência em aumento dos níveis de desadaptação marginal das coroas de Ti c.p. com a diluição do líquido especial do revestimento Rematitan Plus. Isto pode ter ocorrido devido à redução da expansão total com a diluição do líquido, corroborando os achados de Low & Mori,<sup>27</sup> que relataram um elevado coeficiente de correlação ( $R=0,87$ ) entre a expansão térmica e a precisão dimensional de coroas totais fundidas em titânio.

Ainda segundo Low e Mori,<sup>27</sup> a expansão de presa teria efeito questionável na fundição de coroas totais, isto porque o padrão de cera atuaria resistindo à expansão. Em contrapartida, nas coroas parciais (*inlays* Classe I) tanto a expansão de presa, como a expansão térmica, seriam efetivas na compensação da contração de fundição do metal.

Considerando as concentrações do líquido especial do revestimento Rematitan Plus avaliadas, 100%, 75% e 50%, as temperaturas apresentaram o mesmo comportamento independentemente da concentração, havendo evidência de diferença significativa entre as temperaturas (Tab. 9). Em 100% a temperatura de 430°C (459,11µm) apresentou níveis de desadaptação marginal significativamente menores que a temperatura de 600°C (637,67µm), que foram menores que a temperatura de 515°C (778,40µm). Na concentração de 75% a ordem das temperaturas foi a mesma: 430°C (592,86µm) < 600°C (694,57µm) < 515°C (986,54µm). O mesmo ocorreu na diluição de 50% do líquido em que foram estudadas apenas duas temperaturas, 430°C (898,40µm) apresentando níveis de desadaptação marginal significativamente menores que 515°C (1129,84µm) (Tab. 10).

Parece claro, portanto, que o aumento da temperatura do molde, ao contrário do que poderia se esperar resultou em maiores níveis de desadaptação marginal. O aumento da temperatura do molde, independente da concentração do líquido aumentou a expansão total do

revestimento Rematitan Plus (Fig. 6), o que deveria resultar em maior compensação da contração de fundição do titânio.<sup>44</sup>

Isto sugere, portanto, que outros fatores tenham sido mais importantes que o aumento da expansão total, influenciando decisivamente no grau de desadaptação marginal das coroas de Ti c.p. avaliado neste estudo. A camada de reação da superfície do titânio é um provável fator, haja vista que o titânio apresenta uma elevada reatividade química a elevadas temperaturas.<sup>19,24,37,52</sup> O titânio reduz muitos óxidos e se oxida facilmente. A grande maioria dos materiais disponíveis comercialmente, a exemplo do revestimento Rematitan Plus, consiste de revestimentos à base de sílica e aglutinados por fosfato, que são complexos na composição e suas transformações químicas não são totalmente compreendidas. Normalmente, o quartzo e a cristobalita são os componentes primários usados para controlar a expansão do molde.<sup>56</sup>

Uma significativa camada de reação é esperada porque o  $\text{SiO}_2$  e o  $\text{P}_2\text{O}_5$  são reduzidos pelo titânio para formar uma escala de  $\text{TiO}_2$ , cuja espessura da camada pode chegar a  $150\mu\text{m}$ .<sup>37</sup> Do ponto de vista clínico, esta zona de contaminação é indesejável porque ela reduz o limite de fadiga e o alongamento das partes fundidas, aumenta a rugosidade de superfície das fundições, resultando num ajuste não satisfatório das estruturas na cavidade oral.<sup>37</sup> Em geral, para a camada de reação entre a superfície do molde e o titânio fundido ser minimizada, uma baixa temperatura do molde é recomendada. De acordo com Wang et al.<sup>56</sup> a

reação ocorre entre as temperaturas de 500°C e 1800°C. Isto foi confirmado por Oda et al.<sup>34</sup> que obtiveram uma camada de reação mais fina quando as fundições foram realizadas utilizando moldes com temperatura abaixo de 700°C.

No presente estudo foi observado que a maior expansão obtida com as temperaturas do molde mais altas, 515°C e 600°C, não contribuiu para a compensação da contração de fundição do titânio. À luz da literatura pertinente, uma possível explicação é de que a não compensação seja o resultado de uma excessiva camada de reação que afetou a adaptação, mesmo após a limpeza química adotada.<sup>27</sup>

Essa provavelmente seja a explicação dos maiores níveis de desadaptação marginal obtidos pela temperatura de 515°C em relação à temperatura de 600°C. Talvez a 515°C a expansão total ocorrida não tenha sido suficiente para compensar o efeito da camada de reação da superfície do titânio. Por outro lado, a 600°C apesar de se esperar uma maior camada de reação por ser uma temperatura mais elevada que a anterior, a maior expansão ocorrida tenha compensado, em parte, a camada de reação.

