

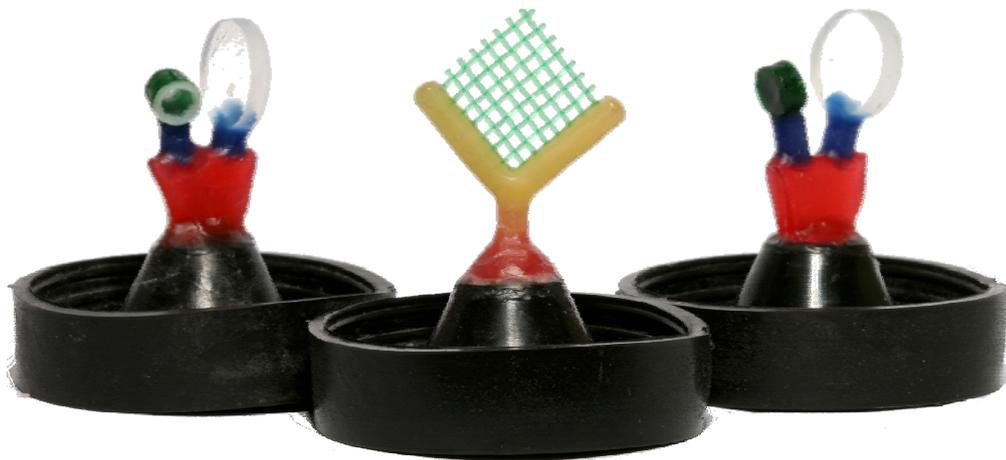


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



Fabiane Nogueira

**EFEITO DE UM REVESTIMENTO COM
PROCESSAMENTO RÁPIDO PARA FUNDIÇÃO DE
TITÂNIO NA CAMADA DE REAÇÃO,
POROSIDADE INTERNA, FLUIDEZ, RUGOSIDADE
SUPERFICIAL E ADAPTAÇÃO
MARGINAL DE COPINGS**



ARARAQUARA
2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**

Fabiane Nogueira

**EFEITO DE UM REVESTIMENTO COM PROCESSAMENTO RÁPIDO
PARA FUNDIÇÃO DE TITÂNIO NA CAMADA DE REAÇÃO,
POROSIDADE INTERNA, FLUIDEZ, RUGOSIDADE SUPERFICIAL E
ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COPINGS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de mestre em Reabilitação Oral – Área de Prótese

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Araraquara

2009

Nogueira, Fabiane

Efeito de um revestimento com processamento rápido para fundição de titânio na camada de reação, porosidade interna, fluidez, rugosidade superficial e adaptação marginal de copings / Fabiane Nogueira . – Araraquara: [s.n.], 2009.

135 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

1. Titânio 2. Revestimento para fundição odontológica
3. Técnica de fundição odontológica I. Título

Fabiane Nogueira

**EFEITO DE UM REVESTIMENTO COM PROCESSAMENTO RÁPIDO
PARA FUNDIÇÃO DE TITÂNIO NA CAMADA DE REAÇÃO,
POROSIDADE INTERNA, FLUIDEZ, RUGOSIDADE SUPERFICIAL E
ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COPINGS**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

2º Examinador: Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca

3º Examinador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Araraquara, 19 de março de 2009.

DADOS CURRICULARES

Fabiane Nogueira

NASCIMENTO	19.06.1984 São Paulo - SP
FILIAÇÃO	Gerson Nogueira Marie Doki Nogueira
2002 – 2005	Curso de Graduação Faculdade de Odontologia de Araraquara Universidade Estadual Paulista - UNESP
2007 - 2009	Curso de Mestrado – Área de Prótese Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral Faculdade de Odontologia de Araraquara Universidade Estadual Paulista - UNESP

Dedico com muito amor este trabalho

A **Deus**,

Por me permitir essa vida tão maravilhosa e me orientar sempre na busca do melhor caminho...

Aos meus pais, **Marie e Gerson**,

A quem devo tudo. Obrigada pelo amor incondicional e incentivo constante. Obrigada por compartilharem comigo os meus sonhos e por acreditarem em mim. Vocês são o meu exemplo, o meu porto seguro. Essa conquista é nossa! Eu amo muito vocês.

Ao meu irmão, **Rodrigo**

Parceiro, obrigada por ser exatamente do jeitinho que você é! Tenho muito orgulho em ser sua irmã. Meu amor por você é infinito.

Agradecimento Especial

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Gelson Luis Adabo**,

A quem admiro muito como pessoa e como mestre. Não tenho palavras para agradecer todos os ensinamentos, e estes não ficaram limitados somente à minha vida profissional. Obrigada pela convivência harmoniosa e longa, pela amizade, pela paciência e principalmente pela confiança.

Tenho muito orgulho em tê-lo como orientador e por fazer parte desta grande “família” da Materiais Dentários.

Muito obrigada!

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP**, representado pelo digníssimo diretor Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla e pela vice diretora Prof^a. Dr^a. Andréia Affonso Barreto Montandon, pela oportunidade de formação na graduação e no Mestrado;

Ao **Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, pela seriedade e competência com que conduz o programa;

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP** pela concessão de auxílio para o projeto, processo nº 2007/00203-8;

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES**, por ter concedido auxílio financeiro por meio de bolsa de estudos;

Ao **Prof. Dr. Oscar Peitl Filho e ao Gustavo**, do Laboratório de Materiais Vítreos do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, pela parceria e ensinamentos valiosos e aprofundados a mim proporcionados. Gustavo, obrigada pela grande dedicação e entusiasmo dispensados em nosso trabalho.

A todos os **Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, meus mestres desde a faculdade e que contribuíram imensamente na minha formação durante o Mestrado. Obrigada pela amizade, incentivo e ensinamentos.

Agradeço, de forma especial, aos professores da disciplina de Materiais Dentários **Gelson, Carlos Cruz, Renata e Geraldo**, pela oportunidade, amizade e principalmente pelos ensinamentos. Guardarei sempre uma grande admiração e carinho por vocês!

À amiga e aluna do doutorado, **Anelise Rodolfo Ferreira Pieralini**, que me acompanhou desde minha iniciação na vida científica e me ensinou muito. Ane, obrigada pela companhia nas longas horas de laboratório, parceria e paciência.

A todos os funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, em especial à: **Marta, Lúcia, Malu, Miriam, Sílvia, D. Inês, D. Adelaide, Adelaidinha, Júnior, Manoel e Conceição** pela amizade, carinho, atenção e presteza. Muito obrigada.

Aos **Funcionários da Seção de Pós-Graduação**, exemplos a serem seguidos. Queria agradecer especialmente à **Mara**, pela amizade, carinho, eficiência e pela disposição em ajudar, sempre.

Aos **Funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara**, pela atenção, disposição e dedicação.

A todos os colegas do Mestrado, **Ana Lu, Tati, André, Lali, Flavia, Camilinha, Cadu, Carol, Ana Paula, Cris, Flavia Zardo, Fer, Pati e Rodrigo**, pela amizade e por todos os momentos e aprendizados que compartilhamos.

Agradeço especialmente ao **Antonio**, também colega do mestrado, pela amizade, consideração, opiniões, convivência e por estar sempre disposto a me ajudar. Sou muito grata, mesmo!

Aos colegas do doutorado do mesmo departamento, em especial à **Laiza, Isabella, Julie e Carol** pelas dicas, amizade, atenção e pelas experiências compartilhadas.

Aos meus amigos de graduação da **Turma 77**, que tornaram a minha passagem por Araraquara maravilhosa e inesquecível. Agradeço principalmente à **Marina, Tetê, Andrea, Renata, Emileine, Maringá, William e Ivan (Lambari)**, que se mantiveram presentes de uma forma especial nesta etapa da minha vida.

A todos os amigos e familiares de São Paulo, especialmente **Tia Leda, Daniel, Luciana, Tia Suma, Suely, Chan, Lucas, Gabriel, Caio, Bomba, Mau, Verônica e Tadeu**, que sempre me incentivaram e torceram por mim. Obrigada pelo carinho e amizade.

Ao meu primo **Mário Kawagoe**, pelas oportunidades, ensinamentos, incentivo, dedicação e amizade. Você é um exemplo para mim.

E um agradecimento mais do que especial à **Cris, Bi e Vivi**, minhas amigas – irmãs, que participaram de todos os momentos bons e ruins da minha vida. Obrigada pelo companheirismo, cumplicidade, respeito e amor verdadeiro. Sou muito grata pela amizade de vocês. Obrigada por acreditarem em mim e me motivarem, sempre.

***A todos aqueles que contribuíram, de qualquer forma,
para que eu chegasse até aqui,
minha eterna gratidão.***

Epígrafe

“Grandes realizações são possíveis quando se dá importância aos pequenos começos”

(Lao-Tsé)

Sumário

Resumo.....	11
Abstract.....	15
1. Introdução.....	19
2. Revisão da Literatura.....	24
3. Proposição.....	82
4. Material e Método.....	84
5. Resultado.....	95
6. Discussão.....	103
7. Conclusão.....	124
8. Referências.....	127

Resumo

Nogueira F. Efeito de um revestimento com processamento rápido para fundição de titânio na camada de reação, porosidade interna, fluidez, rugosidade superficial e adaptação marginal de copings [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

RESUMO

A aplicação do titânio e ligas de titânio para implantes dentários e próteses têm crescido nos últimos anos devido às suas excelentes propriedades físicas e mecânicas. No entanto, o titânio tem alto ponto de fusão (1668°C) e sob elevadas temperaturas, reage com elementos do ar atmosférico (oxigênio, nitrogênio, hidrogênio) e com componentes de diversos revestimentos. As reações entre o metal fundido e alguns elementos de revestimentos, principalmente fosfatados ou à base de sílica, resultam na formação de uma zona de contaminação superficial denominada “ α -case”. Para minimizar este problema, revestimentos contendo óxidos menos reativos, tais como Al_2O_3 , MgO , ZrO_2 e CaO , têm sido desenvolvidos. Os revestimentos especiais para fundição de titânio à base de sílica, de MgO , alumina e espinélio apresentam um tempo de processamento bastante longo (8 a 10 horas). Recentemente, foi desenvolvido um revestimento à base espinélio com processamento acelerado (Trinell - Dentaurum, Ispringen, Germany) que permite a utilização de uma técnica de secagem em forno de microondas e temperatura de aquecimento inicial do forno de 400 °C, diminuindo o tempo de processamento para cerca de 5 horas. No entanto, não existem estudos que comprovem a eficiência deste novo revestimento. O propósito deste estudo foi avaliar o efeito do novo material Trinell (TR) na camada de reação, porosidade interna, fluidez, rugosidade superficial e adaptação marginal de estruturas fundidas em titânio, quando comparado a dois revestimentos convencionais para fundição de titânio: um

revestimento fosfatado, Rematitan Plus (RP) - controle negativo e outro à base de espinélio Rematitan Ultra (RU) - controle positivo. A camada de reação foi avaliada por meio de ensaio dureza Vickers; a medida da porosidade interna foi determinada por exame radiográfico; a rugosidade superficial foi medida em rugosímetro; a fluidez foi determinada pela porcentagem de filamentos fundidos em relação à extensão total de filamentos do padrão de nylon em forma de malha e a adaptação marginal de estruturas fundidas em Ti cp. sobre um pilar cônico 5.0, montado sobre implante HE, foi medida por análise de imagens. Para os valores de dureza Vickers, aplicou-se a análise de variância a dois critérios e teste de Tukey para comparação de médias ($\alpha = 0,05$). Nas duas primeiras profundidades (25 μm e 50 μm) foram encontrados os maiores valores de dureza, enquanto a partir de 100 μm até 350 μm , os valores foram menores e estatisticamente iguais entre si. Nos espécimes fundidos com RP, foi encontrada maior dureza (199,71 VHN) do que para aqueles fundidos com RU (174,87 VHN) e TR (175,52 VHN), não havendo diferença significativa entre os revestimentos à base de espinélio. A interação material X profundidade mostrou igualdade entre os espécimes fundidos com os três materiais a partir de 100 μm . Para os testes de preenchimento do molde, rugosidade superficial e adaptação marginal de componentes protéticos, diante do não atendimento aos critérios de aplicação de teste paramétrico, adotou-se o teste não-paramétrico Kruskal-Wallis. Foi observada pequena incidência de poros nas peças fundidas com RP, enquanto os piores resultados foram obtidos com RU, seguido de TR. No teste de rugosidade superficial, os espécimes fundidos com RP apresentaram-se significativamente mais rugosos do que os fundidos com RU e TR, iguais entre si. O preenchimento do molde em fundições com RP foi significativamente menor do que aquelas feitas com RU e TR. Os maiores valores de desadaptação marginal foram observados nas amostras fundidas com o RP (20,82 μm) e não houve diferença significativa entre RU (8,35 μm) e TR (7,67 μm). Concluiu-se que

o novo revestimento à base de espinélio (TR), com secagem em forno de microondas e processamento térmico acelerado, é capaz de produzir estruturas fundidas com características de camada de reação, preenchimento do molde, rugosidade superficial e adaptação marginal semelhante às obtidas em fundições feitas com o material RU e superiores à RP, com exceção da porosidade, onde RP apresentou o melhor comportamento.

Palavras-chave: Titânio; Revestimento para fundição odontológica; Técnica de fundição odontológica

Abstract

Nogueira F. Effect of short-cycle investment for titanium castings on the reaction layer, internal porosity, castability, surface roughness and coping marginal misfit [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

ABSTRACT

The use of titanium and titanium alloys in dental implant and prosthesis has increased in the past few years because of their excellent physical and mechanical properties. However, titanium has a high melting point (1668 °C) and inherent reactivity with elements of atmospheric air (oxygen, nitrogen, hydrogen) and with components of several investment materials under high temperatures. The reactions between molten metal and some of the elements of phosphate-bonded and other silica-based investment materials result in the development of a surface contamination zone called “ α -case”. To minimize this problem, new investment materials containing less reactive oxides, such as Al_2O_3 , MgO , ZrO_2 and CaO have been developed. The commercial silica-, MgO -, Al_2O_3 - and spinel-based investments especially formulated to titanium casting demand a processing time in a range of 8 to 10 hours. Recently, a new short-cycle spinel-based investment (Trinell - Dentaurum, Ispringen, Germany) was developed. It has a reduced processing time - 5 hours in the furnace- because of an investment drying technique into microwaves oven followed by an initial heating in furnace at 400 °C. However, there are not studies which verify the efficiency of this new investment. The aim of this study was to evaluate the reaction layer, the internal porosity, the surface roughness, the castability and the marginal misfit of titanium castings performed with the new material, Trinell (TR), in comparison to two conventional investments for titanium castings: phosphate-bonded Rematitan

Plus (RP) - negative control, and the spinel-based Rematitan Ultra (RU) - positive control. The reaction layer was evaluated by Vickers hardness; the measure of the internal porosity was determined by radiographic test; the surface roughness was measured with a surface-test analyzer, the castability was determined by the percentage of completely cast filaments (percentage of the total extension of mesh pattern filaments); and the marginal misfit of the coping/abutment interface was measured by image analysis. The averages of Vickers hardness were compared by variance analysis (two-way) and Tukey test ($\alpha = 0.05$). The highest values of hardness were found in the two first depths (25 μm and 50 μm), while from 100 μm to 350 μm the values were lower and statistical equal. The specimens cast with RP had higher hardness (199.71 VHN) than that cast with RU (174.87 VHN) and TR (175.52 VHN), which were significant equal. Regarding the material X depth interaction, no statistical difference was found among the specimens cast with the three materials from 100 μm to 350 μm . A non-parametric test (Kruskal-Wallis) was used for castability, surface roughness and coping misfit tests. Low incidence of pores was observed in the RP castings. The worse results were obtained in RU castings, followed by TR castings. In the surface roughness test, the specimens cast with RP presented significantly higher values of roughness than that cast with RU and TR. No significant difference was observed between RU and TR. The castability of RP castings was significant lower than the castability of RU and TR castings. The highest misfit values were observed in RP castings (20.82 μm) and no significant difference were found between RU (8.35 μm) and TR (7.67 μm). It was concluded that the new spinel-based investment (TR) with microwave oven drying and reduced speed operation is able to produce casting structures with reaction layer, castability, surface roughness and marginal misfit similar to the castings made with RU material and better than RP. However, RP presented lower internal porosity than RU and TR.

Keywords: Titanium; Dental casting investment; Dental casting technique

Introdução

1 Introdução

O titânio, quarto elemento metálico estrutural mais abundante na natureza, foi descoberto em 1795 pelo químico alemão Klaproth e passou a ser utilizado em larga escala na indústria aeroespacial por possibilitar a construção de estruturas resistentes e menos densas³⁴. Devido à sua excelente biocompatibilidade, também tem sido utilizado como biomaterial para implantes ortopédicos e dentários. Por este motivo também se torna uma alternativa às ligas que contém níquel, cobalto e berílio na confecção de estruturas protéticas, que podem estar associadas a problemas como hipersensibilidade, reações alérgicas e efeitos carcinogênicos^{46,66}, além de apresentar custo estável e acessível¹².

Devido à sua massa atômica ser mais baixa do que de outros metais, apresenta alta relação resistência/massa, possibilitando a confecção de próteses comparativamente menos densas³⁴, sem comprometer suas propriedades mecânicas, como a resistência à tração e dureza^{28,65}. Além das adequadas propriedades mecânicas, outras características positivas como alta resistência à corrosão e baixa condutividade térmica favorecem sua crescente aplicação para confecção de estruturas de próteses²⁷.

No entanto, devido ao elevado ponto de fusão do titânio (1668 °C)²¹, associado à sua alta reatividade com o meio durante a fundição, são exigidos equipamentos especiais dotados de alta tecnologia, incluindo arco elétrico/vácuo/pressão de argônio^{22,74}. Ainda assim, defeitos nas estruturas fundidas são freqüentemente encontrados e normalmente são referentes à porosidade, preenchimento incompleto do molde, reatividade com elementos do revestimento e contaminação com o oxigênio^{10,24,46, 59,68}.

A elevadas temperaturas, o titânio reage principalmente com o ar atmosférico e com elementos dos revestimentos^{17,50}, especialmente

aqueles à base de sílica, produzindo uma camada de reação na superfície da fundição, que é dura, frágil^{14,54,68} e com significativa influência sobre a rugosidade superficial e a adaptação das peças fundidas aos respectivos preparos^{2,44,58,60,67,68}, o que torna o acabamento mais difícil e aumenta o risco de corrosão intraoral^{17,50}.

Os revestimentos odontológicos tradicionais são compostos basicamente por uma forma finamente pulverizada de sílica na forma alotrópica de quartzo ou cristobalita e um aglutinante. O aglutinante à base de gesso tende a falhar a elevadas temperaturas e conseqüentemente não é recomendado para temperatura de molde superior a 700 °C. Já os aglutinados por fosfato ou sílica podem ser utilizados para moldes a temperaturas próximas de 1000 °C e, embora alguns fabricantes não recomendem temperaturas tão elevadas, são considerados estáveis³⁸. Estes tipos de revestimento são de custo acessível e apresentam percentuais de expansão elevados, favorecendo a compensação da contração de fundição do titânio¹⁹. No entanto, podem reagir intensamente com o titânio fundido, propiciando acentuada contaminação superficial^{35,67}.