Devido à alta reatividade do titânio com revestimentos à base de SiO<sub>2</sub>, o titânio puro tem sido fundido usando revestimentos especiais contendo MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ZrO<sub>2</sub> e CaO como refratário.<sup>24</sup> Por outro lado, estes materiais são caros e sua expansão térmica é insuficiente para compensar a contração de fundição do titânio.<sup>14,51</sup> Há, entretanto, estudos

recentes que apontam uma adaptação marginal mais precisa, menor reatividade de interface, menor dureza de superfície e menos porosidade interna com revestimentos à base de magnésio e aglutinado por zircônio.<sup>16,28,37,47</sup>

Em síntese, as fundições do Ti c.p. empregando o revestimento Rematitan Plus nas condições de concentração do líquido especial e temperatura do molde adotadas, não apresentaram melhora quando comparadas com a condição recomendada pelo fabricante, ou seja, líquido a 100% e temperatura do molde de 430°C.

### **Revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C**

Os revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C, à semelhança do Rematitan Plus são à base de sílica e aglutinados por fosfato, foram propostos neste estudo como possíveis alternativas ao elevado custo de revestimentos específicos, que tem onerado sobremaneira a aplicação clínica do titânio.

O grupo 100%/Temperatura ambiente (CSC1-171,06µm) do revestimento Castorit Super C, apresentou níveis de desadaptação marginal significativamente menores que todos os outros grupos. Apenas este e o grupo 100%/220°C do revestimento Rema Exakt (RE1-312,46µm) apresentaram níveis de desadaptação marginal significativamente menores que o grupo controle 100%/430°C (RP-459,11µm), correspondente ao revestimento Rematitan Plus.

Considerando que nos dois grupos foram adotadas temperaturas baixas, 220°C e temperatura ambiente, respectivamente, parece haver evidência do efeito da camada de reação da superfície do titânio. Como os três revestimentos são à base de sílica, provavelmente com a mesma tendência a reagir com o titânio fundido, o fator com maior influência nestes resultados seja a temperatura do molde, haja vista que nas três condições a concentração do líquido especial (100%) foi a mesma.

Desta forma, sendo a temperatura baixa, há uma tendência de que a camada de reação do titânio fundido com o revestimento seja mais fina,<sup>34</sup> e como consequência seria praticamente toda removida com a limpeza química, interferindo menos com o assentamento da coroa fundida de Ti c.p. no troquel individual de resina epóxica.

São escassos os estudos referentes à aplicação do revestimento Castorit Super C na fundição de titânio. No entanto, os resultados do presente estudo sugerem a possível viabilidade de sua aplicação em fundição à temperatura ambiente. Porém, este revestimento mostrou maior sensibilidade ao aumento de temperatura, pois o grupo de 75%/160°C apresentou média elevada de desadaptação marginal, 346,01µm, que representa o dobro da desadaptação obtida com o molde à temperatura ambiente (171,06µm). Reforçando esta hipótese, o grupo

de 50%/200°C, com temperatura um pouco mais elevada produziu fundições de péssima qualidade, não sendo possível avaliá-las.

Segundo Ferreira,<sup>12</sup> provavelmente o Castorit Super C apresente maior conteúdo de cristobalita, que tem maior reatividade química com o titânio, aumentando a camada de reação. Takahashi et al.,<sup>51</sup> demonstraram pior desempenho dos revestimentos que apresentavam maior concentração de cristobalita, também em termos de fluidez, quando comparado ao desempenho de revestimentos com maior conteúdo de quartzo.

O resultado favorável, em relação ao grupo controle, obtido com a condição do revestimento Rema Exakt 100%/220°C (RE1-312,46µm) está de acordo com outros estudos,<sup>5,32,52,53</sup> que reportaram uma camada de reação mais branda, e valores clinicamente aceitáveis de adaptação marginal com o uso deste revestimento. De acordo com Mueller et al.,<sup>32</sup> os bons resultados obtidos com o Rema Exakt provavelmente ocorram porque a sua expansão térmica é conseguida principalmente à custa do quartzo, que atuaria inibindo ou minimizando sua reação com o titânio fundido. Isto, portanto, corrobora a hipótese da possibilidade de aplicação clínica deste revestimento na fundição de titânio comercialmente puro.

O efeito da temperatura do molde dever ser avaliado também por outro aspecto. Apesar da baixa temperatura do molde favorecer uma menor camada de reação da superfície do titânio, ela pode

afetar a fluidez, ou preenchimento do molde, que consiste numa importante propriedade do metal fundido, e está intimamente relacionada à adaptação das margens da restauração.

Quando a diferença entre a temperatura de fusão do metal, em torno de 1720°C para o Ti c.p., e a temperatura do molde é muito acentuada há uma solidificação muito rápida do titânio líquido não havendo tempo suficiente para que ocorra o preenchimento efetivo das margens do molde.<sup>29,37</sup> Há que se considerar que os resultados de margens incompletas são igualmente inaceitáveis em termos de qualidade das fundições,<sup>37</sup> mostrando a necessidade de estudos que avaliem a fluidez do titânio com os revestimentos nas condições descritas.

Os valores de desadaptação marginal obtidos no presente estudo foram relativamente elevados, quando comparados com os resultados de outras investigações, incluindo 170µm,<sup>47</sup> 82µm,<sup>48</sup> 32,1µm e 49,6µm,<sup>8</sup> 83,96µm,<sup>10</sup> 151µm.<sup>27</sup> A discussão a respeito do grau de desadaptação marginal que seria aceitável clinicamente é bastante controversa.<sup>13</sup> Porém, de acordo com estudos prévios<sup>41,55</sup> que consideram o critério de 100µm para a máxima desadaptação marginal clinicamente aceitável para a longevidade da restauração ou prótese, os valores obtidos para as fundições de titânio seriam considerados como satisfatórios.<sup>7,36,43,45</sup>

Tais diferenças podem ser justificadas pela metodologia empregada, que apresenta diferenças significativas, quanto à geometria

do preparo e principalmente à forma de limpeza da superfície interna das coroas de Ti c.p. Observa-se que um número considerável de estudos utiliza procedimentos técnicos, incluindo tipo de troquel e limpeza da coroa fundida, que podem favorecer uma melhor adaptação das coroas de titânio.

No presente estudo procurou-se avaliar a desadaptação em troqueis individuais de resina epóxica, que devido à sua elevada estabilidade e dureza, evitou-se os inconvenientes dos troqueis únicos de aço inoxidável ou dos troqueis individuais de gesso. Os primeiros, como todas as coroas são avaliadas no mesmo troquel de aço inoxidável, o possível desgaste do mesmo pode induzir a falsos valores positivos de adaptação. Quanto ao troquel de gesso, mesmo que sejam individuais para cada coroa, sua menor dureza comparada com a do titânio, permitiria um assentamento da coroa às custas da abrasão do gesso.

O uso de jateamento de  $Al_2O_3$  para a limpeza interna da coroa também é um fator que pode alterar os níveis de adaptação.<sup>27</sup> Tem sido reportado que o jateamento do titânio puro com sílica contendo pó e alumina resulta numa significativa perda de volume do metal,<sup>23</sup> induzindo uma falsa adaptação. Procurando evitar este problema foi empregada apenas a limpeza química (1% HF + 13%  $HNO_3$ ), que preserva a superfície do metal.

Um outro fator de grande relevância é a camada de reação da superfície, que quando excessiva pode permanecer mesmo

---

após a limpeza química.<sup>27</sup> Mori et al.<sup>31</sup> creditaram os níveis inferiores de adaptação de coroas de titânio fundida com Rematitan Plus (1,277mm) à forte reação entre titânio fundido e revestimento. No presente estudo em que se variou tanto a temperatura do molde quanto a concentração do líquido do revestimento o efeito da camada de reação pode ter sido decisivo.

Foi empregada uma forma de preparo com 6° de inclinação das paredes axiais, considerada ideal, e término em 90° com 1mm de espessura. Quanto ao término, o estudo de Blackman et al.<sup>6</sup> que avaliou a adaptação marginal de coroas de titânio fundidas com término em 45° ou 90°, não mostrou diferença significativa entre os dois. Com relação à inclinação das paredes axiais do preparo, entretanto, espera-se que uma maior inclinação favoreça uma melhor adaptação. Considerando que a geometria do preparo tem um efeito significativo na precisão da adaptação, este é um fator importante que pode explicar a grande variabilidade dos resultados obtidos entre os mais variados estudos.

Um procedimento adotado em alguns estudos experimentais e não empregado na presente investigação, refere-se ao uso de espaçador de troquel antes do enceramento. Utilizado com o objetivo de proporcionar espaço para o cimento, pode como consequência favorecer um melhor assentamento da coroa fundida, induzindo a uma falsa adaptação.

Assim como há o desenvolvimento de novos revestimentos para titânio contendo MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ZrO<sub>2</sub> e CaO como refratário,<sup>24</sup> com resultados de adaptação marginal, camada de reação, dureza e porosidade bastante favoráveis,<sup>14,16,28,37,47,50</sup> o uso de outros recursos como a eletroerosão podem proporcionar melhora nos níveis de adaptação marginal de coroas de titânio.<sup>2,10,39,60</sup>

Ainda que o efeito da técnica de eletroerosão possa ser eficaz na redução dos níveis de desadaptação marginal de coroas fundidas em titânio, há um custo inerente ao emprego do equipamento que envolve tecnologia sofisticada. Isto resulta, assim como os revestimentos especiais destacados, num maior ônus da fundição, elevando o custo da restauração em torno de 20%,<sup>10</sup> que para a realidade brasileira pode inviabilizar a aplicação em larga escala do titânio na rotina odontológica.