Com o objetivo de contornar essa reação, foram desenvolvidos revestimentos especiais para fundição de titânio à base de óxidos relativamente estáveis como: MgO, Al₂O₃, ZrO₂ e CaO^{25,27,44}. De acordo com Wang et al.⁶⁷, o uso de óxidos estáveis diminui a reação entre o titânio fundido e o revestimento. Eliopoulos et al.¹⁸ (2005) compararam o efeito de um revestimento à base de espinélio (MgO/Al₂O₃) e um fosfatado à base de sílica, tendo observado que o revestimento fosfatado produziu zona de contaminação quatro vezes maior que o à base de MgO/Al₂O₃ e comportamento característico de fratura frágil no ensaio de tração. Low, Mori³⁹ destacaram a maior facilidade de limpeza da fundição quando se usou revestimento à base de MgO/Al₂O₃ comparado com os à base de sílica.

Porém, Hung et al.²⁶, Hsu et al.²⁵, Takahashi et al.⁵⁹ mostraram que revestimentos à base de espinélio apresentam menor expansão térmica e, portanto, deficiência na compensação da contração de fundição do titânio. Luo et al.⁴⁰, além da expansão térmica insuficiente, destacam o elevado custo do material. Papadopoulos et al.⁵⁰, colocam como limitações a inadequada permeabilidade ao ar e baixa resistência mecânica.

A permeabilidade dos revestimentos deve ser adequada para permitir que os gases envolvidos no processo de fundição escapem através do revestimento aquecido à medida que o metal entra no molde³. Dessa forma, há um correto preenchimento do molde, sem que haja incorporação de gases e formações de porosidades no interior das peças fundidas. Ainda em relação à porosidade interna, Hero et al.²², em 1993, encontraram que o aumento da pressão de argônio (de 50 para 400 Torr) aumentou consideravelmente a porosidade interna, embora a forma externa das estruturas tenha sido adequada. Os resultados sugeriram que, ao entrar no molde, o argônio se expande, forçando o titânio fundido em direção as paredes do molde, copiando a forma externa.

Os revestimentos especiais para fundição de titânio à base de sílica ou à base de espinélio apresentam um tempo de processamento bastante longo (8 a 10 horas). Recentemente, um novo revestimento com processamento acelerado (Trinell - Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foi desenvolvido, e permite a utilização de uma técnica de secagem em forno de microondas e temperatura de aquecimento inicial do forno de 400 °C, diminuindo o tempo de processamento para cerca de 5 horas. De acordo com o fabricante, o novo revestimento é uma evolução do revestimento à base de espinélio Rematitan Ultra (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) e afirma que estruturas menos oxidadas podem ser obtidas quando fundidas com o novo material.

Para que fundições de qualidade sejam obtidas, é necessário estudar e entender os diferentes tipos de revestimentos, sua interação

com o titânio fundido, e os principais fatores e soluções das falhas de fundição. É importante também que o tempo inerente ao processo de fundição seja otimizado, sem que as propriedades do titânio e a qualidade da estrutura fundida sejam negativamente afetadas. No entanto, não existem estudos que comprovem a eficiência do novo revestimento com processamento acelerado.

*Revisão da
Literatura*

2 Revisão da Literatura

Shell, Dootz⁵¹, em 1961, estudaram a permeabilidade dos revestimentos nas temperaturas de fundição. Os testes foram realizados utilizando ou não um anel e com ou sem forro de amianto. Os revestimentos foram imersos em água por 1 minuto e então foram colocados no forno, onde foram empregados os respectivos ciclos de queima. As leituras de permeabilidade foram feitas através da medida da passagem de ar, com pressão controlada, através da amostra de revestimento no forno. O fluxo de ar foi medido no momento e na temperatura em que as fundições normalmente são feitas. Assim, a fluidez do gás em centímetros cúbicos por minuto foi obtida. A variação na permeabilidade de diferentes amostras foi muito grande. Os valores de permeabilidade de 10 amostras utilizando o mesmo revestimento e técnica com as condições constantes variaram em 100-130 cc/minuto. Em alguns casos, os valores atingiram 150 cc/minuto, mas nessas amostras foi observado um grande número de poros no revestimento, sendo descartadas. Em algumas marcas comerciais de revestimentos utilizados também pôde-se observar que a permeabilidade diminuiu moderadamente quando foram utilizados tempos de queima mais longos e diminuiu notavelmente quando aumentou-se a temperatura de queima de 850° para 950° F. Isso pode ser explicado pela fusão de alguns componentes químicos dos revestimentos, selando algumas das

passagens de ar. A presença de cera nos revestimentos aumentou a permeabilidade mesmo a 850° F. Também encontrou-se que a permeabilidade do revestimento antes da queima era insignificante.

Ballard et al.³ (1975) mediram a permeabilidade do gás e porosidade de revestimentos para fundições odontológicas nas temperaturas de queima recomendadas pelos fabricantes. A eficácia de um aditivo de polímero de resina acrílica como agente de aumento da permeabilidade e porosidade também foi avaliada. Foram utilizados: 2 revestimentos à base de gesso, 3 fosfatados e, amostras experimentais foram feitas com 5% e 10% em peso de polímero de resina acrílica (polimetilmetacrilato), com partículas entre 5 e 71 μ adicionadas ao pó do revestimento para promover uma porosidade adicional após a queima. O aquecimento inicial das amostras de revestimentos a base de gesso foi à temperatura do forno de 600° F e de 300° F para os fosfatados. Todos os revestimentos fosfatados foram aquecidos até 1300° F e os revestimentos a base de gesso foram aquecidos até 900° F, enquanto as amostras do revestimento experimental foram aquecidas até 1200° F. Após a queima, as amostras foram resfriadas até temperatura ambiente em um dessecador e pesadas. Então foram imersas em USP óleo mineral e submetidas a diversos ciclos de vácuo e pressão para facilitar a infiltração do óleo. Quando as bolhas de ar deixaram de ser liberadas na evacuação, os espécimes foram deixados 16 a 20 horas no óleo. Após a remoção do excesso de óleo da superfície, as amostras foram pesadas novamente. A diferença no peso foi utilizada para calcular o volume de porosidades abertas. Para o teste de permeabilidade, foi utilizado um instrumento desenvolvido por Shell, que permitiu o monitoramento contínuo da passagem de ar pressurizado e a taxa de difusão através do revestimento durante o curso de medição de todas as amostras. Para os revestimentos não-modificados por polímeros: os revestimentos a base de gesso demonstraram melhor permeabilidade (16-32 cc por minuto) do que

os espécimes fosfatados (0-23 cc por minuto). No entanto, o revestimento de alta temperatura (Beauty Cast), apresentou ser o mais permeável dos revestimentos não modificados. Dois dos três revestimentos fosfatados mostraram ter pouca ou nenhuma permeabilidade às pressões empregadas nesse estudo. Já para os revestimentos modificados: o aditivo polimérico mostrou ser efetivo no aumento da permeabilidade de todos os revestimentos testados, mas foi apreciavelmente menor quando a técnica de alta temperatura foi empregada. Adições de polímero de resina acrílica não foram tão efetivos no aumento da permeabilidade nos revestimentos fosfatados como foram nos revestimentos à base de gesso. A adição de 10% em peso de polímeros aumentou a porosidade interna de todas as amostras em uma média de 9%. Concluiu-se que os revestimentos fosfatados apresentaram $\frac{3}{4}$ da permeabilidade dos revestimentos a base de gesso) e que a adição de polímero acrílico aumentou a porosidade e permeabilidade de todos os materiais incluídos nesse estudo.

Lewis³⁷ em 1977, avaliou o efeito da variação na temperatura do molde, temperatura do metal e tamanho do molde no desenvolvimento de porosidade interna em estruturas fundidas. A porosidade é resultado da interação da contração do metal líquido, antes e durante o processo de solidificação, e a dissolução de gases contaminantes durante esse processo. Esses fatores são altamente dependentes da temperatura, da capacidade de um gás em se difundir ou escapar para o ambiente, assim como da taxa de resfriamento das fundições. Nesse estudo utilizou-se 2 tipos de liga: uma a base de cobalto e outra a base de níquel. Dois tipos de espécimes foram fundidos para cada tipo de liga, 6 no formato padrão para testes de resistência à tração e 4 de formato cônico. A temperatura padrão do molde foi de 1000°C. Um revestimento a base de sílica foi utilizado para a produção de todas as fundições, com temperatura do molde de 700°C. Foi utilizada uma máquina de fundição automática

(Ticomatic), onde todas as fundições foram feitas sob condições de superaquecimento. Estudos radiográficos, metalográficos e determinação da densidade foram feitos, como descrito anteriormente por Lewis, 1977. Defeitos brutos foram mais facilmente detectados radiograficamente do que áreas de porosidade difusa. Para os teste metalográficos, as fundições com liga de cobalto apresentaram uma porosidade difusa num todo. As fundições com liga de níquel apresentaram defeitos brutos somente nas extremidades expandidas. Os valores de porosidade para as duas ligas foram muito parecidas. Já nas fundições realizadas com temperatura de molde de 700°C, houve uma redução na quantidade total de porosidade presente e estas apresentaram-se mais uniformemente distribuídas ao longo da fundição. O inverso foi verdadeiro para fundições feitas com as ligas superaquecidas, onde a estrutura da fundição apresentou-se íntegra e todas as cavidades dos poros estavam agregadas. Num sistema de fundição que produza uma solidificação unidirecional, a utilização do metal superaquecido poderia resultar numa melhor densidade de fundição, no entanto, em outros casos, para fundições mais complexas como, por exemplo, as estruturas próteses parciais removíveis, a utilização do metal superaquecido poderia resultar no desenvolvimento de grandes poros em áreas críticas do interior da fundição.

O objetivo de um outro estudo realizado por Lewis³⁸ em 1977 foi investigar o efeito que diferentes tipos de materiais do molde podem exercer sobre a estrutura e as propriedades mecânicas das fundições. Espécimes padrão de teste de tração foram produzidos utilizando revestimentos com refratários a base de sílica, gesso e fosfato. Duas ligas a base de níquel foram utilizadas, uma padrão e outra especialmente formulada, de alta ductilidade. Para a liga a base de níquel, foram feitas fundições utilizando revestimentos a base de gesso e a base de sílica. Para a liga especial, devido ao seu alto ponto de fusão, utilizou-se

revestimentos a base de sílica e à base de fosfato nas temperaturas indicadas pelos fabricantes. Todos os espécimes foram submetidos a teste de tração, avaliações radiográfica, metalográfica e determinação da densidade para avaliar a porosidade interna. A análise das amostras metalográficas obtidas a partir de liga a base de níquel e revestimento a base de gesso mostraram a presença de um ótimo padrão de difusão da porosidade nas extremidades e defeitos bem menos comuns ao longo do seu eixo quando comparados às amostras obtidas com revestimento a base de sílica. No caso da liga especial, o eixo dos espécimes de tração mostraram defeitos substancialmente menores quando o revestimento fosfatado foi utilizado. Radiograficamente, as imagens foram semelhantes às dos espécimes produzidos com a liga comum. Os autores concluíram que a natureza refratária do revestimento é um fator que influencia a quantidade e o tipo de porosidade desenvolvida em estruturas fundidas. A importância clínica disso é o fato de que essas variações podem ser associadas a alterações significantes no comportamento mecânico dessas estruturas.

Em 1980, Barreto et al.⁵ avaliaram três revestimentos fosfatados disponíveis comercialmente e a sua influência na qualidade e preenchimento das fundições feitas com uma liga de metal precioso de alta fusão e três ligas metálicas a base de cromo, níquel ou cobalto. Para tanto, padrões de cera em formato triangular foram confeccionados através de uma matriz em alumínio e incluídos em revestimento fosfatado (n=5 para cada condição). Os anéis foram aquecidos a 1300° F e as fundições foram realizadas de acordo com as recomendações dos fabricantes. Após a desinclusão, o comprimento da cada fundição foi medido com um microscópio comparador. As fundições que não preencheram o molde no valor mínimo determinado em estudo prévio pelos autores foram descartadas. Os valores médios foram calculados para cada combinação revestimento/liga e uma análise de variância foi

utilizada para avaliar a significância estatística de cada um dos fatores. Os maiores valores médios de comprimento indicam amostras mais longas, o que implica em uma melhor fluidez. A combinação de liga e revestimento foi determinante no comprimento da fundição, o que pôde ser observado pela presença de uma interação estatisticamente significativa entre esses dois fatores. As amostras mais longas obtidas foram as que utilizaram a liga SMG II com os revestimentos Ceramigold e Complete. Os piores resultados foram obtidos na utilização da liga Biobond CB com todos os revestimentos estudados. As fundições também foram subjetivamente avaliadas pela sua porosidade e rugosidade superficial, as quais indicaram uma interdependência entre a liga e o revestimento. As ligas SMG II e Jelbon resultaram em fundições lisas, independentemente do revestimento utilizado. Já as ligas Wiron e Biobond CB foram muito influenciadas pelo revestimento. Quando combinados com o Ceramigold as fundições apresentaram-se cobertas de poros e irregularidades ao longo do comprimento da amostra. Já na utilização do Ceramigold II as fundições apresentaram lisura e ausência de poros. As estruturas fundidas com o revestimento Complete apresentaram características intermediárias. Os autores concluíram que a compatibilidade entre todas as ligas, principalmente as não preciosas, e os revestimentos devem ser testadas antes de se afirmar a qualidade ou falta de qualidade para uso clínico.

Ida et al.²⁷, em 1982, afirmaram que o titânio reage 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.

Miyakawa et al.⁴¹, em 1989, avaliaram a estrutura da superfície do titânio quando fundido em revestimento à base de Al₂O₃/SiO₂ aglutinado por fosfato, por meio do uso de sonda analisadora de elétron (EDS). 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 α -estabilizadores, justificando o nome desta camada de α 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.

Em 1990, Naylor et al.⁴³ afirmaram que a literatura odontológica contém muitos relatos de testes de fluidez, embora a metodologia dos testes e a forma dos espécimes seja extremamente variada. O estudo realizado por eles comparou os valores de fluidez do teste de Whitlock, onde padrões na forma de uma grade quadrada de poliéster fundidos são utilizados, com aqueles obtidos em uma fundição baseada em uma réplica de restauração odontológica. Para isso, a fluidez de cinco ligas para metalo-cerâmicas com diferentes composições e revestimentos fosfatados com e sem carbono foram utilizados. Para o teste de Whitlock, 100 padrões foram fundidos (5 para cada combinação entre teste, liga e revestimento) e os valores de fluidez dos padrões em forma rede foram calculados como recomendado por Whitlock et al, Hinman e outros. Os números de segmentos fundidos foram somados, divididos por 220 e multiplicados por 100 para se obter a porcentagem C_v (castability value).

Para o teste de fluidez por réplica, utilizou-se um coping para estrutura de coroa metalo-cerâmica, que foi moldada e duplicada. Setenta réplicas foram confeccionadas adaptadas manualmente. Os valores de fluidez para os padrões replicados foram obtidos através da determinação da porcentagem de bisel que conseguiu ser fundido nas faces vestibular, interproximais e lingual. Para tanto o coping fundido foi posicionado sobre um index desenhado com as quatro posições do coping e com linhas de orientação horizontais e verticais e foi analisado em um microscópio de medição. O valor médio do comprimento do bisel fundido foi dividido pelo valor máximo possível para esse comprimento e dividido por 100, para obtenção da porcentagem copiada para essa área (Cv). A precisão marginal, o nível de réplica dos padrões e as características de superfície foram avaliadas e fotografadas. Os resultados deste estudo indicaram que o desempenho no teste de Whitlock não pode ser relacionado com os resultados do teste com réplica. A ordem de desempenho e média de Cv para o teste de Whitlock utilizando o Ceramigold foram: Rexillum III 100%, Naturelle 87.7%, Will-Ceram W1 65.3%, Olympia 48.9% e Forte 15.6%. O mesmo teste utilizando o Vestra-Fine foram: Rexillum III e Will-Ceram W1 100%, Naturelle 99.4%, Olympia 85.5% e Forte 25.0%. Já para o teste com réplica, utilizando o Ceramigold, a ordem de desempenho e a média Cv foram: Naturelle 96.9%, Rexillum III 96.4%, Olympia 95.3%, Will-Ceram W1 93.5% e Forte 63.2%. Utilizando o Vestra-Fine, os resultados apresentados foram: Naturelle 97.8%, Will-Ceram W1 95.9%, Forte 93.0%, Rexillum III 91.7% e Olympia 88.2%. Pelos resultados deste estudo, a significância de uma fundição completa para o teste de Whitlock (Cv) não foi esclarecida. A seleção do revestimento teve um impacto muito maior nesse tipo de teste do que no teste com réplica, o que torna o teste com o padrão em forma de grade um indicador de Cv menos confiável. Os valores do teste de Whitlock como padrão para refinar o processo de fundição são questionáveis.

Sunnerkrantz et al.⁵⁴, 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. 10⁻²/2,5.10⁻²; B - 2,5.10⁻²/1; C - 2,5.10⁻²/10; D - 1/2,5.10⁻² e E - 10/2,5.10⁻²). Padrões de cera em forma de coroas cilíndricas foram padronizados com margem de 30°. As inclusões foram realizadas em revestimento aglutinado por fosfato (Wiruplus, BEGO), sendo aquecidas, primeiro a 250°C por 1h e em seguida a 700°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 (2,5.10⁻²/2,5.10⁻²), 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). É 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.⁵⁸, em 1990, avaliaram algumas propriedades físicas de cinco revestimentos fosfatados (Rema Exakt, Ceramigold, Complete, Tai-Vest, Full-Vest), além de, grau de adaptação, fusibilidade e microdureza Knoop's de fundições de titânio obtidas com os refratários citados acima. 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 1 mm 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 numa máquina de ensaios mecânicos 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. O titânio puro foi fundido em máquina de pressão e fusão por arco e argônio. A fusibilidade desse metal 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 resfriados 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, e fundidos 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. Após a obtenção das medias de adaptação, as coroas em MOD foram seccionadas longitudinalmente, montadas em resina acrílica e polidas com lixa para que a dureza Knoop's fosse realizada 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 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 raios X mostrou que os materiais eram compostos de quartzo, cristobalita, $\text{NH}_3\text{H}_2\text{PO}_4$ 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 foi 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's das fundições de titânio com Ceramigold e Complete foi significativamente maior do que com os outros revestimentos aumentando a dureza nas fundições de titânio foi em decorrência da camada de reação ao 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.

Blackman et al.¹⁰, 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.

Jemt²⁹, em 1991, tratou 391 edêntulos de maxila e mandíbula com próteses fixas, suportadas por 2199 implantes do tipo Brånemark. Os pacientes foram acompanhados por 1 ano. A taxa de sucesso foi 99,5% e 98,1% para as próteses e implantes, respectivamente. O número de complicações graves foi baixa, mas foi possível identificar uma quantidade de problemas significativamente maior para maxila ao longo do período de observação do que para mandíbula. Muitos problemas aconteceram em ambas maxila e mandíbula, mas ocorreram problemas mais específicos para cada tipo de maxilar. Má dicção e fraturas do dente de resina foram os problemas mais comuns em maxila, enquanto mordedura do lábio e bochecha foram complicações pós-tratamento de mandíbula. A maioria dos problemas foram facilmente resolvidos e a reversibilidade das próteses foi uma grande vantagem.