Em função das inúmeras características favoráveis apresentadas pelo titânio, com uma excelente viabilidade de aplicação clínica, a idéia do presente estudo, portanto, foi propor alternativas economicamente viáveis para melhorar os níveis de adaptação marginal do titânio e suas ligas, que apesar de possuírem um custo relativamente baixo, o processo de fundição é um forte obstáculo à popularização do material.

Considerando o elevado custo do revestimento específico e dos resultados insatisfatórios de desadaptação marginal de coroas de

titânio fundido obtidos com estes materiais, os dois revestimentos alternativos propostos, Rema Exakt e Castorit Super C, em determinadas condições de concentração do líquido especial e temperatura do molde, mostraram resultados bastante animadores. Isto pode tornar o uso do titânio mais acessível, possibilitando aumentar sua abrangência social.

Diante da considerável potencialidade do titânio, no intuito de viabilizar sua aplicação na rotina odontológica futuras investigações envolvendo outras propriedades do titânio fundido, incluindo o estudo da camada de reação, fluidez, propriedades mecânicas, resistência à corrosão, necessitam ser realizadas.

## 7 Conclusão

Dentro dos limites deste estudo, as seguintes conclusões podem ser tiradas:

- No revestimento Rematitan Plus a diluição do líquido especial e o aumento da temperatura do molde não melhoraram os níveis de adaptação marginal das coroas de titânio comercialmente puro fundido. Independentemente da temperatura do molde a diluição de 50% deve ser evitada por aumentar significativamente os níveis de desadaptação marginal;

- Os revestimentos alternativos, Rema Exakt e Castorit Super C, mostraram em condições específicas (100%/220°C e 100%/temperatura ambiente, respectivamente) melhores resultados de adaptação marginal que o Rematitan Plus, o que pode representar uma redução considerável nos custos da fundição de titânio comercialmente puro.

## 8 Referências\*

1. ADELL, R. A 15 – year study if osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral. Surg.**, Copenhagen, v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.
2. ANDERSSON, M. et al. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 47, n. 3, p. 279-286, Oct. 1989.
3. ATWOOD, R.C.; LEE, P.D.; CURTIS, R.V. Modeling the surface contamination of dental titanium investment castings. **Dent. Mater.** Copenhagen, v. 21, n. 2, p. 178-186, Feb. 2005.
4. BERGMAN, B. et al. 2-year follow-up study of titanium crowns. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.48, n.2, p.113-117, Apr. 1990.
5. BLACKMAN, R.; TONAKA, T.; BAEZ, R. J. Strength comparisons of cast titanium using three phosphate type investments. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 70, sp. iss., p. 485, Jan. 1991. Abstract 1756.
6. BLACKMAN, R.; BAEZ, R. J.; BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 4, p. 435-440, Apr. 1992.

---

\*ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação – referências – elaborações. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

7. CHAI, T.-I.; STEIN, R. S. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 6, p. 534-541, Jan. 1995.
8. CHAN, D. C. et al. The effects of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n. 6, p. 424-429, June 1998.
9. CHUNG, H. G.; MORI, T. Investment expansion and accuracy of titanium full crowns. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 72, sp. iss., p. 681, Jan. 1993. Abstract 128.
10. CONTRERAS, E.F.R. et al. Fit of cast commercially pure titanium and Ti6Al4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.5, p.467-472, Nov. 2002.
11. FELTON, D.A. et al. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.65, n.3, p.357-364, Mar. 1991.
12. FERREIRA, A. R. **Estudo da dilatométrica do titânio e das expansões de presa e térmica de revestimentos fosfatados. Araraquara, 2004.** 125f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004
13. FONSECA, J.C. et al. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-

- 
- vanadium copings. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.19, n. 7, p.686-691, Nov. 2003.
14. HAMANAKA, H. et al. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 68, n. 11, p. 1529-1533, Nov. 1989.
15. HERO, H.; SYVERUD, M.; WAARLI, M. Mold filling and porosity in casting of titanium. **Dent Mater.**, Copenhagen, v. 9, n. 1, p. 15-18, Jan. 1993.
16. HUNG, C.-C et al. Pure titanium casting into zirconia – modified magnesia – based investment molds. **Dent. Mater.** Copenhagen, v.20, n.9, p.846-851, Nov. 2004.
17. HUTTON J.E.; MARSHALL G.W. The expansion of phosphate bonded investments: part I – setting expansion. **J. Prothet. Dent.**, St. Louis, v.70, n. 2, p. 121-125, Aug. 1993.
18. HUTTON J.E.; MARSHALL G.W. Expansion of phosphate – bonded investments: part II – thermal expansion. **J. Prothet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 2, p.127-131, Feb. 1995.
19. IDA, K. et al. Studies on the casting of titanium alloy. Part I. Casting of pure titanium. **J. Res. Soc. Dent. Mater. Appl.**, Cambridge, v.37, p.45-42, 1980.
20. IDA, K. et al. Effect of magnesia investment in dental casting of pure titanium and titanium alloys. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.1, n.1, p.8-21, Dec.1982.

- 
21. JANG, K. S.; YOUN, S. J.; KIM, Y. S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 93-98, July 2001.
22. JONES, T. K. et al. Dental implications of nickel hypersensitivity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 56, n. 4, p. 507-509, Oct. 1986.
23. KERN, M.; THOMPSON, V.P. Effects of sandblasting and silica-coating procedure on pure titanium. **J. Dent.**, v. 22, n. 5, p. 300-306, Oct 1994.
24. LAUTENSCHLAGER, E.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, London, v. 43, n. 3, p. 245-253, June 1993.
25. LLOYD, C.H. et al. Measurement of the setting expansion of phosphate-bonded investment materials: part I – development of the casting-ring test. **J.Oral Rehabil.**, Oxford, v.31, n.7, p.695-702, July 2004.
26. LLOYD, C.H. et al. 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.**, Oxford, v.31, n.7, p.703-709, July 2004.
27. LOW, D.; MORI T. Titanium full crown casting: thermal expansion of investments and crown accuracy. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.15, n. 3, p. 185-190, May. 1999.
28. LUO, X.P. et al. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 18, n. 7, p. 512-515, Nov. 2002.

- 
29. MIYAKAWA, O. et al. Layered structure of cast titanium surface. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 8, n. 2, p. 175-185, Dec. 1989.
30. MIYAKAWA, T.; TOGAYA, T.; MORI, T. Radiographic evaluation of titanium castings for tensile test. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 72, sp. iss., p. 681, Jan. 1993. Abstract 127.
31. MORI, T. et al. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. **Austr. Dent. J.**, Sydney, v.39, n.6, p.348-352, Dec. 1994.
32. MUELLER, H. J.; GIUSEPPETTI, A. A.; WATERSTRAT, R. M. Phosphate-bonded investment materials for titanium casting. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 69, sp. iss., p. 367, Feb. 1990. Abstract 2072.
33. NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the USA. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.
34. ODA, Y. et al. Surface reaction between titanium castings and investments. **Bull. Tokyo Dent. Coll.**, Tokyo, v. 37, n. 3, p. 129-136, Aug. 1996.
35. OHKUBO, C. et al. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. **Biomaterials**, Guilford, v. 21, n. 4, p. 421-428, Feb. 2000.
36. ORUÇ, S.; TULUNOGLU, Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 3, p. 314-318, Mar 2000.

- 
37. PAPAPOPOULOS, T.; ZINELIS, S.; VARDAVOULIAS, M. A metallurgical study of the contamination zone at the surface of dental Ti castings, due to the phosphate – bonded investment material: the protection efficacy of a ceramic coating. **J. Mater. Sci.**, Norwell, v. 34, p. 3639-3646, 1999.
38. RUPP, N. W. et al. Cast titanium restorations: Clinical observations, **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 66, sp. iss., p. 247, Feb. 1987. Abstract 1121.
39. SARTORI, I.A.M. et al. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 132-138, Aug. 2004.
40. SCHMALZ, G.; GARHAMMER, P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 18, n. 5, p. 396-406, July 2002.
41. SCHWARTZ, D.I. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 56, n. 3, p. 279-283, Sep. 1986.
42. SHIMIZU, H. et al. Mold filling of titanium alloys in two different wedge-shaped molds. **Biomaterials**, Guilford, v. 23, n. 11, p. 2275-2281, June 2002.
43. SOO, S.; PALMER, R.; CURTIS, R. V. Measurement of the setting and thermal expansion of dental investments used for the superplastic forming