Já em 1992, Blackman et al.⁹ 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.

Em 1993, o objetivo do estudo de Hero et al.²³ foi avaliar os fatores que afetam o preenchimento do molde e a porosidade, utilizando máquinas de fundição dos tipos (Argônio-arco voltaico), (vácuo/ Argônio-arco voltaico). Duas séries de experimentos foram feitas: (1) Câmaras de fusão e do molde separadas por uma lâmina de titânio, de forma que o gás argônio só entra em contato com o molde quando o titânio fundido é injetado no molde; e (2) Sem a separação das câmaras pela lâmina de titânio, onde as duas câmaras apresentam a mesma pressão e estão preenchidas com gás argônio. Padrões de cera para próteses fixas de cinco elementos foram utilizados. As inclusões foram feitas com revestimentos: fosfatado (Bellavest T, BEGO, Germany) com cobertura de ZrO₂ para diminuir a reação com o titânio fundido e à base de espinélio (Titavest CB, Morita, Japan), os quais apresentam diferentes permeabilidades. O preenchimento do molde foi avaliado através de inspeção visual e pela medição do comprimento das margens que não foram copiadas nessas coroas. A porosidade foi estudada por métodos radiográficos e de medição da densidade. Na série 1, o preenchimento do molde foi satisfatório em todos os casos, enquanto a porosidade foi

substancial para fundições feitas com altas pressões de argônio. Na série 2, todas as fundições apresentaram baixa porosidade, mas o preenchimento do molde somente foi adequado para os revestimentos com alta permeabilidade. O estudo mostrou que a porosidade pode ser evitada pela manutenção de baixas diferenças de pressão entre as câmaras de fusão e da cavidade do molde. Um adequado preenchimento do molde foi conseguido quando houve mínima pressão reversa causada pelo gás argônio aprisionado no interior do molde. A qualidade superficial de todas as fundições foi adequada, com pouca ou nenhuma oxidação para ambos os revestimentos utilizados.

Em 1993 Lautenschlager, Monaghan³⁴ realizaram uma revisão sobre o titânio e as ligas de titânio com finalidade odontológica. O titânio apresenta baixo peso molecular e densidade de aproximadamente 4,5 g/cm³ que é menor do que o ouro, liga de Co-Cr e do aço inoxidável (19,3; 8,5; 7,9 g/cm³ respectivamente). O módulo de elasticidade da liga de Ti6Al4V é comparável à do ouro e metade da liga de Co-Cr ou aço inoxidável. A combinação de alta resistência e baixa densidade fazem do titânio e suas ligas com alta relação resistência massa. As ligas de titânio à temperatura de 883°C sofrem uma transformação da fase α (hexagonal) para a fase β (cúbica). Dentre as propriedades, uma das mais atrativas para a odontologia é a excelente biocompatibilidade. Alguns estudos mostraram pouca ou nenhuma reação de hipersensibilidade nos tecidos moles e duros da boca, assim como pouca ou nenhuma descoloração nas restaurações de Ti. A propriedade que contribuiu com a sua biocompatibilidade é que o titânio e suas ligas possuem alta resistência à corrosão. Quando o titânio é exposto na atmosfera uma camada de óxidos começa a formar em nano segundos. Esses óxidos que são primariamente TiO₂ se formam rapidamente por causa da alta reatividade do titânio ao calor, formando uma camada passiva, não apenas para produzir boa resistência à corrosão, mas permitir que fluídos fisiológicos e

proteínas se deposite diretamente sobre ela. A colocação de implantes de titânio na cavidade bucal foi desenvolvida há vinte anos. Melhoras no formato do implante e nas técnicas de implantação tem resultado em aumento na proporção de sucesso para essa aplicação. A fundição do titânio foi iniciada por volta da década de 1970 e a tecnologia aplicada à odontologia tinha o foco voltado em máquinas que fossem capazes de produzir fundições pequenas e precisas, porém ainda é uma tecnologia de alto custo para laboratórios. Alguns estudos têm mostrado que fundições odontológicas de titânio nessas máquinas são susceptíveis a contaminação superficial por oxigênio e possível interação com o revestimento causando aumento da dureza de superfície. Além disso, a baixa densidade do Ti cria dificuldades para fundição. Por isso, uma das maiores dificuldades na fundição do titânio e das ligas de titânio tem sido encontrar um revestimento apropriado e qual o melhor ciclo de aquecimento. O revestimento para fundição de Ti deve ter a capacidade de resistir inicialmente ao metal fundido em aproximadamente 1700°C sem reagir com a superfície fundida, e sem provocar sinterização. A cavidade do molde de revestimento deve expandir o suficiente para compensar a contração de fundição durante a transição de líquido para sólido encontrada no metal quando esse retorna à temperatura ambiente. O coeficiente de expansão térmica do titânio é relativamente baixo $8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, versus $14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ e $12 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ que são da porcelana e do dente. Resultados razoáveis tem sido encontrados com várias combinações de quartzo (SiO_2), cristobalita (SiO_2), e pó de MgO em revestimentos fosfatados. Outros estudos têm mostrado que colocar uma camada de MgO ou ZrO_2 cobrindo o padrão de cera apresentaram algum sucesso para prevenir o ataque da superfície, mas o revestimento ideal e a técnica ainda precisam ser encontrados.

Takahashi et al.⁵⁹ 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 170 μm , pó de quartzo com partículas de 9 μm , pó de cristobalita com partículas de 11 μm , 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 magnésia), 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 15 mm conectado 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 resfriado 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 foi realizado em intervalos de 75 μm sob carga de 200 g. A análise de variância (ANOVA) mostrou diferenças significantes na fusibilidade entre os refratários, com melhor desempenho dos materiais a 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 verificada menor dureza nas

peças fundidas em moldes à base de quartzo, assim como nos refratários com menor concentração de magnésia no aglutinante.

Em outro estudo, Takahashi et al.⁶⁰ (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 SiO₂ e ZrSiO₄ 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.

Mori et al.⁴², em 1994, determinaram o melhor procedimento laboratorial para fundir coroas de titânio e medir a expansão térmica de três revestimentos o Rematitan (B) e Titanvest CB (C), a base de SiO₂, e um refratário novo o Taivest (A) baseado em Al₂O₃/MgO. A temperatura do molde A foi de 350°C e dos outros dois B e C foi de 200°C e 600°C. Os três materiais apresentaram baixa expansão de presa: A: -0,01%, B: -0,08% e C: 0%. Os materiais foram manipulados mecanicamente com água deionizada (A) ou líquido especial (B e C). Os corpos-de-prova de cada revestimento para expansão térmica apresentavam 5 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento, e as medidas de expansão foram conduzidas usando um analisador termo-mecânico sob uma carga de 0,05 N e taxa de aquecimento de 10°C/min. Os corpos-de-prova foram aquecidos nas temperaturas de 900°C para A e C e 1100°C para o B e resfriados até a temperatura ambiente. Os valores médios de expansão térmica nas várias temperaturas foram determinados após três medidas de cada material. Para avaliação da adaptação da coroa, foi utilizado um troquel metálico em forma de cone com término em forma de ombro. Uma pequena conexão que suportava um espaçador removível com 2 mm de espessura permitia que o troquel medisse 6mm de comprimento, enquanto o diâmetro oclusal era de 9,2 mm o cervical era 9,8 mm. Após todas as partes do molde estarem assentadas o conjunto foi isolado e a cera fundida foi introduzida e quando a cera perdeu o brilho um pistão foi inserido e pressionado até tocar na conexão superior e o excesso de cera saiu pelo orifício central do pistão o que definiu o tamanho em 8 mm e um outro diâmetro de 11,4 mm e apresentava 2 mm de espessura na oclusal e 0,75 mm na cervical. O padrão foi removido e um conduto de alimentação de 2 mm de diâmetro foi conectado axialmente no centro da superfície oclusal e montados na base formadora de cadinho. O anel foi

acoplado, e realizada a inclusão. Seguiu-se com o aquecimento e fundição e após todas as coroas foram limpas com ultra-som e água por 5 minutos. A precisão de assentamento foi realizada sob uma carga de 200 N e a medida de discrepância foi feita entre a margem gengival da coroa e a cervical do troquel em quatro pontos eqüidistantes. A precisão da expansão térmica dos revestimentos A e B foi semelhante. O revestimento C apresentou expansão térmica negativa até 700 °C e a partir de 900°C iniciou uma rápida expansão. A precisão de fundição das coroas em revestimento baseado em sílica é difícil devido a reação do Ti com o molde. A baixa temperatura do molde recomendada não proporcionava expansão suficiente para compensar a contração do metal. A formulação do refratário alternativo produziu uma pequena superfície de reação e melhor compensação da contração do metal.

Em 1994, Wakasa et al.⁶³ fundiu coroas com titânio puro utilizando um revestimento especialmente desenvolvido que continha MgO, Al₂O₃ além de uma pequena quantidade de zircônia em sua composição e um revestimento fosfatado. As fundições foram realizadas usando pressão de argônio. A fluidez e adaptação dessas coroas foram avaliadas. Para o teste de fluidez, utilizou-se padrões de 15 mm X 15 mm X 1 mm e 20 mm X 20 mm X 1 mm quando utilizado sprue de dimensões de 2.5 mm de diâmetro por 5 mm de comprimento. Em todos os casos, o valor de fluidez foi de 100% para as duas amostras. Após a obtenção das coroas, estas foram cimentadas com cimento de policarboxilato em um modelo de aço inoxidável e a então a valores de adaptação foram medidos através de corte longitudinal do modelo e coroa cimentada. Os valores de adaptação variaram de 0.01 mm a 0.14 mm. Na literatura, a desadaptação de coroas fundidas em titânio utilizando revestimento fosfatado incluindo Al₂O₃ varia de 0.0128 mm a 0.0498 mm. Este estudo mostrou que as fundições realizadas com o revestimento a base de MgO e Al₂O₃ apresentaram os melhores resultados de fluidez e adaptação. Os

resultados sugerem que para fundição de titânio com revestimentos à base de magnésia é recomendável a utilização de pressão de argônio.

Chai, Stein¹³, 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 significativa 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.

Em 1995, Wakasa, Yamaki⁶⁴ tiveram como objetivo avaliar a presa de revestimentos a base de magnésio quando misturados à dez

tipos de soluções diferentes, assim como determinar a adaptação de coroas de titânio fundido nos moldes originais de revestimento. Para os testes de presa, o método de avaliação utilizado através da quantidade de penetração da agulha de Vicat. O tempo de presa foi considerado a partir do início da mistura até o endurecimento final do revestimento. Para o teste de adaptação, padrões de cera foram obtidos a partir de um modelo metálico e então as coroas foram fundidas em máquina com atmosfera de argônio e arco-voltaico. As coroas foram cimentadas com cimento de policarboxilato e foi feito o corte longitudinal dos modelos. A adaptação das coroas fundidas foi avaliada através das medições da distância entre a margem das coroas e dos respectivos modelos de gesso duplicados. O tempo de presa dos revestimentos misturados às soluções foi de aproximadamente 3 horas e a expansão de presa somada à térmica variou de 0.5 a 0.9%. Os valores de adaptação das coroas de titânio fundidas variaram de acordo com o aumento da magnitude de expansão total do revestimento à base de magnésio. Maiores valores de expansão resultaram em menores médias de desadaptação. Os valores médio de adaptação variaram de 1.5 a 0.02 mm, sendo que o melhor resultado obtido foi na utilização de solução de etilsilicato²⁸/HCl/H₂O/etanol (0.02 mm) misturado ao pó do revestimento.

Syverud, Hero⁵⁵, 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 30°) 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 131 μ m, 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 200 μ m, respectivamente, similar à média encontrada para a liga de Ni-Cr, 150-200 μ m. 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.⁵⁶, 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 μ 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 μm , 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 μm -80 μm .

Jemt, Book³⁰, em 1996, tiveram como objetivo correlacionar estatisticamente medidas in vivo de desconfortos marginais e mudanças no nível de osso marginal em implantes colocados em maxilas edêntulas. Dois grupos, cada um contendo 7 pacientes, foram acompanhados por 1 ou 5 anos após o segundo estágio cirúrgico. As medidas de desconforto foram encontradas pelas médias de uma técnica fotométrica em terceira dimensão e os níveis de osso marginal foram medidos através de radiografias intraorais padrão. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentou adaptação totalmente passiva nos implantes in vivo. Além disso, distorções similares nas próteses foram encontradas nos dois grupos, indicando que os implantes pareceram estar estáveis e sem movimentação, mesmo após muitos anos em função. O valor máximo de distorção 3D dos pontos centrais do

cilindro foi em torno de 275 microns para ambos os grupos. A média de desadaptação do ponto central foi 111 (desvio padrão de 59) e 91 (desvio padrão de 51) microns para os grupos de 1 e 5 anos, respectivamente. A média correspondente de perda de osso marginal foi 0,5 e 0,2 mm para os grupos citados. Nenhuma correlação estatística entre as mudanças de perda de osso marginal e os diferentes parâmetros de desadaptação das próteses foram observadas para ambos os grupos. O grau de desadaptação reportada no estudo foi clinicamente aceitável à respeito da observação de perda de osso marginal.

Oda et al.⁴⁴, 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 50 μ m 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 μ 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 μ 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.

Wang, Fenton⁶⁶ descreveram em 1996 as propriedades do titânio, suas aplicações e revisaram relatos de literatura para o uso do titânio em prótese odontológica, com propósito de avaliar o estado atual e a tendência futura do uso desse material. O Ti c.p. foi classificado em quatro graus (I a IV) com base na incorporação de pequena quantidade de oxigênio, nitrogênio, hidrogênio, ferro e carbono durante o processo de purificação, e a liga mais usada em odontologia é o Ti6Al4V por apresentar propriedades adequadas e ser reproduzível. O Ti tem densidade de $4,5\text{g/cm}^3$ que é considerado menor do que a liga áurea e NiCr ou CoCr. Na teoria o baixo peso, a proporção resistência/peso, alta ductilidade e baixa condutividade térmica permitiram modificações na forma das restaurações de Ti, próteses removíveis e assim resultando em peças mais confortáveis e funcionais. O baixo custo do Ti e sua favorável microdureza, fazem do Ti um material atraente para prótese odontológica. O sistema de fundição do Ti é por meio de uma máquina de pressão à vácuo com duas câmaras, uma de fusão e a outra de fundição. Os revestimentos convencionais causaram extensas camadas de reação nas fundições de Ti, além de baixa expansão para compensar a contração de fundição na temperatura recomendada para o molde (200°C). O titânio apresentou pouca reação com revestimentos a base de Al_2O_3 , e MgO e melhor compensação da contração de fundição. Para a fundição do Ti foi designado três diferentes sistemas de fundição: Castmatic (Dentaurum) que emprega um sistema de pressão à vácuo com as etapas de fusão e fundição separadas em câmaras; Cyclarc (Morita) um sistema de pressão à vácuo com uma câmara de fusão e fundição; Tycast (Jeneric/Penatron) um sistema de fundição centrífuga à vácuo. Análises de imagens

radiográficas digitais indicaram que o método de fundição centrífuga mostrou os melhores resultados e os outros dois sistemas de fundição apresentaram fusibilidade semelhante. Fundições de titânio feitas sob pressão de argônio de 50mmHg são mais porosas do que fundições feitas sob pressão de 400mmHg. A porosidade das fundições de próteses fixas de três elementos também foi investigada e os resultados revelaram que pode ser reduzida usando canal de alimentação largo. Para a fundição de coroas e próteses fixas de titânio emprega-se o processo da cera perdida. A adaptação marginal de coroas de titânio foi inferior a das coroas de prata-paládio, mas superior às coroas de níquel – cromo. Quando a adaptação marginal foi testada em 20 coroas de titânio em grupos com ombro de 45° e 90°, observou-se que a discrepância marginal foi maior nos preparos com término em 90°. Contrações de fundições ocorreram, principalmente no eixo horizontal no ombro. Assim concluíram que copings de titânio podem ser fundidos apresentando adaptação aceitável de aproximadamente 50µm. Em próteses parciais removíveis observaram que a fundição com espessura de 0,7mm apresentou melhor fusibilidade do que 0,35mm. As alterações dimensionais durante as fundições de próteses parciais removíveis em titânio e concluíram que nos planos horizontal e vertical ocorreu contração horizontal de 2,6% e expansão vertical de 1,8%, na região antero-posterior as medidas resultaram em neutralidade; a contração na região de pré-molar foi menor do que na área de molar.

Wang et al.⁶⁷ 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 eram em forma de hastes de plástico de 6mm de diâmetro e 50 mm de comprimento que foram fundidos 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 peso 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.

O objetivo de Wolf et al.⁷¹ em 1998 foi avaliar capacidade do titânio como metal alternativo às ligas áureas. Foi feito um estudo clínico

em 110 pacientes, 54 destes receberam 99 restaurações de titânio e outros 56 receberam 96 restaurações de liga áurea. O tratamento seguiu um protocolo padrão composto de três dentistas calibrados com relação à técnica de preparo, moldagem e checagem de adaptação. Os preparos proximais eram como caixas e as margens em esmalte eram biseladas em 45° com profundidade de 0,5 mm. Todas as fundições foram feitas pelo mesmo técnico. As restaurações com titânio grau I foram fundidas em máquina de pressão à vácuo e as com liga áurea foram fundidas em máquina centrífuga. A seguir as peças foram limpas, ajustadas clinicamente empregando silicofosforato. Todas as fundições foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. Após duas semanas, a precisão da adaptação foi avaliada pela obtenção de uma moldagem e os modelos obtidos em resina epóxi. As margens mesial, distal e oclusal foram avaliadas em microscópio óptico. Os resultados mostraram que a precisão da adaptação foi melhor na liga áurea do que nas restaurações de titânio. A fenda média foi de 72 µm para o titânio e de 64 µm para a liga áurea. Com base nesses dados justificou o uso do titânio como liga alternativa à liga áurea para restauração de inlay e onlay.

Keith et al.³¹, em 1999, fizeram um estudo in vitro quantificando a discrepância marginal de coroas metalo-cerâmicas cimentadas ou parafusadas em abutments de implantes. Coroas metalo-cerâmicas para 20 implantes ITI 4.1 x 10 mm foram fabricadas. Dez implantes receberam abutments e coroas retidas por parafuso, fabricadas com cilindros de ouro pré-usinados. Os outros dez implantes receberam abutments sólidos com 5.5 mm e coroas metalo-cerâmicas cimentadas alternadamente com ionômero de vidro ou fosfato de zinco. A avaliação da interface coroa-implante foi feita através de microscopia de luz e aumento de 50x, em diferentes estágios do processo de fabricação das coroas. A análise estatística revelou uma diferença significativa ($P < .001$) na média de adaptação marginal entre coroas parafusadas (8.5 +/- 5.7 microns) e

cimentadas. Esta diferença foi observada tanto antes quanto depois da cimentação com ionômero de vidro (57.4 +/- 20.2 microns) ou fosfato de zinco (67.4 +/- 15.9 microns).