- 
- of dental implant superstructures. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 17, n. 5, p. 247-252, July 2001.
44. SOO, S. et al. The longitudinal accuracy of fit of titanium implant superstructures superplastically formed on investment models. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 20, n.3, p. 269-276, Mar. 2004.
45. STOLL, R. et al. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and a gold alloy under influence of a manual burnishing technique. **J Oral Rehabil.**, v. 28, n. 5, p. 401-406, May 2001.
46. SUNNERKRANTZ, P. A.; SYVERUD, M.; HERO, H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti crowns. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 98, n. 3, p. 268-272, June 1990.
47. SYVERUD, M.; HERO, H. Mold filling of Ti casting using investments with different gas permeability. **Dent Mater.**, Copenhagen, v. 11, n. 1, p. 14-18, Jan. 1995.
48. 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.**, Cambridge, v. 103, n. 5, p. 327-30, Oct. 1995.
49. TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti alloys for dental casting. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 5, n. 1, p. 45-50, Jan. 1989.
50. TAKAHASHI, J.; ZHANG, J. Z.; OKAZAKI, M. Castability and surface hardness of titanium cast plates obtained from experimental phosphate-

- 
- bonded silica investment molds. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 12, n. 2, p. 238-244, Dec. 1993.
51. TAKAHASHI, J.; ZHANG, J.Z.; OKAZAKI, M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.12, n. 2, p. 245-252, Dec.1993.
52. TAKAHASHI, J. et al. Casting pure titanium into commercial phosphate – bonded SiO<sub>2</sub> investments molds. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 69, n. 12, p.1800-1805, Dec. 1990.
53. TAMAKI, Y. et al. Titanium casting with newly developed phosphate bonded investments. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 70, sp. iss., p. 485, Jan. 1991. Abstract 1755.
54. WANG, R. R.; BOYLE, A. M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n. 3, p. 275-276, Sept. 1993.
55. WANG, R. R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quintessence Int.**, Berlim, v. 27, n. 6, p. 401-408, June 1996.
56. WANG, R. R.; WELSCH, G. E.; CASTRO-CEDENO, M. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.1, p.33-43, Jan. / Fev. 1998.
57. WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 2, p. 223-234, Fev. 2000.

58. WATANABE, I. et al. Optimizing cast titanium quality through pressure difference. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 75, sp. iss., p. 62, Mar. 1996. Abstract 359.
59. WATANABE, I. H. et al. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 76, n. 3, p. 773-779, Mar. 1997.
60. WEBER, H.; FRANK, G. Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.69, n.2, p.222-227, Feb.1993.
61. ZINELIS, S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 5, p. 575-582, Nov. 2000.

D q h { r v

TABELA ANEXO A1 – Valores originais de desadaptação marginal ( $\mu\text{m}$ )  
referentes ao revestimento Rematitan Plus.

Corpo- de- prova	100%/ 430°C	75%/ 430°C	50%/ 430°C	100%/ 515°C	75%/ 515°C	50%/ 515°C	100%/ 600°C	75%/ 600°C
<b>1</b>	341,99	791,67	977,01	771,81	873,51	1197,96	447,94	839,30
<b>2</b>	563,22	517,24	941,11	861,60	840,77	1098,21	278,28	395,83
<b>3</b>	445,40	538,82	1123,59	645,83	1028,28	1117,56	732,14	953,88
<b>4</b>	486,21	382,19	798,85	794,67	958,36	1102,69	580,35	736,62
<b>5</b>	344,87	610,63	760,06	845,23	1034,22	1120,54	773,87	593,75
<b>6</b>	514,11	793,10	837,64	656,25	1035,71	1127,98	558,06	446,43
<b>7</b>	481,35	535,95	951,15	875,00	1154,22	1193,44	775,31	839,28
<b>8</b>	495,78	573,28	797,81	778,27	967,28	1080,36	955,42	751,48
<b>Média</b>	<b>459,11</b>	<b>592,86</b>	<b>898,40</b>	<b>778,58</b>	<b>986,54</b>	<b>1129,84</b>	<b>637,67</b>	<b>694,57</b>

TABELA ANEXO A2 – Valores originais de desadaptação marginal ( $\mu\text{m}$ ) referentes às condições dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exact e Castorit Super C com expansão total de 0,8%.

Corpo-de-prova	RP 100%/ 430°C	RE1 100%/ 220°C	RE2 75%/ 240°C	RE3 50%/ 340°C	CSC1 100%/ Tem. Amb.	CSC2 75%/ 160°C
<b>1</b>	341,99	336,04	339,28	439,02	71,43	410,81
<b>2</b>	563,22	188,99	419,64	626,51	214,29	263,39
<b>3</b>	445,40	254,46	492,56	498,51	135,42	392,86
<b>4</b>	486,21	327,38	758,92	562,5	174,11	314,03
<b>5</b>	344,87	284,23	383,92	604,17	187,50	337,83
<b>6</b>	514,11	334,82	343,75	501,49	188,99	330,36
<b>7</b>	481,35	456,84	540,18	295,45	219,64	415,18
<b>8</b>	495,78	316,96	687,49	450,89	177,08	303,62
<b>Média</b>	<b>459,11</b>	<b>312,46</b>	<b>495,72</b>	<b>497,32</b>	<b>171,06</b>	<b>346,01</b>