Em 1999, Low, Mori³⁹ propuseram determinar um modelo estatístico para relação entre os valores de expansão térmica e precisão dimensional em coroas totais de titânio, empregando dois revestimentos: Titavest CB (A) e T – invest CB (B). A proporção pó/ líquido seguiu as recomendações dos fabricantes: 0,5 para A e 0,13 para B. As medidas de expansão térmica foram realizadas em corpos-de-prova cilíndricos com 5 mm de diâmetro e 20 mm de altura em dilatômetro TMA 814 onde foram aquecidos até a temperatura de 950°C (A) e 800°C (B) numa taxa de 5 ou 10°C/min sob uma carga de 0,5 ou 2,5 Kpa e então resfriados à temperatura ambiente. Para determinar a precisão dimensional das coroas totais de titânio fundido foi empregado um troquel metálico a partir dos quais foram obtidos 10 padrões de cera para cada revestimento. O canal de alimentação foi conectado e a distância separando a margem gengival da coroa em cera e do término do troquel metálico foi medida em quatro pontos fixos ao redor do troquel. Em seguida, o conjunto foi montado na base formadora de cadinho e então incluído em um anel plástico de fundição. Após a presa dos revestimentos o anel plástico foi removido e o molde foi mantido em uma bolsa plástica selada por uma noite. Em seguida, os moldes foram levados ao forno sob programação de aquecimento com taxa de 10°C/ min. A temperatura para fundição do material A foi de 600°C e à temperatura ambiente para o material B. A fundição foi realizada numa máquina sob pressão a vácuo e, em seguida, as peças fundidas foram limpas em água e ultra-som e decapadas em solução de 1 de HF + 13%HNO₃ por 10 minutos. As irregularidades e nódulos foram removidos e cada coroa foi levada ao troquel metálico original, assentada sob uma carga de 200 N e a distância separando a margem gengival da coroa e o ombro do troquel foi medida da mesma

forma que foi feito no padrão de cera. Uma análise de regressão linear foi realizada com base em todos os dados de precisão e expansão térmica coletados e utilizou-se a equação $Y = \beta_0 + \beta_1 X$ onde Y é a precisão da coroa em μm e X é a expansão térmica em % dos revestimentos. Os resultados de regressão linear mostraram uma alta correlação entre os valores de expansão térmica e precisão dimensional. Os valores de expansão térmica do material A, à temperatura do molde de 600°C foi $1,59 \pm 0,09\%$, enquanto o material B, apresentou comportamento típico de revestimento fosfatado com expansão térmica de $0,64 \pm 0,01\%$ à 50°C . Foi calculado o valor de $0,97\%$ de expansão térmica necessária para discrepância zero.

Em 1999, Papadopoulos et al.⁵⁰ 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 espectrometria por energia dispersiva. Duas séries de padrões de cera (A e B) foram preparados para fundição de Ti c.p., o padrão era cilíndrico com 3 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento. Os padrões da série A eram incluídos diretamente no revestimento convencional a base de SiO_2 (fosfatado), e os da série B foram cobertos com uma camada de 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°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 epóxi, 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 a 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 espectrometria 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 μm 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 μm . As amostras A apresentaram três fases: 1 – fase α -Ti com alto conteúdo de O; 2 – fase β -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.

Ban et al.⁴, em 2000, afirmaram que devido à reatividade do titânio puro e ligas de titânio os seus revestimentos, a constituição desses revestimentos tem sido melhorada e novos sistemas têm sido desenvolvidos para solucionar esse problema. Realizaram um estudo que propôs caracterizar a oxidação externa do titânio comercialmente puro, uma liga de titânio e uma liga experimental tipo β após aquecimento a altas temperaturas, em contato com revestimentos (a base de alumina, magnésia e fosfatado) e o ar, além de discutir a reação interfacial desses metais com os revestimentos a altas temperaturas (600, 900, 1150 e 1400 $^{\circ}\text{C}$). Os revestimentos foram misturados, depositados em um padrão de borracha, aquecidos de acordo com as instruções do fabricante e resfriados até temperatura ambiente. Então, placas dos metais estudados foram colocados em contato com esses blocos de revestimentos já

queimados e o conjunto foi aquecido a 600, 900, 1150 e 1400 °C a 50 °C/min em forno elétrico sob pressão atmosférica, mantidos por 5 minutos e resfriados até temperatura ambiente. As superfícies das placas de metal oxidadas foram observadas com um microscópio eletrônico de varredura (FE-SEM). O pó e líquidos dos revestimentos, os revestimentos após a queima e os óxidos dos metais foram caracterizados por uma análise com raios-X fluorescentes (FXR), difratometria de raios X (XRD) e espectroscopia infravermelha de Fourier transformada (FTIR). Os estudos com XRD demonstraram que MgO, Li_2TiO_3 e $\text{Li}_2\text{Ti}_3\text{O}_7$ foram formados ao longo da reação do metal com os constituintes do revestimento a base de magnésia após o aquecimento até 900, 1150 e 1400 °C. Exceto para essas condições, o TiO_2 só foi formado no Ti cp. Para as ligas de titânio, os outros componentes além do Ti formaram óxidos simples e complexos como Al_2O_3 e Al_2TiO_5 no Ti6Al4V e $\text{Zr}_{0.25}\text{Ti}_{0.75}\text{Nb}_2\text{O}_7$ na liga de titânio tipo β . No entanto, nenhum óxido contendo V ou Ta foram formados. Esses resultados sugerem que os constituintes das ligas de titânio reagiram com os óxidos dos revestimentos e oxigênio atmosférico para formar óxidos externos devido à energia livre da formação do óxido e da concentração de cada elemento na superfície do metal.

Em 2000, Watanabe et al.⁶⁹ tiveram como objetivo investigar a eficiência de métodos de fundição (utilizando máquinas de fundição centrífuga ou uma unidade com duas câmaras e com diferença de pressão) na fluidez do titânio cp quando comparado à ligas convencionais para fundição odontológica. Dois tipos de padrões foram utilizados para as fundições: (a) malha de poliéster de 22.0 X 24.0 mm e com diâmetro dos filamentos da malha de 0.5 mm; e (b) disco com 24 mm de diâmetro, com espessura de 0.5 mm e que foi perfurado para formar quatro padrões em formas de T. Para a inclusão, foram utilizados diferentes tipos de revestimento: dois a base de magnésia para a fundição com de Ti cp (Selevest CB para fundição na máquina centrífuga e Titavest C&B para

fundição na máquina com duas câmaras); um a base de cristobalita para a fundição com liga de ouro e um revestimento fosfatado para fundição com liga de Ni-Cr, ambos fundidos com máquina centrífuga convencional. Para cada condição foram fundidos cinco padrões de malha e cinco discos. Após fundidos, os espécimes foram limpos com jateamento de alumina e então os índices de fluidez foram obtidos através da medição do preenchimento do molde. Para os padrões em forma de malha, a fluidez foi expressa pela porcentagem de segmentos totalmente preenchidos, de um total de 264 segmentos. Para os padrões em forma de disco, a fluidez foi determinada de acordo com porcentagem de áreas preenchidas, de um total de 25 áreas pré-determinadas em cada disco. As médias e desvios padrão dos índices de fluidez foram estatisticamente comparados utilizando ANOVA e teste de Scheffé, com $\alpha = 0.05$. A porosidade interna dos espécimes fundidos em titânio foi avaliada radiograficamente, utilizando um raio-X e filmes convencionais. Os equipamentos de fundição afetaram o preenchimento dos moldes de ambos os padrões ($p < 0.001$). Os índices de fluidez obtidos, para os dois tipos de padrão, nas fundições com Ti cp em máquina centrífuga foram significativamente melhores ($p < 0.05$) do que aqueles obtidos nos padrões fundidos em máquina com duas câmaras. As radiografias dos padrões fundidos em máquina centrífuga apresentaram alguns poros que, no entanto, eram menos numerosos e menores em tamanho do que os poros apresentados nos padrões fundidos em máquina com duas câmaras. Quando uma máquina centrífuga de velocidade ultra-rápida foi utilizada utilizando um revestimento recomendado pelo fabricante, a fluidez do titânio foi semelhante à das ligas de ouro e Ni-Cr.

Jang et al.²⁸, 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.

Neste estudo, Kikuchi et al.³³ (2001) observaram a dureza, fluidez, porosidade interna e a estrutura do metal e suas características foram comparadas entre fundições utilizando moldes à diferentes temperaturas. Revestimentos específicos para fundição de titânio foram utilizados para as inclusões (Selevest CB, T-Invest C&B e Titavest CB). Os revestimentos foram preparados e queimados de acordo com as recomendações do fabricante. Três temperaturas de fundição foram utilizados: 600 °C, 200 °C ou moldes com temperatura de forno de 30 °C foram resfriados a uma temperatura ultra-baixa de -196 °C utilizando nitrogênio líquido. As fundições foram realizadas com Ti cp. Para a avaliação da fluidez e porosidade, as fundições foram observadas diretamente e através de radiografias convencionais. Para a avaliação da dureza, as amostras foram embutidas em resina acrílica, polidas e então

foi realizado teste de dureza Vickers com carga de 0.98 N por 15 segundos, em intervalos de 50 μm a partir da superfície externa em direção ao centro. A dureza Vickers próxima da superfície da camada de reação diminuiu de acordo com a diminuição da temperatura do molde. O melhor resultado foi obtido com o Selevest CB (revestimento a base de magnésia) em ultra-baixa temperatura de molde. A camada de reação também foi avaliada através da aplicação de uma solução corrosiva (mistura de ácidos fluorídrico e nítrico) na superfície das amostras e observação em microscópio estereoscópico com aumento de 140 vezes. As superfícies apresentaram cristais aciculares, que mostrou-se mais fina quando da diminuição da temperatura do molde. A fluidez do titânio mostrou-se bom à temperatura ultra-baixa de molde para todos os revestimentos utilizados e não foram observadas presença de porosidade interna. A temperatura ultra-baixa do molde reduziu a formação de camada de reação nas fundições, mas não houve sua completa eliminação. Para isso, seria necessário o desenvolvimento de um revestimento que não reagisse com o titânio fundido.

Stoll et al.⁵³ 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 μ m; (B) discrepância marginal de 50-100 μ m; (C) discrepância marginal maior que 100 μ 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.

Em 2001, Wu et al.⁷² afirmaram que a porosidade é um dos defeitos mais freqüentes que ocorrem em fundições odontológicas feitas em titânio. Realizaram este estudo, que visou simular o preenchimento do molde e processo de solidificação de fundições odontológicas (coroas unitárias e estruturas de três elementos), pré-diagnosticar e minimizar os defeitos de porosidade nas partes fundidas através da otimização numérica de sistemas de colocação de sprues e parâmetros de fundição. A geometria de coroas com detalhamentos da superfície oclusal foram digitalizados através de médias de técnicas de medição a laser, e então convertidas e lidas por um software de simulação de fundição (MAGMASOFT). O preenchimento do molde e a solidificação foram simulados, a porosidade de contração de fundição foi pré-determinada por um critério de alimentação, e a sensibilidade ao poro deixado pelo gás foi estudado baseado nessas simulações realizadas. Os dois tipos de próteses dentais, com quatro diferentes desenhos para colocação dos

sprues, foram testados e apenas um desenho foi indicado para obtenção de ótimos resultados no preenchimento e porosidade simulada. Após a determinação desse desenho, as próteses foram então verdadeiramente fundidas com titânio cp em uma máquina centrífuga. O revestimento utilizado foi à base de SiO₂, e com cobertura dos padrões com ZrO₂ previamente à inclusão. Todas as fundições foram submetidas à análise radiográfica e nenhuma porosidade foi encontrada em ambos os tipos de prótese. Os resultados indicam que a simulação numérica é um instrumento eficiente para controlar os protocolos de fundição e a porosidade.

Contreras et al.¹⁶ em 2002 compararam a adaptação marginal de coroas de Ti c p e liga de Ti 6 Al 4V 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 diametrialmente 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 a 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 50 x. O processo de eletroerosão consistia 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 submerso. Esse processo era 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 μ m) e Ti6Al4V (50,80 μ m) foram melhores do que as coroas de Ti c p (83,96 μ m). Após a eletroerosão a adaptação das coroas com a liga de Ti6Al4V (24,56 μ m), foi melhor do que nas coroas de Ti c p (50,66 μ m), e o grupo controle PdAg (45,26 μ m). As fundições com materiais a base de Ti apresentaram melhores resultados após a eletroerosão.

Em 2002, Luo et al.⁴⁰ 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 (SiO_2 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 baseado 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 ultra-som. As peças fundidas foram examinadas por raios X, cortadas ao meio, embutidas em resina epóxi, polidas com lixa 600 e partículas diamantadas de 0,25 μm . A microdureza Knoop foi medida de uma extremidade à outra da superfície em intervalos de 25 μm sob carga de 200 g. A análise das fundições observadas em microscópio eletrônico de varredura (SEM) e a composição da superfície determinada por EDS apresentou significativa diferença entre os dois métodos. Os resultados do ensaio de microdureza Knoop mostraram que a espessura da camada de reação do titânio fundido foi significativamente reduzida pela técnica de inclusão com zirconita.

Em 2003, o estudo realizado por Ortorp et al.⁴⁸ teve como objetivo investigar e comparar a precisão de fabricação de estruturas usinadas por computador (sistema Procera) com as fundições tradicionais, e analisar a distorção proveniente da aplicação de diferentes materiais estéticos de cobertura. Um modelo mestre de mandíbula edêntula com cinco implantes e abutments standard foi fabricado. Sobre ele, vinte estruturas de titânio idênticas foram fabricadas por meio de usinagem controlada por computador (Procera). As estruturas apresentavam cantilever bilateral de 15 mm. Como grupo controle, cinco estruturas fundidas com liga de ouro foram fabricadas de forma tradicional, utilizando o mesmo modelo mestre. Os padrões de cera foram incluídos no revestimento GC Sujivest Super (GC) e todas as fundições foram feitas a 1100 °C. As medidas de adaptação foram feitas por pelo instrumento de medida MMC (coordinate measuring machine) ligada a um computador, em diferentes estágios da fabricação das estruturas de

titânio e após a aplicação dos materiais estéticos de cobertura: 1) Antes das estruturas de titânio serem cortadas do bloco de titânio; 2) Após as estruturas serem cortadas dos blocos; 3) Após refinamento e polimento das peças; 4) Após a aplicação da porcelana (n=10); 5) Após a aplicação do acrílico (n=10); 6) Após aplicação de porcelana e acrílico na faceta estética (veneer). Medições do modelo mestre foram utilizadas como referência para a comparação das diferentes estruturas. A MMC é equipada com um scanner (scanning head provided with a stylus) com uma sonda de 0.8 mm de diâmetro. A sonda podia ser posicionado em qualquer localização (x, y ou z) desejada, e então os planos de contato de adaptação dos cilindros eram encontrados por seu contato com o componente. Uma força era eletronicamente aplicada ao estilete medidor para facilitar o contato entre a sonda e o componente medido, em todas as posições. Após a medição do modelo mestre e dos componentes, os dados foram analisados em relação a adaptação dessas estruturas sobre o modelo. Todos os dados obtidos dos cilindros apresentaram distorções em relação ao modelo mestre e então a desadaptação foi calculada, sendo representada pelo “gap” entre a estrutura e o modelo mestre. O teste t para duas amostras foi utilizada para avaliar a diferença na adaptação e precisão entre as estruturas confeccionadas e para analisar se a aplicação de materiais estéticos em facetas afetou a adaptação das estruturas de titânio, um teste t pareado foi utilizado. O nível de significância estatística foi 5%. As estruturas usinadas apresentaram uma adaptação e precisão de fabricação estatisticamente melhor que as estruturas fundidas convencionais ($P < .05$) e a aplicação de facetas estéticas não afetou estatisticamente a adaptação dessas estruturas. Concluiu-se que é possível se fabricar estruturas implanto-suportadas por meio de técnica de usinagem computadorizada com grande precisão e reprodutibilidade.

Bezzon et al.⁸, em 2004, tiveram como objetivo deste estudo avaliar a rugosidade superficial de duas ligas metálicas a base de NiCr e CoCr submetidas à técnicas diferentes de fundição e sua influência na perda de massa após o polimento, quando comparados à fundições de titânio comercialmente puro. Para as fundições, quarenta padrões de cera em forma de disco (8 x 2 mm) foram divididos em 5 grupos (n=8): 1) liga de CoCr com fundição utilizando chama de oxigênio-acetileno (WFC), 2) liga de NiCr com fundição utilizando chama de oxigênio-acetileno (VFC), 3) liga de CoCr com fundição à vácuo (WVC), 4) liga de NiCr com fundição à vácuo (VVC) e 5) titânio comercialmente puro fundido com arco elétrico em atmosfera de argônio (Ti). WFC e VFC foram considerados controles. Para fundições com ligas a base de CoCr e NiCr foi utilizado o revestimento fosfatado (Termocast) e para o titânio foi utilizado o revestimento à base de fosfato de amônio dihidratado (Rematitan Plus). As fundições foram limpas com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm por 15 segundos e a rugosidade superficial (Ra) inicial foi avaliada utilizando um analisador de superfície em três diferentes áreas de cada amostra. Para avaliar a perda de massa, as amostras foram pesadas em balança de precisão, foram polidas com lixas de diferentes granulações (150-600) até que a rugosidade superficial atingisse o considerado clinicamente aceitável (0.09 µm) e então as amostras foram pesadas novamente. Realizou-se a análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey (HSD) ($\alpha = .05$), a qual mostrou que VVC e WVC ($P = .0050$; $P = .0057$) apresentaram uma superfície mais polida (2.43 ± 0.53 e 2.23 ± 0.49 , respectivamente) do que VFC e WFC (2.99 ± 0.44 e 2.83 ± 0.61 , respectivamente), mas não foram estatisticamente diferentes de Ti (2.49 ± 0.62). A perda de massa (%) não foi significativamente diferente para nenhum dos grupos. Concluiu-se que as ligas metálicas submetidas a fundição à vácuo mostraram menor rugosidade superficial (similar a do titânio) quando comparado a ligas metálicas submetidas à fundição com chama de oxigênio-acetileno e que

não houve diferença significativa na perda de massa após o polimento para todas amostras testadas.

Eliopoulos et al.¹⁷ em 2004 avaliaram a porosidade de fundições de Ti cp produzidas com diferentes máquinas de fundição. Quatro grupos de 20 padrões de cera retangulares foram fabricados. Foi confeccionado também um index de silicone para que houvesse reprodução da posição dos padrões de cera nos anéis de fundição. O grupo Cyll foi fundido na máquina de fundição Cyclarcll, o grupo DAM na Dor-a-Matic, o grupo TiF na Titec 201F e o grupo ETi na máquina EasyTi, todos com Ti cp, de acordo com as instruções do fabricante. Os grupos Cyll, DAM e TiF foram incluídos com o revestimento a base de magnésia Titavest CB e o grupo ETi com o revestimento a base de sílica Ticoat S + L. A porcentagem de porosidade de cada espécime foi determinado utilizando radiografias digitais padronizadas e calculadas por um procedimento de análise quantitativa de imagens. Os resultados foram estatisticamente analisados pelo teste não paramétrico Kruskal-Wallis ($\alpha = .05$). Nenhuma diferença estatisticamente foi encontrada nos grupos testados, no entanto, a distribuição dos poros ao longo dos espécimes de um mesmo grupo não foi homogêneo. Os resultados mostraram que as máquinas de fundição testadas produziram porosidade não-uniforme. Concluiu-se então que o tipo de máquina de fundição utilizado não influencia significativamente a porosidade interna em fundições de Ti cp.

Em 2004, Hung et al.²⁶ tiveram como objetivo aperfeiçoar a precisão das fundições de titânio puro através da adição zircônia não reativa aos materiais de revestimento a base de magnésia. Em função disso avaliaram a expansão térmica (TE), discrepância marginal, microdureza, reatividade entre o revestimento e o titânio assim como a ocorrência de porosidade interna. O revestimento Selevest CB foi

modificado pela adição de 4 a 6% em massa de zircônia. Para a avaliação da expansão térmica, corpos de prova cilíndricos foram obtidos em moldes de cobre, e após uma hora da manipulação do revestimento, as amostras foram retiradas dos moldes, dessecados por um dia e as medidas de TE foram realizadas através de um medidor automático de expansão térmica. Avaliou-se a diferença entre os materiais nas diferentes concentrações de zircônia. Padrões de cera foram obtidos utilizando troquel metálico com preparo MOD e a distância que separava a margem da inlay em cera e o ombro do troquel foi medida em quatro pontos fixos através de microscópio comparador. As amostras foram incluídas com os revestimentos e levadas ao forno elétrico até 850°C por uma hora, em um aquecimento rápido. A fundição foi feita à 800°C no Selevest CB puro e à 750°C nos grupos Selevest CB modificado. Após a fundição as peças foram removidas do revestimento e limpas com ultrassom e água, sendo cada inlay assentada no troquel metálico para nova medição da distância, como feito para o padrão de cera. Para a medida da microdureza Vickers, os canais de alimentação foram cortados a uma distância de 3mm do ponto de conexão com a inlay, incluídas em resina epóxi e polidas. Para a análise da difração de raios X as fundições foram montadas perpendicularmente para identificação da camada de reação. As fundições foram radiografadas com aparelho de raios-X odontológico para a medida da porosidade interna. O acréscimo de 5,0 – 6,0% de massa de zircônia nos materiais de revestimentos a base de magnésia aumentou significativamente o valor de sua expansão térmica. Os testes indicaram significantes diferenças na discrepância marginal no grupo que foi adicionado zircônia. As inlays fundidas em Selevest CB à 750°C apresentaram maior discrepância marginal, enquanto as inlays fundidas em Selevest CB com 5% de massa de zircônia à 800°C apresentaram menor discrepância marginal. A discrepância marginal foi diferente quando fundido a 800°C entre 5 e 6% de massa de zircônia quando comparado com Selevest CB. Existe uma significativa correlação

entre expansão térmica a 750°C e discrepância marginal. A dureza Vickers identificou a extensão da camada de reação, mostrando que a fundição obtida com Selevest CB apresentou maior dureza quando comparado com os corpos de prova fundidos em revestimentos modificados. A adição de zircônia diminuiu a reatividade da interface do titânio. As análises XRD demonstraram que com o aumento do conteúdo de zircônia, a intensidade relativa da α -Ti aumentou e do TiO_2 diminuiu. Houve também uma redução da porosidade interna das fundições de titânio, devido à alta permeabilidade do refratário, à baixa temperatura do molde e à adição de zircônia.

O objetivo de Atwood et al.¹ (2005) foi desenvolver um método computadorizado para auxiliar na determinação da forma das fundições de titânio com o 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 materiais usados foram Ti c.p., Rematitan Plus e a máquina Dentaurem 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 50 g de carga em cinco diferentes distâncias da extremidade (1,2 mm, 3 mm, 5 mm, 8 mm e 16 mm). 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_2 e limpas em ultra-som. 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 Vicker's. 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 comparado 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.

Eliopoulos et al.¹⁸ em 2005 avaliaram o efeito de diferentes tipos de revestimentos na extensão da zona de contaminação, o módulo de elasticidade, escoamento, alongamento e dureza das fundições de titânio comercialmente puro. Padrões de cera foram fabricados, e os moldes foram divididos em dois grupos de 20 amostras cada, incluídos e fundidos em pares usando titânio comercialmente puro. O primeiro grupo (P) foi incluído em revestimento fosfatado à base de sílica (Ticoat S + L), fundido em máquina de fundição EasyTi; e o segundo grupo (M) com

material de revestimento com magnésia- alumina (Rematitan Ultra), e fundido em máquina de fundição Dor-A-Matic. Cada revestimento foi manipulado e aquecido de acordo com as recomendações do fabricante. Os moldes, após as fundições, foram removidos das fundições e estas analisadas por meio de radiografias para a avaliação da porosidade interna. Materiais de revestimento foram examinados por análise de difração dos raios X (XRD). Um espécime de cada grupo foi seccionado e preparado para observação metalográfica. A extensão da zona de contaminação foi determinada por microscopia eletrônica de varredura, usando retro-espalhamento de elétrons e análise de energia dispersiva espectroscópica, assim como teste de micro dureza Vickers. A resistência à tração dos espécimes foi determinada em máquina de testes universal. Três espécimes fraturados de cada grupo foram examinados em microscópio eletrônico de varredura para determinar o modo da fratura. A análise XRD mostrou que sílica e magnésia + Al_2O_3 foram fases dominantes de Ticoat S+L e Rematitan Ultra respectivamente. Análise EDS para o grupo P mostrou áreas escuras que consistiam de componentes do titânio com Si, P, Al, Ca e O e áreas claras com traços de Si, Al e O. Já para o grupo M foram revelados traços de Al, Ca, Si e O a $3\mu m$, porém nenhum desses elementos foi encontrado a $6\mu m$ da superfície. A zona de contaminação foi encontrada na extensão de 50 a $80\mu m$ para espécimes P e 15 a $20\mu m$ para espécimes M. Um menor valor de micro dureza Vickers foi encontrado para o grupo M comparado ao grupo P. Nenhuma significativa diferença foi encontrada no módulo de elasticidade entre os dois grupos testados. Porém diferenças significantes foram encontradas para resistência à tração e porcentagem de alongamento. A resistência à tração para os espécimes do grupo P foi maior do que para os do grupo M, enquanto este exibiu maior valor de porcentagem de alongamento. O modo de fratura foi comum para ambos os grupos. O uso de revestimento a base de magnésia reduziu a extensão

da superfície de contaminação e produziu significativamente menos fragilidade nas fundições de titânio comercialmente puro.

Em 2005, Hsu et al.²⁵ avaliaram propriedades de diferentes revestimentos, incluindo revestimento fosfatado Gilvest Ti, a base de alumina T-invest, e a base de magnésia Selevest D e Selevest DM. O pó de cada revestimento foi misturado com sua própria solução e a mistura foi feita a vácuo. O aquecimento do molde foi feito de acordo com as instruções do fabricante. As fundições foram feitas em titânio comercialmente puro e em máquina para fundição Ticast Super R. Foram avaliadas propriedades térmicas e mecânicas de cada revestimento. A expansão de presa foi medida por máquina medidora de expansão. Para a medida da expansão térmica foi utilizado analisador termomecânico. A resistência à compressão foi mensurada antes e depois do aquecimento usando máquina de testes universal, assim como resistência a tração e alongamento. Outras propriedades como dureza Vickers e rugosidade superficial também foram analisadas. Os resultados mostraram que Gilvest T tem expansão de presa muito grande com a mistura do líquido; que cresce com o aumento da concentração do líquido. Os outros revestimentos não apresentaram diferenças significantes entre si. Foi verificado que a expansão de presa é tão grande quanto à expansão térmica para Gilvest T. Uma camada dura de reação se formou na superfície de todas as fundições, porém a difusão do Ti com alumina (T-invest) foram menores do que com sílica (Gilvest Ti) ou magnésia (Selevest). A rugosidade superficial das fundições feitas com Gilvest foi 2.3 μm (RA), T-invest foi 3.4 μm e Selevest foi 1.3 μm . A resistência à tração para Selevest D foi maior do que para os outros dois. Esse resultado, segundo os autores foi devido, possivelmente, à menor reação de superfície, o que acarreta em uma menor dureza e menor rugosidade superficial.

Leal et al.³⁵ em 2006 avaliaram a influência do tipo de revestimento e do número de condutos de alimentação na precisão das margens de coroas fundidas em titânio. A precisão da fundição foi avaliada indiretamente pela determinação de deficiências das margens da coroa de titânio usando a técnica da cera perdida. Margens das coroas foram moldadas. O grau de arredondamento marginal foi medido e as deficiências marginais foram calculadas. Amostras de coroas em resina acrílica com margens em cera foram preparadas sobre troqueis de coroas de aço inoxidável com linha de término em bisel em 30°. Quinze amostras foram selecionadas para o grupo controle (W), e o grau de curvatura da margem em cera foi determinado. As amostras restantes foram divididas em quatro grupos de quinze cada, e fundidas usando dois diferentes tipos de revestimento para titânio: Rematitan Plus; grupos PI e PII e Rematitan Ultra; grupos UI e UII. Cada amostra foi fundida com um (grupos PI e UI) ou dois (PII e UII) condutos de alimentação. Configurações marginais para ambas amostras de cera e espécimes fundidos foram mensurados e feita impressão com o mesmo método para moldagem. Depois da polimerização, o material de moldagem foi seccionado precisamente em oito localizações pela área da margem para que a secção transversal das margens pudesse ser observada. Deficiências marginais foram determinadas usando medidas microscópicas dos padrões de silicone e cálculos. Foram encontradas diferenças entre as amostras em relação ao tipo de revestimento usado, o número de condutos de alimentação, e uma combinação desses dois fatores. O revestimento U forneceu significante melhor precisão de fundição quando comparado ao revestimento P, e a utilização de dois condutos de alimentação resultou em uma deficiência marginal menor do que para apenas um conduto. Entretanto este efeito foi mais notável para o revestimento P, uma vez que produziu resultados similares entre os grupos PII e UII.

Em 2006, Ohkubo et al.⁴⁵ tiveram como objetivo deste estudo investigar o efeito da camada de reação superficial no desgaste abrasivo de duas ligas de titânio. Cinco metais foram utilizados na preparação dos espécimes: (1) liga de titânio livre de usinagem (DT2F), (2) titânio comercialmente puro, (3) liga Ti-6Al-4V, (4) liga de ouro ADA Tipo IV e liga de Co-Cr. Para as ligas com titânio as fundições foram feitas com revestimento à base de magnésia, para a liga de ouro com revestimento à base de gesso e para a liga de Co-Cr com revestimento à base de sílica. Para as ligas contendo titânio, foram confeccionados dois tamanhos diferentes de corpos-de-prova: (3.0 X 8.0 X 30.0 mm e 3.5 X 8.5 X 30.5 mm), enquanto para as outras ligas, só foram confeccionados espécimes do menor tamanho. A camada de reação dos espécimes confeccionados com titânio foi removida, de forma que, após sua remoção, os espécimes assumiam a mesma dimensão dos espécimes menores. Foi feita a dureza Vickers de todas as fundições e o desgaste abrasivo foi medido pela perda de volume de um espécime após a utilização de uma peça de mão com disco abrasivo de SiC por 1 minuto. Para as ligas de titânio e ouro, o desgaste abrasivo aumentou de acordo com o aumento da velocidade rotacional do torno. Não houve diferença estatística no desgaste abrasivo para todos os espécimes de titânio, com ou sem α -case. Das ligas de titânio testadas, a Ti-6Al-4V teve o melhor desgaste abrasivo à elevadas velocidades, seguida da DT2F e do Ti cp. O desgaste abrasivo da liga de ouro foi similar a da liga Ti-6Al-4V, enquanto a liga de Co-Cr teve a menor desgaste abrasivo. A dureza, em ordem decrescente foi: Co-Cr (596 ± 52) > Ti-6Al-4V (414 ± 15) > liga de ouro (288 ± 12) > Ti cp (259 ± 22) > DT2F (244 ± 10). Os resultados indicaram que a α -case não afetou significativamente o desgaste abrasivo das ligas de titânio. A liga DT2F apresentou melhor desgaste abrasivo quando comparado ao Ti cp.

Oliveira et al.⁴⁷ em 2006 avaliaram a influência da temperatura final de aquecimento dos revestimentos na resistência à tensão e micro

dureza das fundições em titânio comercialmente puro e liga de titânio (Ti-6Al-4V). Para a realização do teste de resistência à tração, foram preparados espécimes sob a forma de halteres. Os padrões de cera foram incluídos em anel de vazamento plástico, o material de revestimento Rematitan Plus foi utilizado na proporção pó/líquido recomendada pelo fabricante. A mistura foi feita em espatulador mecânico a vácuo. Após uma hora, o anel foi retirado e realizado o aquecimento do molde em forno programado em taxa de 10°C/min. até as temperaturas recomendadas. As temperaturas finais de aquecimento do molde Rematitan Plus, no qual foram fundidos espécimes foram: 430°C (T1) - recomendada pelo fabricante do revestimento, sendo considerado o grupo controle; 480°C (T2) e 530°C (T3). A fundição foi realizada sob pressão entre duas câmaras. Após a fundição, os espécimes foram cuidadosamente removidos do molde, limpos sob água corrente, e areia com partículas de alumínio para remover restos de revestimento e de reação do titânio. Os condutos de alimentação foram cortados e raios X usados para detectar defeitos internos. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência a tração na máquina universal de testes modelo MT 810, até a ruptura das amostras, e um software acoplado à máquina forneceu o valor da tensão máxima. O teste de dureza Vickers foi realizado nos espécimes após o teste de resistência, inclusão em resina acrílica, regularização da superfície, e polimento. Os resultados revelaram significantes diferenças apenas entre os materiais. Houve apenas diferença significativa na resistência a tração entre os materiais, com valores médios de 495,30 MPa e 975,13 MPa para a CP e Ti Ti-6Al-4V liga, respectivamente. As temperaturas de injeção do metal no revestimento não interferiram na resistência do titânio comercialmente puro e na liga de Ti-6Al-4V. As médias de dureza obtidas foram de 199,49 VHN para a Ti c.p e 343,14 VHN para a liga Ti-6Al-4V; não ocorreu diferença estatística para o fator temperatura. Foi verificado que a liga de Ti-6Al-4V apresentou melhores propriedades mecânicas, e o aumento de

50 ou 100°C acima da temperatura recomendada pelo fabricante não interferiu na resistência a tração e dureza Vickers.

Weber et al.⁷⁰, em 2006, avaliaram as condições do tecido mole peri-implantar e estética durante um período de acompanhamento de 3 anos. Para isso, 152 implantes ITI foram instalados em 80 pacientes, na região anterior de maxila. Então, 59 coroas (38,82%) foram cimentadas e 93 coroas (61,18%) foram parafusadas sobre os implantes. No momento da colocação e 3, 6, 12 e 36 meses após a instalação dessas coroas, foram avaliados o índice de placa modificado (MPI), o índice de sangramento no sulco (SBI), a mucosa queratinizada (KM), o nível gengival (GL) e o recobrimento estético. Todos os pacientes terminaram o processo da pesquisa e não houve relato de complicações. As coroas cimentadas apresentaram valores menos favoráveis de MPI e SBI. Já para as coroas cimentadas, os valores de MPI e SBI melhoraram com o tempo. Em relação ao acúmulo de placa, a profilaxia e profundidade das margens da coroa afetaram significativamente os níveis de sangramento no sulco gengival, sendo a profilaxia um bom meio para o controle da placa. Não foi observada recessão gengival em ambos os tipos de coroa até o terceiro mês de acompanhamento. Em relação ao recobrimento estético, verificou-se que os pacientes não tiveram preferência por algum tipo específico de coroa, no entanto, os dentistas preferiram as coroas cimentadas ao invés das parafusadas. Os autores concluíram que os tecido peri-implantares respondem de forma mais favorável às coroas parafusadas quando comparado às cimentadas.

Atwood et al.², em 2007, aplicaram ferramentas de modelagem computadorizada para auxiliar no protocolo de fundições odontológicas com titânio. As ferramentas desenvolvidas deveriam incorporar micromodelos avançados para prever o quanto as propriedades mecânicas da coroa fundida eram afetadas pela contaminação com o

molde. Padrões de cera de uma coroa para molar foram incluídas com Rematitan Ultra e fundidas com Ti cp. As coroas foram analisadas utilizando raio-X de microtomografia. Os coroas foram então seccionadas e foi realizada microcópia eletrônica de varredura e teste de microdureza. Foram realizados também testes com macro e micromodelos com elemento finito para simular os resultados de um processo de fundição. Uma imagem 3D obtida pelo raio-x de tomografia foi utilizada para gerar o modelo representativo da uma coroa total de molar fundida. A modelagem para macroescala mostrou a localização das porosidades internas maiores. O modelo foi utilizado para determinar a influência do desenho dos sprues no tamanho e localização desses poros. A combinação das macro e microescalas permitiram simular a contaminação qualitativamente. Os resultados mostraram que a dissolução de sílica do revestimento no titânio fundido é suficiente para diminuir o ponto de resfriamento do metal de modo que a superfície da fundição solidifica e a reação com o oxigênio aumenta, aumentando a profundidade de formação da α -case. Há, portanto, a tendência da utilização de materiais com quantidade reduzida de Si para a produção de fundições com bom acabamento.

Ferreira et al.¹⁹ em 2007, avaliaram a contração de fundição do titânio comercialmente puro e determinaram a expansão de presa e térmica dos revestimentos fosfatados Rema Exakt e Castorit Super C, preparados com três concentrações diferentes de líquido especial, 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. O revestimento especial para titânio Rematitan Plus com concentração de líquido especial em 100% serviu como grupo controle. Uma matriz de silicone foi fixada a uma placa de vidro usando um adesivo. A mistura dos revestimentos foi feita de acordo com as recomendações do fabricante e auxílio de

espatulador a vácuo. As seguintes concentrações de líquido foram utilizadas: 100%; 75% e 50%. Para a mensuração da expansão de presa, uma placa de vidro foi colocada sobre as amostras já com revestimento e um transdutor eletrônico de deslocamento linear com sensibilidade de 1µm realizou as medições. A distância entre as extremidades foi obtida por meio de um projetor de perfil. A expansão térmica foi mensurada utilizando corpos de prova cilíndricos e um dilatômetro, registrando o percentual de expansão em cada concentração. Com base nas expansões de presa e térmica, a contração de fundição do titânio foi estimada em 1,55%. 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. Rematitan Plus foi o único material que não sofreu influência da diluição do líquido na expansão térmica, além disso, não foi capaz de alcançar a expansão projetada em nenhuma das condições. Rema Exakt somente atingiu a expansão projetada na concentração de 100% à temperatura de 594°C, e o Castorit Super C apresentou expansão suficiente para compensar a contração do Ti c.p. em todas as concentrações. O percentual de expansão total obtida para o grupo controle foi de 0,86%, o que foi equivalente aos outros grupos em temperaturas mais baixas.