ROCHA, S.S. Efeito da concentração do líquido especial e da temperatura do molde de revestimentos na desadaptação marginal de coroas fundidas em titânio. 2005. 145 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

### **Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da concentração do líquido especial e da temperatura do molde dos revestimentos Rematitan Plus, específico para titânio, Rema Exakt e Castorit Super C, alternativos, na desadaptação marginal de coroas fundidas em titânio puro. Moldagens individuais com silicona de adição foram usadas para duplicar o troquel padrão de aço inoxidável e obter troqueis de resina epóxi. O troquel representa um preparo de coroa total de um molar com as seguintes dimensões: altura (6,0mm), ombro (1,0mm), diâmetro cervical (7,0mm), diâmetro oclusal (5,7mm), e com ângulo de convergência da superfície axial de 6°. O enceramento de cada coroa foi realizado no troquel individual de resina epóxi. Para o revestimento Rematitan Plus os padrões de cera foram incluídos à vácuo com três diferentes concentrações do líquido especial, 100%, 75% e 50%, diluídos em água destilada. As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma com os moldes em três temperaturas, 430°C, 515°C e 600°C. Os revestimentos alternativos foram empregados nas condições em que obtiveram expansão total de 0,8%, equivalente à do Rematitan Plus (100%/430°C),

adotado como grupo controle. Conforme as curvas de expansão de presa e térmica foram estabelecidas as condições de concentração e temperatura: Rema Exakt (100%/220°C, 75%/240°C e 50%/340°C) e Castorit Super C (100%/temperatura ambiente e 75%/160°C). A limpeza das coroas fundidas foi realizada em solução com 1% HF + 13% HNO<sub>3</sub>, e em seguida, a coroa foi assentada no respectivo troquel de resina epóxi, sob carga de 5 kg por 5 minutos. A desadaptação marginal foi determinada pela distância ( $\mu\text{m}$ ) entre a margem cervical da coroa e o ombro do troquel, mensurada por meio de lupa CarlZeiss (10X) e analisador de imagens Leica. Para os grupos do revestimento Rematitan Plus (n=8) foram aplicados os testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney ( $\alpha=0,05$ ). Na temperatura de 430°C as concentrações de 100% (459,11 $\mu\text{m}$ ) e de 75% (592,86 $\mu\text{m}$ ) apresentaram níveis de desadaptação marginal estatisticamente iguais entre si, e significativamente menores que a concentração de 50% (898,40 $\mu\text{m}$ ). A 515°C a concentração de 100% (778,58 $\mu\text{m}$ ) apresentou menores níveis de desadaptação que a concentração de 75% (986,54 $\mu\text{m}$ ), que foi menor que a concentração de 50% (1129,84 $\mu\text{m}$ ). Na temperatura de 600°C, não houve diferença significativa entre as concentrações de 100% (637,67  $\mu\text{m}$ ) e 75% (694,57 $\mu\text{m}$ ). Quanto às concentrações, tanto a 100% como a 75% houve diferença estatisticamente significativa entre as três temperaturas. Para a concentração de 100%: 430°C (459,11 $\mu\text{m}$ ) < 600°C (637,67 $\mu\text{m}$ ) < 515°C (778,40 $\mu\text{m}$ ) e para 75%: 430°C (592,86 $\mu\text{m}$ ) < 600°C (694,57 $\mu\text{m}$ ) < 515°C

(986,54 $\mu\text{m}$ ). Para a concentração de 50% a temperatura de 430°C (898,40 $\mu\text{m}$ ) apresentou média estatisticamente inferior à temperatura de 515°C (1129,84 $\mu\text{m}$ ). Os revestimentos Rema Exakt e Castorit Super C foram comparados com o Rematitan Plus controle, 100%/430°C. As médias de desadaptação marginal das coroas (n=8) foram comparadas usando análise de variância e teste Tukey ( $\alpha=0,05$ ). O grupo 100%/temperatura ambiente, do revestimento Castorit Super C, apresentou níveis de desadaptação marginal estatisticamente menores que todos os outros grupos. Apenas os grupos 100%/220°C (312,46 $\mu\text{m}$ ), do Rema Exakt, e 100%/temperatura ambiente (171,06 $\mu\text{m}$ ) do Castorit Super C, apresentaram níveis de desadaptação marginal significativamente menores que o grupo controle (459,11 $\mu\text{m}$ ). Adicionalmente, os demais grupos mostraram-se estatisticamente iguais ao controle do Rematitan Plus. Os resultados mostram que para o revestimento Rematitan Plus a concentração do líquido especial de 50%, independente da temperatura, resultou em aumento significativo da desadaptação marginal. O aumento da temperatura do molde afetou drasticamente os níveis de desadaptação marginal, independente da concentração do líquido especial. Os revestimentos alternativos, Rema Exakt e Castorit Super C mostraram-se, em determinadas condições, menores médias de desadaptação marginal que o Rematitan Plus controle, específico para titânio. Estes resultados sugerem a possibilidade de substituição do revestimento específico para titânio por materiais

alternativos, resultando numa redução dos custos com a fundição de titânio comercialmente puro, aumentando sua aplicabilidade clínica.