Guilin et al.²¹ em 2007 investigaram a microestrutura, a composição da camada de reação, e a microdureza superficial em fundições de titânio feitas com três tipos de revestimento, a base de SiO₂, Al₂O₃ e MgO. Padrões de cera em forma de coluna foram divididos em três grupos. Os revestimentos foram manipulados, os padrões incluídos, e os moldes aquecidos de acordo com as instruções de cada fabricante, à temperatura de 850°C por uma hora e resfriados a 200°C. As fundições foram feitas em titânio puro através da máquina de fundição Vulcan-T, sob atmosfera de argônio. Todos os espécimes foram seccionados e preparados para observação metalográfica. A microestrutura e

composição, e distribuição dos elementos da camada de reação das fundições de titânio foram investigadas através do microscópio SEM e EPMA. A superfície de microdureza para todos os espécimes foi mensurada usando a máquina de teste de dureza, e um valor médio foi calculado para cada grupo. A camada α -case nas fundições de titânio incluídas com SiO_2 , Al_2O_3 e MgO , consistem em três camadas denominadas: camada óxida, camada de liga, e camada dura. As duas primeiras foram denominadas camada de reação. A espessura da camada de reação nas fundições de titânio usando revestimentos a base de SiO_2 , foi de aproximadamente $80\mu\text{m}$, a camada mais externa ($30\mu\text{m}$) incluía SiO_2 , TiO_2 e seus complexos, e a camada mais interna ($50\mu\text{m}$) consistia de Ti e pequena quantidade de Si. Para os revestimentos a base de Al_2O_3 , e espessura total da camada de reação era próxima de $50\mu\text{m}$; a camada mais externa ($10\mu\text{m}$) era composta de Al_2O_3 , MgO , Al_2TiO_5 e Ti_xO_y , enquanto a mais interna ($40\mu\text{m}$) apresentava Ti, Al e Ti_3Al . E em revestimentos a base de MgO foi aproximadamente $14\mu\text{m}$, a camada mais externa ($4\mu\text{m}$) era composta de MgO , Al_2O_3 , e Ti_xO_y e a camada mais interna ($10\mu\text{m}$) consistiu de Ti, Al, mas Mg não foi encontrado. A superfície de microdureza das fundições de titânio feitas com revestimento a base de SiO_2 foram as mais altas e as feitas com revestimento a base de MgO se mostraram mais baixas.

Torres et al.⁶², em 2007, mediram e compararam a adaptação passiva e adaptação vertical de estruturas fundidas fabricadas com três diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Ti cp), liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e liga de níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Para tanto, quinze estruturas simulando barras para próteses fixas em um modelo com cinco implantes foram fabricadas e distribuídas em três diferentes grupos, de acordo com o material utilizado. A adaptação da interface estrutura/abutment foi medida utilizando um microscópio óptico quando apenas um parafuso foi manualmente apertado em um abutment terminal

(adaptação passiva) ou quando todos os parafusos da estrutura foram apertados com torque de 10 N cm (adaptação vertical). Os dados foram analisados estatisticamente utilizando os testes Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. As médias e valores de desvios-padrão de adaptação passiva e adaptação vertical foram respectivamente: Ti cp [88 (74) microns e 22 (9) microns], Co-Cr [229 (184) microns e 66 (35) microns], Ni-Cr-Ti [200 (175) microns e 32 (24) microns]. Não houve diferença significativa entre a adaptação passiva de estruturas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti ($p=0.313$), mas ambas as ligas foram estatisticamente diferentes do Ti cp ($p<0.001$ e 0.035 , respectivamente), o qual mostrou os melhores resultados. Já para a adaptação vertical, as estruturas fundidas com Ti cp e Ni-Cr-Ti foram estatisticamente semelhantes ($p=0.162$) e apresentaram melhor adaptação vertical do que aquelas fundidas com liga de Co-Cr ($p<0.001$). Os autores concluíram que as fundições de estruturas únicas resultaram em adaptações passiva e vertical inaceitáveis, independente do material utilizado para fabricação. No entanto, os melhores resultados foram obtidos para as fundições feitas com Ti cp, seguido de ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente.

Beuer et al.⁷, em 2008, compararam a precisão de adaptação de infra-estruturas usinadas ($n=10$) a partir de blocos de zircônia semi-sinterizados, fabricados com dois tipos de sistema CAD/CAM (Lava e Procera). Estruturas de três elementos para prótese fixa foram fabricadas a partir de modelos padrão. Após cimentadas as peças nos modelos, o conjunto foi incluído em resina acrílica e seccionado. Foram realizadas 4 secções em cada abutment e então as adaptações marginal e interna foram medidas em microscópio óptico. A média de desadaptação marginal obtida foi de $15 \pm 7 \mu\text{m}$ para o Lava e $9 \pm 5 \mu\text{m}$ para o Procera. Os autores concluíram que, considerando as limitações do estudo, ambos os sistemas podem produzir estruturas satisfatórias para o uso clínico.

Chan et al.¹⁵, em 2008, afirmaram que estruturas fundidas em titânio apresentam camada de reação (α -case) que é rica em oxigênio. Para próteses odontológicas de titânio, essa camada dura e frágil pode ser significativa na espessura da estrutura e deve ser controlada para garantir suas propriedades. O objetivo do estudo foi simular uma estrutura para prever a formação da α -case nas fundições odontológicas com titânio em função da taxa de resfriamento e da influência da α -case na ductilidade à tração e resistência à função. Primeiramente foi feita uma análise de difusão para descrever o perfil de distribuição do oxigênio e a microdureza da α -case em fundições feitas com Ti cp. e liga de titânio (Ti-6Al-4V). A redução da ductilidade à tração pela α -case foi prevista utilizando um modelo de ductilidade à tração e melhora da resistência à tração pela α -case foi prevista através de um modelo de função. Esses resultados podem ser usados para controlar a espessura da α -case e melhorar as propriedades de estruturas fundidas em titânio.

Já em 2009, Beuer et al.⁶ tiveram como objetivo comparar a precisão de adaptação de estruturas usinadas (n=10) a partir de blocos de zircônia semi-sinterizados, fabricados com dois tipos de sistema CAD/CAM (Etkon e Cerec InLab) e um sistema CAM (Cercon). Para tanto, foram confeccionadas estruturas de três elementos para prótese fixa a partir de modelos padrão. Após cimentadas as peças nos modelos, o conjunto foi incluído em resina acrílica e seccionado. Então as adaptações marginal e interna foram medidas em microscópio óptico com aumento de 50 X. As médias e desvios padrão para adaptação marginal e adaptação interna foram, respectivamente: 29,1 μ m (14.0) e 62.7 μ m (18.9) para o Etkon; 56.6 μ m (19.6) e 73.5 μ m (20.6) para o Cerec InLab e 81.4 μ m (20.3) e 119.2 μ m (37.5) para o Cercon. A análise de variância (ANOVA) mostrou diferença significativa entre os sistemas para adaptação marginal ($P < 0.001$) e adaptação interna ($P < 0.001$). Concluiu-se que para todos os sistemas, as estruturas apresentaram

fendas menores do que 120 μm e, portanto, consideradas clinicamente aceitáveis. Os sistemas CAD/CAM mostraram maior precisão do que o sistema CAD.

Oyagüe et al.⁴⁹, em 2009, avaliaram a influência do tipo de liga, tipo de revestimento e técnica associados, na adaptação marginal de estruturas de pontes cimentadas sobre abutments pré-fabricados para implantes. Trinta estruturas de três elementos posteriores inferiores foram incluídas e fundidas (10 em cobalto-cromo – grupo C; 10 em Ti cp – grupo T. e 10 em paládio-ouro – grupo P). Para as fundições em titânio, o revestimento utilizado foi à base de espinélio (Titavest CB). Cada estrutura foi cimentada sobre 2 abutments pré-fabricados através de um dispositivo que controla a pressão de assentamento da peça. A discrepância vertical ao redor da margem dos abutments foi obtida através de microscopia de varredura. Análise de variância (ANOVA) para amostras independentes e teste de Scheffé foram aplicados para analisar o efeito do tipo de liga e suas técnicas e revestimentos recomendados na adaptação vertical das estruturas sobre os abutments. O teste t de Student para amostras independentes foi utilizado para comparar os valores de desadaptação em relação ao desenho do abutment (pré-molar ou molar). O nível de significância foi $\alpha = 0.05$. As estruturas de cobalto-cromo apresentaram os maiores valores de fenda marginal (C = 79,65 μm), enquanto não houve diferença entre as demais ligas (T = 31,88 e P = 23,91). Não foi encontrada diferença significativa na desadaptação vertical entre abutments posteriores ou anteriores, independentemente do tipo de liga utilizada. Concluiu-se que a adaptação vertical de estruturas fundidas cimentadas sobre implantes foi influenciada pelo tipo de liga, tipos de inclusão e técnicas utilizadas. A discrepância marginal das estruturas fundidas com os diferentes tipos de liga pode ser considerada clinicamente aceitável.

Proposição

3 Proposição

O propósito deste estudo foi avaliar a eficiência de um revestimento à base de espinélio, com processamento acelerado em forno de microondas, quando comparado a dois revestimentos (fosfatado e a base de espinélio) de processamento convencional, considerando os seguintes aspectos:

1. Estudo da camada de reação;
2. Qualidade de estruturas fundidas em Ti c.p. pela medida de porosidade interna, fluidez, rugosidade superficial e adaptação marginal de copings sobre pilar de implante.

Material e
Método

4 Material e Método

Material

Nas tabelas 1 e 2 estão relacionados o metal e os revestimentos estudados.

Tabela 1 – Metal, composição (%) e fabricante

Metal	Composição						Fabricante
	N	C	H	Fé	O	Ti	
Ti c.p.							RMI Company,
Grau 2	0,02	0,08	0,007	0,18	0,15	Balanço	Ohio, EUA

* Informações do fabricante

Tabela 2 - Revestimentos, tipo e fabricante

Material	Tipo	Fabricante
Rematitan Plus (RP)	sílica e fosfato de magnésio	Dentaurum,Ispringen,Alemanha
Rematitan Ultra (RU)	espinélio (MgO/Al ₂ O ₃)	Dentaurum,Ispringen,Alemanha
Trinell (TR)	espinélio (MgO/Al ₂ O ₃)	Dentaurum,Ispringen,Alemanha

Método

Estudo da camada de reação

Padrões de cera em forma cilíndrica (6 mm de diâmetro X 3 mm de altura) foram obtidos a partir de matriz metálica bipartida e cera verde para incrustações metálicas (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) liquefeita.

Para a inclusão do padrão de fundição, foi confeccionada um conduto de forma triangular com cera nº 7. Pequenos condutos de alimentação foram então confeccionados com fio de cera redondo (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha), com 5 mm de diâmetro, e adaptados à base do triângulo. O conjunto foi fixado ao vértice do cone da base formadora de cadinho. (Figura 1) Posteriormente, foi aplicado líquido umectante – anti-bolhas (Kota Ind. e Comércio LTDA, São Paulo, São Paulo) em toda a estrutura e aguardou-se a secagem. Em seguida, um anel metálico, com 50 mm de altura X 42 mm de diâmetro interno, revestido com forro cerâmico KeraVlies (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) foi adaptado à base formadora de cadinho.

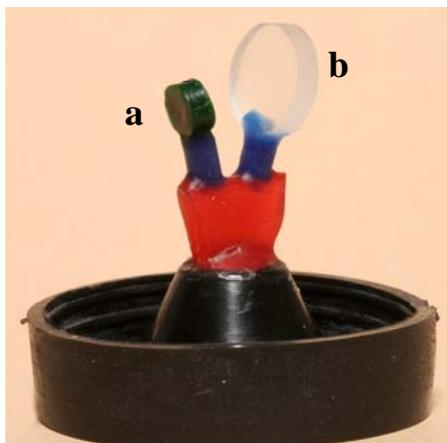


FIGURA 1 – PADRÕES DE FUNDIÇÃO PARA TESTES DE: a) DUREZA VICKERS; b) POROSIDADE INTERNA E RUGOSIDADE SUPERFICIAL.

Os revestimentos foram manipulados nas relações pó/líquido especial recomendadas pelos fabricantes (TR - 170g/23,8ml; RU - 170g/23,8ml e RP - 170g/27,2ml) em espatulador elétrico a vácuo Turbo Mix (E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP), por 60 segundos e vertidos sob vibração. Após 2 horas, os anéis dos grupos RU e RP foram aquecidos em forno elétrico (EDGCON 5P - E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP) para eliminação da cera e expansão térmica do revestimento. Já os anéis do TR, 1 hora após a inclusão foram levados ao forno de microondas (JetDefrost - Brastemp da Amazônia SA, Manaus, AM, Brasil) em potência de descongelamento por 8 min e então transferidos para forno elétrico a 400°C. O forno foi programado para executar os ciclos de aquecimento de cada revestimento numa velocidade de 5 °C/min, seguindo as orientações do fabricante (Tabela 3).

As fundições em Ti c.p. foram realizadas em forno a plasma Discovery (E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil). 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, sendo o processo totalmente automatizado.

Tabela 3 - Programas de aquecimento dos revestimentos estudados

Material	Programa	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Ciclo 4	Tempo total
Rematitan	Temperatura	150 °C	250 °C	1000 °C	430 °C	10 h
Plus (RP)	Patamar	90 min	90 min	60 min	30 min	
Rematitan	Temperatura	250 °C	885 °C	430 °C		8 h
Ultra (RU)	Patamar	90 min	30 min	30 min		
Trinell	Temperatura	400 °C	870 °C	400 °C		5 h
(TR)	Patamar	-	20 min	30 min		

O metal era 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 era vertido, e devido à gravidade e à diferença de pressão entre as duas câmaras, dada pelo argônio, o metal fundido era injetado no interior do molde, localizado na câmara inferior. Terminado o processo de fundição, o molde de revestimento era resfriado e a estrutura fundida desincluída com auxílio de martelo pneumático. A limpeza era realizada em ultra-som (Thornton, Inpec Electronics, Vinhedo, SP, Brasil), somente com água destilada.

A camada de reação foi estudada por meio do ensaio de dureza Vickers. As amostras foram incluídas em resina acrílica para embutimento de amostras metalográficas (Arotec, Arotec SA Indústria e Comércio, São Paulo, Brasil), utilizando embutidora de amostras metalográficas PRE 30 Mi (Arotec, Arotec SA Indústria e Comércio, São Paulo, Brasil)

A superfície circular dos corpos-de-prova (n=10) foi regularizada com lixas de carbeto de silício na seguinte seqüência de granulação: 320, 400, 600, 800, 1200, 1500 e 2000 (Norton Abrasivos do Brasil, São Paulo, SP, Brasil), sob refrigeração à água na politriz Aropol 2V (Arotec, Arotec SA Indústria e Comércio, São Paulo, Brasil). O polimento final foi feito, na mesma politriz, com pano especial Microcloth Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) associado às suspensões de diamante de 3 μm e 1 μm (Metadi Supreme Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) e de sílica coloidal 0,06 μm (Mastermet Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA).

O teste de dureza Vickers foi realizado no durômetro Micromet 2100 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), utilizando uma carga de 200 gf e tempo de aplicação de 15 segundos. As medidas de dureza foram realizadas rastreando a extensão do metal exposto da periferia para o centro, nas seguintes distâncias em relação à borda externa: 25 μm , 50 μm , 100 μm , 150 μm , 200 μm e 350 μm , como esquematizado na Figura 2. Para cada distância considerada foi obtida a média de 2 medidas em cada corpo-de-prova.

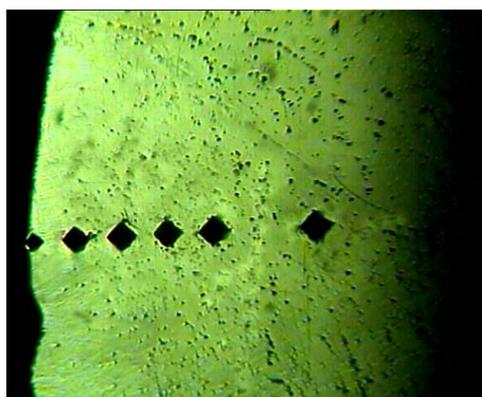


FIGURA 2 – ESQUEMA DE RASTREAMENTO NAS DISTÂNCIAS 25, 50, 100, 150, 200 E 350 μm EM RELAÇÃO À BORDA EXTERNA DO CORPO-DE-PROVA.

Avaliação do preenchimento do molde (Teste de fluidez)

Foram utilizados padrões de fundição de nylon em forma de malha (14 mm X 14 mm e filamentos com 0,5 mm de espessura, formando 49 quadrados internos. O conduto de alimentação foi confeccionado com fio de cera redondo (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha), com 5 mm de diâmetro, e o conjunto foi fixado ao vértice do cone formador de cadinho. (Figura 3)



FIGURA 3 – PADRÃO DE FUNDIÇÃO PARA TESTE DE FLUIDEZ.

Os padrões foram fotografados com câmera digital (Canon EOS Digital Rebel XTi, Canon U.S.A., Inc.) e a extensão total dos filamentos da malha (224,0 mm) foram medidas no analisador de imagens Leica QWin (Leica Microsystems Imaging Solutions Ltd., Cambridge, England). Todas os padrões foram fotografados juntamente com um paquímetro, que serviu de escala de padronização.

A técnica de inclusão, fundição e desinclusão foram realizadas de forma semelhante à descrita anteriormente. As estruturas fundidas foram separadas do conduto de alimentação utilizando a cortadeira de metal Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) e limpas em ultrassom com água destilada para a remoção dos excessos de revestimento.

Após, os corpos-de-prova (n=10) foram fotografados nas mesmas condições relatadas anteriormente e a extensão dos filamentos da malha fundida (mm) foi medida, conforme a técnica descrita para os padrões. O preenchimento do molde (%) foi determinado pelo valor em

extensão dos filamentos fundidos em relação à extensão total (224,0 mm) de filamentos do padrão de nylon.

Medida da rugosidade superficial

Padrões em forma de disco com 13 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, foram obtidos com resina acrílica. (Vipi Wave - VIPI Indústria e Comércio Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda Pirassununga, SP, Brasil) A matriz metálica foi lubrificada com vaselina e colocada sobre uma folha de acetato assentada em uma placa de vidro. A resina acrílica foi misturada na proporção indicada pelo fabricante. Após preenchimento com pequeno excesso, outra folha de acetato, foi assentada sobre a matriz e recoberta com uma placa de vidro e submetida à carga de 3 kg.

Após a polimerização da resina e recorte dos excessos, os padrões foram submetidos à leitura da rugosidade em Rugosímetro Mitutoyo (Mitutoyo SJ 400 – Japão), sendo descartados aqueles com rugosidade superficial superior a 0,3 (Ra).

Cada padrão de resina acrílica foi conectado ao canal de alimentação (Figura 4) e os processos de inclusão e fundição foram realizados conforme descrição anterior. Após a fundição, foi feita a desinclusão das peças, remoção do conduto de alimentação e limpeza em ultra-som.