Palavras-chave: Revestimento para fundição odontológica, ligas dentárias, titânio, adaptação marginal (Odontologia).

ROCHA, S.S. Effect of the concentration of the special liquid and the temperature of the mold of investments on the marginal misfit of crowns cast on titanium. 2005. 145 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

### **Abstract**

This study had the goal of assessing the effect of the concentration of the special liquid and the temperature of the mold of Rematitan Plus investment, specific for titanium, Rema Exakt and Castorit Super C, alternative investments, on the marginal misfit of crowns cast on pure titanium. Individual polyvinyl siloxane impressions were used to duplicate the standard stainless steel die and obtain epoxy resin die. The die represents a preparation of a total molar crown with the following dimensions: height (6.0mm), shoulder (1.0mm), cervical diameter (7.0mm), occlusal diameter (5.7mm), and with a convergence angle of the axial surface of 6°. The waxing of each crown was performed on the individual epoxy resin die. For the Rematitan Plus investment, the wax standards were included in vacuum with three different concentrations of the special liquid, 100%, 75% and 50%, diluted in distilled water. The castings were performed on the Discovery Plasma machine with the molds at three temperatures, 430°C, 515°C and 600°C. The alternative investments were employed under conditions in which they obtained a overall expansion of 0.8%, equivalent to that of the Rematitan Plus

(100%/430°C), adopted as the control group. According to the thermal and setting expansion curves the conditions of concentration and temperature were established: Rema Exakt (100%/220°C, 75%/240°C and 50%/340°C) and Castorit Super C (100%/room temperature and 75%/160°C). The cleaning of the cast crowns was performed using a solution with 1% HF + 13% HNO<sub>3</sub>, and then the crown was placed in the respective epoxy resin die, under a load of 5 kg for 5 minutes. The marginal misfit was determined by the distance (µm) between the crown's cervical margin and the die's shoulder, measured using a CarlZeiss lens (10X) and Leica image analyzer. The Rematitan Plus investment groups (n=8) underwent the Kruskal-Wallis and Mann-Whitney tests ( $\alpha=0,05$ ). At the temperature of 430°C the concentrations of 100% (459.11µm) and of 75% (592.86µm) presented statistically similar levels of marginal misfit, which were significantly smaller than that of the concentration of 50% (898.40µm). At 515°C the concentration of 100% (778.58µm) presented smaller levels of misfit than the concentration of 75% (986.54µm), which was smaller than the concentration of 50% (1129.84µm). At the temperature of 600°C, there was no significant difference between the concentrations of 100% (637.67 µm) and 75% (694.57µm). As to the concentrations, both that of 100% as that of 75% showed a statistically significant difference between the three temperatures. For the concentration of 100%: 430°C (459.11µm) < 600°C (637.67µm) < 515°C (778.40µm) and for that of 75%: 430°C (592.86µm) < 600°C (694.57µm) < 515°C (986.54µm). The concentration of 50% at a

temperature of 430°C (898.40µm) showed means statistically lower at a temperature of 515°C (1129.84µm). The Rema Exakt and Castorit Super C investments were compared with the Rematitan Plus control group, 100%/430°C. The means of marginal misfit of the crowns (n=8) were compared using analysis of variance and Tukey test ( $\alpha=0.05$ ). The group 100%/room temperature, Castorit Super C investment, showed levels of marginal misfit statistically smaller than all the other groups. Only the groups 100%/220°C (312.46µm), of Rema Exakt, and 100%/room temperature (171.06µm) of Castorit Super C, showed levels of marginal misfit significantly lower than that of the control group (459.11µm). Furthermore, the other groups showed to be statistically equal to the Rematitan Plus control group. The results show that for the Rematitan Plus investment the concentration of the special liquid of 50%, independent of the temperature, resulted in a significant increase of marginal misfit. The increase of the mold's temperature considerably affected the levels of marginal misfit, independent of the concentration of the special liquid. The alternative investments, Rema Exakt and Castorit Super C showed, in certain conditions, smaller means of marginal misfit than Rematitan Plus control, specific for titanium. These results suggest the possibility of replacing the specific investment for titanium by alternative materials, resulting in cost reduction with the casting of commercially pure titanium, increasing its clinical applicability.

Keywords: Dental casting investment, dental alloys, titanium, marginal adaptation (Dentistry).