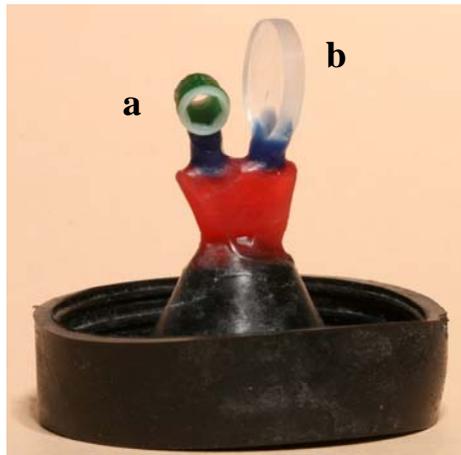


FIGURA 4 – PADRÕES DE FUNDIÇÃO PARA TESTES DE: a) ADAPTAÇÃO MARGINAL; b) POROSIDADE INTERNA E RUGOSIDADE SUPERFICIAL.

A rugosidade dos corpos-de-prova (n=8) foi determinada por meio de três leituras realizadas no rugosímetro: ao longo da linha central, 4 mm à direita desta e 4 mm à esquerda⁸, e a média de rugosidade de cada corpo-de-prova calculada.. Para as medidas foi selecionado o parâmetro JIS-94 no rugosímetro²⁵.

Determinação da porosidade interna

Foram utilizados os mesmos corpos-de-prova do teste de rugosidade superficial. A porosidade foi determinada radiograficamente, utilizando-se a seguinte técnica: (1) uso de filme oclusal (Kodak Insight – Eastman Kodak Company, Rochester, NY, USA) colocado em superfície plana; (2) colocação dos corpos-de-prova sobre o filme oclusal, juntamente com escala de titânio (escala de titânio para análise radiográfica – Dentaurum, Ispringen, Germany) (3) posicionamento do aparelho de raios X (GE 1000 - General Electric Company, Milwaukee, WI, USA), com uma distância de 10 cm dos corpos-de-prova em relação ao final do cone, com 70 kVp, 10 mA e tempo de exposição de 0.8 segundos; (4) processamento do filme radiográfico em reveladora automática. As radiografias obtidas foram digitalizadas por um scanner (SnapScan 1236,

Agfa, Deutschland) e observadas quanto à ocorrência de poros, suas características e distribuição.

Adaptação marginal de componentes protéticos

Para determinação do desajuste de componentes protéticos calcináveis fundidos em Ti c.p, um implante 5.0 HE, com pilar cônico (Neodent Implantes Osseointegráveis - Curitiba-PR) foi montado em uma base confeccionada em aço inoxidável, de formato hexagonal (Figura 5a), com os lados numerados para a padronização da leitura do desajuste marginal.

Os respectivos componentes protéticos calcináveis com dispositivo anti-rotacional (Neodent Implantes Osseointegráveis - Curitiba-PR) receberam enceramento para aumentar a espessura e simular um padrão para fundição de uma infra-estrutura para coroa metalocerâmica. O componente encerado foi moldado com silicone (Aquasil; Dentsply De Trey GmbH, Konstanz, Alemanha) para obter uma matriz para reprodução de padrões similares para fundição. Cera verde para incrustações metálicas (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foi liquefeita em equipamento que aquece de maneira controlada a cera (Dippy pro, Yeti Dental, Alemanha) e inserida na cavidade da matriz utilizando conta-gotas de pescoço longo. Após a solidificação da cera, o conjunto foi removido da matriz, os excessos eliminados e o padrão de cera foi identificado na face correspondente à face 1 da base hexagonal (Figura 5b).

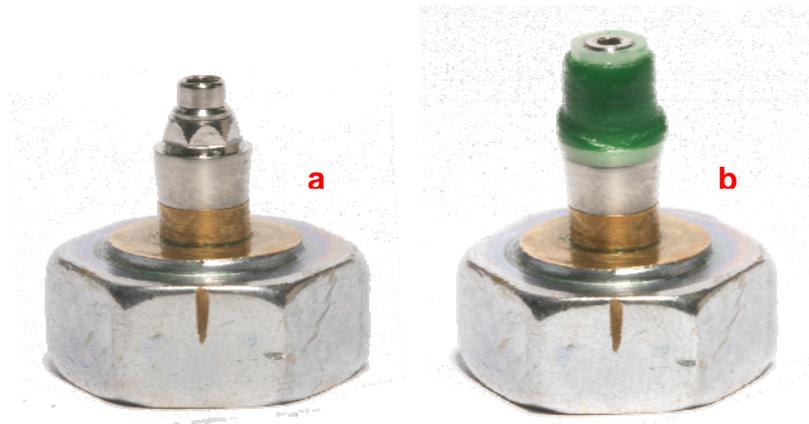


FIGURA 5 – PILAR CÔNICO PARAFUSADO SOBRE IMPLANTE EM BASE HEXAGONAL(a) E COMPONENTE PROTÉTICO ENCERADO(b), PARAFUSADO SOBRE O PILAR

A confecção do conduto de alimentação foi realizada de forma semelhante aos corpos-de-prova para avaliar a camada de reação (dureza Vickers). O posicionamento do fio de cera foi em 45° com o ângulo áxio-oclusal do padrão encerado, sendo o conjunto unido ao vértice do cone formador de cadinho (Figuras 1b e 4b). A fundição e desinclusão foram então realizadas. Os espécimes fundidos foram avaliados quanto à presença de irregularidades na superfície interna e estes foram descartados. A limpeza foi feita em ultra-som.

Para a medida da desadaptação as amostras (n=10) em Ti c.p. foram posicionadas no implante montado na base e parafusadas com parafuso de titânio com torque de 10 N.cm. O conjunto foi levado à lupa estereoscópica com aumento de 10 X e por meio de uma câmera digital (JVC TK1380U CCD, Victor Company of Japan Limited, Tokyo, Japão) acoplada à lupa. As imagens correspondentes aos seis pontos das faces da base, previamente definidos para mensuração da desadaptação, foram capturadas. Utilizando o analisador de imagens Leica Qwin (Leica Microsystems Imaging Solutions Ltda., Cambredge, Inglaterra), foram realizadas 3 leituras em μm , em cada face correspondente à base hexagonal, perfazendo um total de 18 medidas para cada peça. A partir destes valores, a média de desadaptação de cada espécime foi obtida.

Forma de análise dos dados

Para os valores de dureza Vickers, aplicaram-se a análise de variância a dois critérios e teste de Tukey para comparação de médias ($\alpha = 0,05$). Para os testes de preenchimento do molde, rugosidade superficial e desajuste marginal de componentes protéticos, diante do não atendimento aos critérios de aplicação de teste paramétrico, adotou-se o teste não-paramétrico Kruskal-Wallis, que é correspondente da análise de variância, indicado para comparação de três ou mais grupos independentes (não-pareados).

Resultado

5 Resultado

Camada de Reação

Os dados de dureza foram submetidos à análise de variância a dois fatores ($\alpha = 0,05$), que revelou diferença estatisticamente significativa para os fatores: material, profundidade e interação entre fatores (Tabela 4).

Tabela 4. – Análise de variância para dureza Vickers

Fonte de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F	P
Material	2	19234,3472	9617,1736	25,2363	< 0,001*
Profundidade	5	1190624,4514	238124,8903	624,8614	< 0,001*
Interação	10	49550,0694	4955,0069	13,0024	< 0,001*
tratamentos	17	1259408,8681	74082,8746		
resíduo	126	48016,6250	4955,0069		

* Diferença estatisticamente significativa

Para a realização de contraste de médias foi aplicado o teste de Tukey, que mostrou que para o fator material o revestimento RP apresentou a maior média de dureza, enquanto RU e TR apresentaram menores valores médios e estatisticamente iguais entre si (Tabela 5).

Tabela 5. - Valores médios de Dureza Vickers e contraste pelo teste de Tukey para o fator material

Material	Média (VHN)
RP	199,71 a
RU	174,87 b
TR	175,52 b

A Tabela 6 mostra o resultado do teste de Tukey para o fator profundidade, onde foi a maior média de dureza foi encontrada na primeira camada (25 μm), seguida da segunda (50 μm), enquanto as demais foram menores e estatisticamente iguais entre si.

Tabela. 6 - Valores médios de Dureza Vickers e contraste pelo teste de Tukey para o fator profundidade (μm)

Profundidade	Média (VHN)
25	377,92 a
50	201,79 b
100	136,37 c
150	131,12 c
200	129,25 c
350	123,75 c

A Figura 6 apresenta os valores médios da interação material X profundidade, onde se observou-se, a partir da camada de 100 μm , igualdade estatística entre os três revestimentos estudados

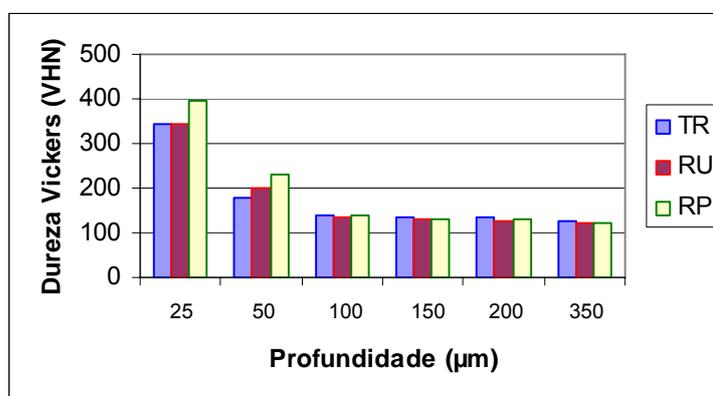


FIGURA 6: DUREZA VICKERS X PROFUNDIDADE

Porosidade Interna

A análise da porosidade interna revelou que houve pequena incidência de poros no revestimento RP, os quais apresentaram pequenas dimensões. Por outro lado, o material RU apresentou poros distribuídos de forma heterogênea e com grande disparidade de tamanhos. Já o revestimento TR apresentou poros com distribuição semelhante aos que ocorreram em RP, porém de maiores dimensões. (Figuras 7, 8 e 9)

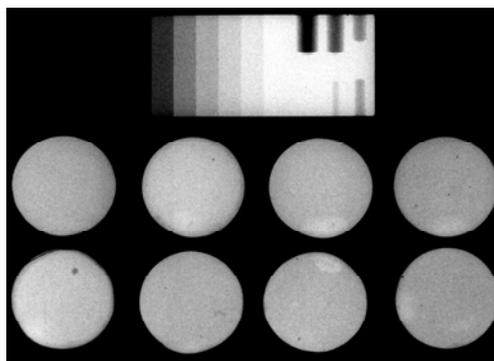


FIGURA 7 – RADIOGRAFIA DOS CORPOS-DE-PROVA DE FUNDIDOS COM RP.

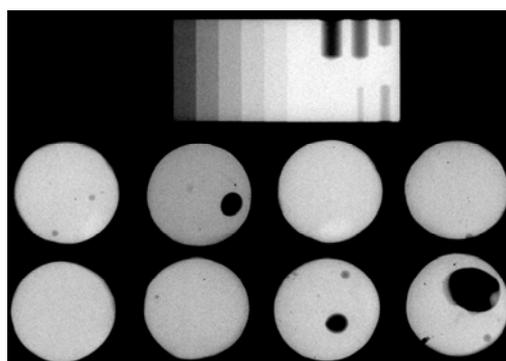


FIGURA 8 – RADIOGRAFIA DOS CORPOS-DE-PROVA DE FUNDIDOS COM RU.

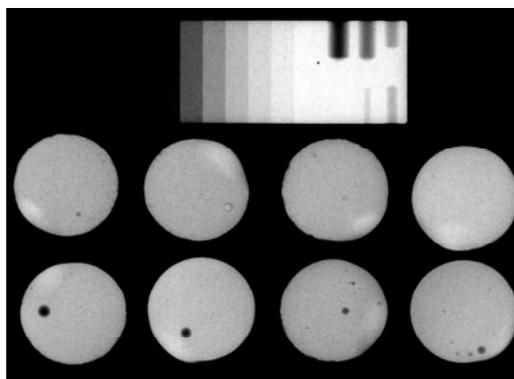


FIGURA 9 – RADIOGRAFIA DOS CORPOS-DE-PROVA DE FUNDIDOS COM TR.

Preenchimento do Molde (Fluidez)

O preenchimento do molde em fundições feitas com o revestimento fosfatado, RP, foi significativamente menor do que aquelas feitas com os revestimentos à base de espinelio RU e TR (Figura 10).

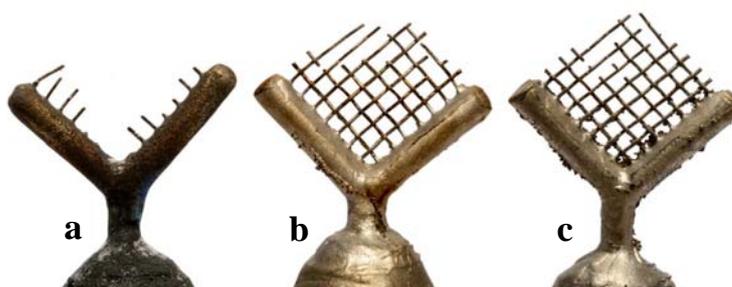


FIGURA 10 – CORPOS-DE-PROVA FUNDIDOS COM: a) RP; b) RU; c) TR.

Para a análise dos dados de preenchimento do molde (%) foi aplicado o teste Kruskal-Wallis (Tabela 7) que mostrou que há diferença estatística entre os grupos.

Tabela 7 – Mediana de preenchimento do molde de cada revestimento e postos médios obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis

Material	Mediana (%)	Postos Médios
RP	8,02	5,5
RU	74,02	21,4
TR	69,53	19,6

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado: 19,56
 $P < 0,05$

Para a determinação das diferenças foi aplicado o teste de Student-Newman-Keuls (Tabela 8) que revela que RU e TR apresentam valores de preenchimento do molde estatisticamente iguais e superiores ao de RP.

Tabela 8 – Diferença dos postos médios de preenchimento do molde segundo o teste de Student-Newman-Keuls

	Diferença de postos	Valor de P
RP X RU	15,9	< 0,0001*
RP X TR	14,1	0,0003*
RU X TR	1,8	0,6475

* diferença estatisticamente significativa

Rugosidade Superficial

Para a análise dos dados de rugosidade superficial do titânio fundido (R_a , em μm) foi aplicado o teste Kruskal-Wallis (Tabela 9) que mostrou que há diferença estatística entre os grupos.

Tabela 9 – Mediana de rugosidade superficial do titânio para cada revestimento e postos médios obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis

Material	Mediana (μm)	Postos Médios
RP	6,78	20,50
RU	1,22	10,75
TR	1,08	6,25

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado: 17,00

P < 0,05

Para a determinação da diferenças foi aplicado o teste de Student-Newman-Keuls (Tabela 10) que revela que RU e TR apresentam valores rugosidade (Ra) estatisticamente iguais e menores que os de RP.

Tabela 10 – Diferença dos postos médios de rugosidade segundo o teste de Student-Newman-Keuls

	Diferença de postos	Valor de P
RP X RU	9,75	0,005*
RP X TR	14,25	< 0,0001*
RU X TR	4,50	0,2031

* diferença estatisticamente significativa

Adaptação Marginal de componentes protéticos

Para a análise dos dados de adaptação marginal dos componentes protéticos (μm) foi aplicado o teste Kruskal-Wallis (Tabela 11) que mostrou que há diferença estatística entre os grupos.

Tabela 11 – Mediana de adaptação marginal para cada revestimento e postos médios obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis

Material	Mediana (μm)	Postos Médios
RP	20,82	25,2
RU	8,35	10,85
TR	7,67	10,45

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado: 18,22
P < 0,05

Para a determinação da diferenças foi aplicado o teste de Student-Newman-Keuls (Tabela 12) que revela que RU e TR apresentam valores adaptação marginal (μm) estatisticamente iguais e menores que os de RP.

Tabela 12 – Diferença dos postos médios de adaptação marginal segundo o teste de Student-Newman-Keuls

	Diferença de postos	Valor de P
RP X RU	14,35	0,0003*
RP X TR	14,75	0,0002*
RU X TR	0,40	0,9191

* diferença estatisticamente significativa

Discussão

6 Discussão

Camada de Reação

O titânio puro e ligas de titânio para fundições odontológicas tendem a reagir com muitas substâncias a elevadas temperaturas (entre 500 °C e 1800 °C)^{21,67}. A afinidade, particularmente com o oxigênio, nitrogênio, hidrogênio e outros elementos oriundos dos revestimentos^{44,58} leva à formação da camada de reação na superfície.

A reação é primariamente um processo de oxidação, que ocorre quando o titânio fundido entra em contato com as paredes do molde, havendo a liberação de elementos do revestimento como Si, O, P, Fe e etc⁴⁰. Esses elementos formam vários compostos com o Ti ou permanecem na forma de uma solução sólida, formando uma camada de óxido na superfície do metal⁴. O oxigênio e outros elementos do revestimento são em parte dissolvidos internamente no metal para formar uma camada dura e frágil chamada de α -case. As espessura e dureza dessa camada variam de acordo com a composição do revestimento, a temperatura do molde e a atmosfera ambiente. Na face de contato do metal com o revestimento, o oxigênio é fornecido pela atmosfera ou pela redução de óxidos do revestimento¹⁰.

A estrutura da camada de reação pode ser dividida em quatro subcamadas: 1) a mais externa ou camada de sinterização, que é composta principalmente por elementos presentes no revestimento utilizado e pequena quantidade de titânio; 2) a segunda camada apresenta alto conteúdo de oxigênio e é denominada camada estabilizadora de α -case; 3) a terceira camada concentrada em Si, P, O, e C distribuídos não homoganeamente; e 4) a quarta camada apresenta conteúdo de oxigênio também distribuído não homoganeamente, correspondendo à estrutura de cristais aciculares^{19,25,26,40}. Segundo Guilin et al.²¹, a α -case propriamente dita consiste em três camadas

denominadas: camada de óxidos, camada de liga, e camada dura. A soma das duas primeiras forma o que denominaram camada de reação. Já a camada dura é encontrada entre a camada de reação superficial e o titânio não-modificado durante a fundição. A camada dura nada mais é do que titânio puro, mas com maior microdureza. Esse aumento de dureza não é proveniente de reações do titânio com o revestimento, mas sim do rápido resfriamento do titânio fundido, o que altera sua microestrutura.

A importância da α -case é que ela pode levar a alterações de propriedades físicas e mecânicas^{15,18,21,67}, incluindo significativa influência sobre a adaptação das peças fundidas aos respectivos preparos^{1,2} e sobre a rugosidade superficial, o que torna o polimento mais difícil e aumenta o risco de corrosão intra-oral^{17,50}. Atwood et al.² (2007) ainda destaca que a superfície contaminada pode interferir na aderência da porcelana a estruturas de coroas.

A alta reatividade química do titânio com oxigênio a elevadas temperaturas dificulta as operações de fundição, que necessitam de revestimentos e equipamentos para prevenção desta contaminação⁵⁷. Desta forma, a fundição do titânio é tecnicamente muito mais sensível a parâmetros externos que as ligas metálicas convencionais⁶⁷.

Revestimentos fosfatados são passíveis de grandes expansões e, portanto empregados para fundição de ligas com elevado ponto de fusão e alta contração de fundição^{34,47}. Entretanto, a sílica (SiO_2) e o fosfato (P_2O_5) presentes nesses materiais reagem fortemente com o titânio, gerando fundições com maior contaminação superficial em relação às fundições realizadas com revestimentos especiais^{35,67}. Por outro lado, os revestimentos fosfatados apresentam baixo custo, são de fácil manipulação e apresentam menor sensibilidade à dessecação. Além da expansão térmica, a alta expansão de presa deste revestimento pode ser suficiente para compensar a contração de resfriamento do metal^{2,19,22,25,35,40, 42}.

Para contornar os problemas referentes à contaminação superficial, o processo com máquinas de fundição com atmosfera controlada por um gás inerte (argônio) é indicado. Além disso, foram desenvolvidos revestimentos formulados com materiais quimicamente mais estáveis, que apresentam maior afinidade com oxigênio do que com titânio, tais como MgO, CaO, ZrO₂, Al₂O₃^{18,26,41}. Porém, estes revestimentos apresentam custo muito elevado²⁵. De acordo com Miyakawa et al.⁴¹, em 1989, a sílica é mais reativa com o titânio, seguida da alumina, enquanto a magnésia, cálcia e zircônia apresentam baixa reatividade.

Alguns autores^{56,64} mostraram que os revestimentos à base de espinélio (MgO/Al₂O₃) são quimicamente mais estáveis, apresentando menor camada de reação e adequada magnitude de expansão total^{63,64}. Já na reação entre o titânio e revestimento a base de Al₂O₃, há relatos de 500 μm de espessura encontrada, devido à camada de reação, que consiste de TiO₂ e Ti₃Al¹.

A respeito de revestimentos a base de MgO, foi reportado que a espessura da camada de reação era entre 20 e 100 μm^{18,21,45}. Entretanto, Guilin, Nan, Yousheng and Yining²¹ em 2007, avaliaram o efeito de três tipos de revestimento (à base de SiO₂, Al₂O₃ ou MgO) sobre a α-case em estrutura fundida de titânio e obtiveram diferentes resultados com espessura da camada de reação de aproximadamente 80 μm, 50 μm e 14 μm respectivamente.

Oda et al.⁴⁴, em 1996, realizaram um estudo comparando a camada de reação em estruturas fundidas de titânio utilizando revestimentos à base de alumina, espinélio, zircônia e magnésia. A menor espessura da camada de reação foi encontrada nos espécimes fundidos com moldes de revestimento à base de magnésia, enquanto a maior dureza foi encontrada nos espécimes fundidos com revestimento a base

de alumina. Não foi encontrada correlação entre espessura e dureza da camada de reação.

No presente estudo, a camada de reação foi avaliada pelo ensaio de microdureza Vickers. Para os espécimes fundidos com RP, foi encontrada maior dureza (199,71 VHN) do que para aqueles fundidos com RU (174,87 VHN) e TR (175,52 VHN), não havendo diferença significativa entre os revestimentos à base de espinélio (Tabela 5). Em relação à extensão da camada de reação, verificou-se que para todas as fundições realizadas com os diferentes revestimentos, a partir da profundidade de 100 μm a dureza estabiliza (Tabela 6) e a partir deste ponto os três revestimentos apresentam valores de dureza similares (Figura 6). Os resultados podem estar relacionados, principalmente, às diferentes composições dos revestimentos (à base de fosfato e à base de espinélio) e suas respectivas reatividades com o titânio fundido.

De acordo com Luo et al.⁴⁰, a cor da superfície das peças fundidas também reflete o grau de reação entre o titânio e o revestimento durante a fundição. Uma cor mais amarelada representa uma menor reação, enquanto superfícies enegrecidas indicam uma contaminação mais acentuada. Observando a figura 10, podemos observar que as estruturas fundidas com o RP apresentam-se escurecidas quando comparados às fundidas com RU e TR, o que caracteriza uma reação mais acentuada com o titânio.

Em 2007, Guilin et al.²¹ verificaram a presença de óxidos de titânio na camada de óxidos que não existem nos revestimentos e que, portanto, só podem ser resultado da oxidação do titânio. Foram estudados revestimentos a base de SiO_2 , Al_2O_3 e MgO . As possíveis reações que ocorrem durante as fundições são representadas pelas seguintes equações:

- (1) $\text{SiO}_2 + \text{Ti} = \text{Ti}_x\text{O}_y + \text{Si}$
- (2) $\text{Al}_2\text{O}_3 + \text{Ti} = \text{Ti}_x\text{O}_y + \text{Al}$
- (3) $\text{MgO} + \text{Ti} = \text{Ti}_x\text{O}_y + \text{Mg}$

Os resultados dos estudos demonstraram que o SiO_2 e o Al_2O_3 podem reagir com o titânio fundido durante as fundições, mas o MgO não reage²¹. Isso acontece porque o MgO apresenta uma energia livre de formação de óxidos mais negativa. À temperatura de 900 °C, por exemplo, a energia livre de formação de óxidos do CaO , MgO , Al_2O_3 e do SiO_2 são respectivamente -1032, -956, -856 e -699. Quando comparamos esses valores com a energia livre de formação de -709 do óxido de titânio (TiO_2), observamos que o valor que mais se aproxima do mesmo é o SiO_2 . Isso significa que este óxido pode ser mais facilmente reduzido na reação com o titânio⁴. O SiO_2 reage mais facilmente e promove maior dureza e maior espessura da camada de reação, seguido por Al_2O_3 e MgO . Considerando que o MgO não é facilmente reduzido pelo titânio, nos revestimentos a base de MgO , o que se reduz é o Al_2O_3 presente na formação do espinélio ou no cimento aglutinante. Desta forma, os componentes da camada de reação dos revestimentos à base de Al_2O_3 e MgO são basicamente os mesmos. Os autores ainda completam que maiores espessuras de camada de reação dificultam a sua remoção, o que poderia comprometer a adaptação de próteses.

Na tentativa de proteger o titânio da reação com o revestimento, tem sido sugerido utilizar também técnicas de cobertura dos padrões antes da inclusão em revestimento fosfatado. Normalmente a cobertura dos padrões é feita com pastas a base de óxidos estáveis, como a ítria (Y_2O_3), zircônia (ZrO_2) ou zirconita ($\text{SiO}_2 \cdot \text{ZrO}_2$). Essa técnica, além de diminuir a contaminação superficial, pode diminuir o custo da fundição.

Em 2002, Luo et al.⁴⁰ utilizaram uma técnica de cobertura dos padrões de cera com zirconita (silicato de zircônio) previamente à inclusão em revestimento fosfatado (Multi-Vest High-heat casting investment, Dentsply/York Division Co., USA) e observaram uma menor espessura da camada de reação superficial de peças de titânio fundido

quando comparados as fundições feitas sem cobertura, o que indica menor contaminação. Da mesma forma, Wang et al.⁶⁷, em 1998, notaram que a reação de interface entre molde e metal fundido foi reduzida quando se utilizou cobertura dos padrões com óxido de ítrio ou óxido de zircônio antes da fundição.

Em estudo semelhante, realizado por Papadopoulos et al.⁵⁰, utilizando cobertura de zircônia (ZrO_2) sobre revestimento fosfatado, não foi observada camada de contaminação, enquanto as fundições realizadas sem cobertura dos padrões de cera prévio à inclusão apresentaram uma espessura da camada de contaminação de aproximadamente 100 μm .

Porosidade Interna

A porosidade é um dos defeitos mais freqüentes que ocorrem em fundições odontológicas feitas em titânio^{13,14,22,23,68,72}. Permeabilidade é a medida da habilidade de um gás de fluir através de um revestimento. Porosidade do revestimento é a medida da porcentagem em volume de revestimento não ocupado por um sólido. Entretanto, poros descontínuos ou desconectados não contribuem para a permeabilidade de um material³.

Existem 2 tipos de porosidade nas fundições odontológicas: poros formados por aprisionamento de gases no processo de fundição e poros formados pela contração de fundição, que ocorre na solidificação do metal⁷³. Poros esféricos caracterizam aprisionamento de argônio durante o processo de fundição e poros de forma irregular caracterizam contração de fundição.

Também existem diversos mecanismos pelo qual a natureza do revestimento pode influenciar no desenvolvimento de porosidade nas fundições: através da natureza física e química da superfície do molde, da reação do metal com o molde, da permeabilidade do revestimento e das características térmicas do processo de fundição.

Para que haja a produção de fundições odontológicas livres de porosidade, é essencial prover a eliminação dos gases formados na cavidade do molde durante o processo de fundição³. Esses gases podem ser provenientes da alta afinidade do titânio por elementos como oxigênio, nitrogênio, hidrogênio; de reações entre o titânio e o material do revestimento; e do escape do gás inerte para fundição (argônio) da câmara de fundição para a cavidade do molde⁷².

O tamanho, número e localização dos poros internos nas fundições, não detectáveis a olho nu, podem ser facilmente examinadas radiograficamente⁶⁵. No presente estudo, pequenos poros foram observados nas peças fundidas com revestimento fosfatado (RP), enquanto os piores resultados foram obtidos com o revestimento RU, à base de espinélio (MgO/Al₂O₃), ficando TR em uma posição intermediária. (Figuras 7, 8 e 9). A porosidade encontrada nos espécimes, fundidos com os diferentes revestimentos estudados, não apresentaram distribuição homogênea. Particularmente no grupo RU, observou-se a formação de grandes poros únicos. Numa situação clínica, esses poros comprometeriam o desempenho da peça protética através da degradação das suas propriedades mecânicas^{17,68, 73}.

Os resultados apresentados vão de encontro à afirmação de Papadopoulos et al.⁵⁰, que colocam como limitações dos revestimentos à base de óxidos estáveis a inadequada permeabilidade ao ar. A permeabilidade dos revestimentos deve ser suficiente para que o gás passe através do revestimento aquecido à medida que o metal fundido entra no molde³. Revestimentos porosos com alta permeabilidade a gases foram recomendados por Hero et al.²², em 1993 para evitar porosidade e conseguir preenchimento completo dos moldes^{40,73}. Porém, maior permeabilidade ao argônio foi obtida com a utilização de revestimentos a base de magnésia, pois as partículas de MgO aparecem mais aglomeradas, causando várias fissuras, assim como pequenos poros esféricos, o que explicaria a alta permeabilidade desses revestimentos.

Além disso, no estudo realizado por Kikuchi et al.³³ em 2001, não foi observada presença de porosidade interna à temperatura ultra-baixa de molde para todos os revestimentos específicos para titânio à base de magnésia e alumina utilizados (Selevest CB, T-Invest C&B e Titavest CB).

No entanto, além do tipo de revestimento, muitos outros fatores como a espessura do revestimento, volume, área superficial da cavidade do molde, massa de metal fundido e pressão de fundição devem ser considerados³. A porosidade interna pode também ser influenciada pelo tipo de máquina de fundição utilizada. Em 1993 Takahashi et al.⁶⁰ observaram menor porosidade em espécimes fundidos com máquina centrífuga, quando comparados à utilização de máquinas de fundição de pressão com uma e duas câmaras. Já no estudo realizado por Eliopoulos et al.¹⁷, onde utilizaram revestimento à base de MgO, os resultados mostraram que as máquinas de fundição testadas produziram porosidade não-uniforme e que o tipo de máquina utilizada (máquina com gás inerte/duas câmaras pressurizadas e máquina centrífuga por indução) não influencia significativamente a porosidade interna em fundições de Ti cp. Quando feita cobertura do padrão de cera com ZrO₂ previamente à inclusão, Wu et al.⁷² não observaram nenhuma porosidade em análise radiográfica.

Alguns autores^{17,22} ainda afirmaram que altas pressões de fundição facilitam o aprisionamento mecânico de gás no metal líquido, resultando em aumento da porosidade. Isso pode ser devido ao fato de que uma maior pressão aumenta a chance de o argônio escapar e entrar na cavidade do molde, aumentando a porosidade interna. Um estudo de Hero et al.²³, em 1993, mostrou que a porosidade pode ser evitada pela manutenção de baixas diferenças de pressão entre as câmaras de fusão e do molde.

De acordo com Lewis³⁷ em 1977, é importante salientar que, para qualquer valor de porosidade, um padrão de poros difusos no interior deve ser considerado preferível do que a presença de menos porém

maiores poros. Um poro grande vai atuar como um sítio iniciador de trincas e poderá reduzir substancialmente a área de secção transversal de alguma parte da fundição. Uma temperatura de molde mais baixa é mais provável de apresentar um padrão de porosidade difusa. Outros autores^{13,17} acrescentam que a correlação entre porosidade e performance clínica de uma estrutura fundida dependerá da localização, da distribuição, do tamanho e da porcentagem de poros.

Outra forma de porosidade é a formada pela contração de fundição do titânio. Como a contração volumétrica do titânio é alta (em torno de 3,5%), se o procedimento de fundição não for controlado, alguma porcentagem da contração volumétrica poderia ser convertida em porosidade⁷³. Esse tipo de porosidade é previsível, fica concentrada nas áreas que solidificam por último e está diretamente relacionada com a geometria das fundições e o desenho dos condutos de alimentação^{14,17}.

Preenchimento do Molde (Teste de Fluidez)

Os fatores que levam à obtenção de fundições de titânio incompletas são semelhantes àqueles que causam a porosidade interna, e estão relacionados com: a força de injeção do metal fundido no processo de fundição, temperaturas de fusão e do molde, reações entre o titânio e o material de revestimento ou outros elementos²², a permeabilidade do revestimento e a configuração para colocação dos sprues. Em alguns casos estes fatores atuam independentemente e em outros se combinam na influência dos resultados⁶⁹.

Para avaliar o preenchimento de molde em fundições, investigadores têm experimentado vários métodos com diferentes tipos de forma de padrões: espiral, pires/placa, "T", faca, coroa dental e malha de poliéster⁶⁹. Os tipos de testes de fluidez são denominados: testes abstratos (não odontológicos), testes de simulação (padrões de uma restauração odontológica esquemática) e testes de réplicas (padrões de

restaurações odontológicas). Determinar um método apropriado para medir a fluidez das ligas odontológicas é bastante difícil quando há disponível diferentes equipamentos de fundição e ligas com composições tão variadas⁴³.

Para a realização do teste de fluidez no presente estudo, padrões em forma de malha foram utilizados. Foi em 1981 que Whitlock et al.⁴⁴ sugeriram o uso de um teste abstrato com padrão na forma de uma malha de poliéster, a qual é frequentemente utilizada, pois os padrões são de fácil confecção e o valor de fluidez é facilmente obtido. Além disso, muitos estudos avaliando a fluidez do titânio têm associado a quantidade de porosidade interna^{22,59} e a deficiência marginal de coroas e pontes^{55,56}, tomando a fluidez como parâmetro⁶⁹.

De acordo com Wu et al.⁷³, em 1998, um bom sistema de preenchimento do molde deve apresentar muitos requisitos, principalmente para estruturas que apresentam paredes finas, como as coroas dentárias. Os mais importantes são: 1) Redução da perda de calor durante o processo de preenchimento; 2) Pressão hidráulica suficiente para reproduzir finos detalhes nas margens da coroa; 3) Gradiente de temperatura positivo das fundições em direção às fontes de alimentação após o preenchimento; 4) Boa ventilação.

O preenchimento do molde pode ser afetado pelo tipo de máquina de fundição utilizado e a sua força de injeção. Takahashi et al.⁶⁰ em 1993, fundiram malhas e placas em titânio. Os melhores resultados foram obtidos com máquina de fundição centrífuga, seguido de máquina de pressão com uma câmara e então de duas câmaras. Esses resultados vão de acordo com aqueles obtidos por Watanabe et al.⁶⁹ em 2000, para espécimes em forma de malha e disco, e por Takahashi et al.⁶⁰, que fundiram malhas de poliéster. No entanto, Wu et al.⁷² em 2002 explicaram que, embora a taxa de preenchimento de fundições feitas em máquina centrífuga seja bastante alta, o fluxo de fluido é muito turbulento e o

aprisionamento do gás proveniente do material de revestimento durante o preenchimento do molde é quase inevitável.

Quando o titânio é injetado no molde, a grande diferença de temperatura entre o metal fundido e o molde permite o rápido resfriamento e solidificação do metal, o que resulta em um menor tempo disponível para o escape dos gases. A contra-pressão no interior do molde resultante da retenção dos gases aumenta o risco de se obter inadequado preenchimento do molde, principalmente em áreas mais finas. A reatividade do titânio também pode favorecer a produção de gases no interior do molde e, a sua presença impede que o metal flua para o interior deste molde, preenchendo-o⁷².

Para diminuir a quantidade de gás, minimizando também a contra-pressão exercida, adequados meios para o escape dos gases devem ser fornecidos, seja pelo sistema de colocação de sprues, através da técnica denominada “solidificação prematura” e/ou pela utilização de revestimentos permeáveis e menos reativos com o titânio^{22,69}. Uma outra solução seria aumentar a temperatura do molde, diminuindo a diferença de temperatura entre o metal e o molde. Oliveira et al.⁴⁷ concordam que a fluidez do titânio cp é melhorada em temperaturas mais elevadas, tendo obtido porcentagens de preenchimento do molde a 530°C (23,96%) melhor que nas temperaturas de 480°C (14,66%) e 430°C (12,54%). No entanto, ao se aumentar a temperatura do molde, a reatividade do titânio com elementos do revestimento também é aumentada, o que pode promover a formação de camada de reação maior e mais dura.

No presente estudo, o preenchimento do molde em fundições feitas com o revestimento fosfatado (RP) foi significativamente menor do que aquelas feitas com os revestimentos à base de espinélio (RU e TR), como demonstrado na Figura 10. Da mesma forma, Syverud, Hero⁵⁵, em 1995, avaliaram o preenchimento do molde de uma prótese de cinco elementos, relacionado à permeabilidade ao gás de quatro revestimentos comerciais: Bellavest, Rematitan Plus, Titavest CB e Titanium Vest. Os

melhores resultados de preenchimento foram obtidos pelo revestimento Titavest CB, devido à presença das partículas de MgO altamente aglomeradas, formando rachaduras e pequenos poros que aumentam a permeabilidade do molde. Resultados semelhantes foram obtidos no estudo realizado em 1994 por Wakasa et al.⁶³, onde as fundições de coroas dentárias realizadas com o revestimento a base de MgO e Al₂O₃ apresentaram melhores resultados de fluidez e adaptação quando comparados à revestimentos fosfatados.

Portanto, os baixos resultados de preenchimento de molde para RP poderiam ser devido à sua possível menor permeabilidade, entretanto, como comentado anteriormente, esse revestimento apresentou o melhor desempenho quanto à presença de porosidade interna. Um outro fator que pode ter influenciado esses resultados é reação mais acentuada do titânio com sílica e fosfato⁴, presentes do RP, do que com o MgO/Al₂O₃ presentes nos demais revestimentos estudados.

Além dos fatores já citados, o preenchimento de um molde também pode ser afetado pela forma do padrão, pelo sprue e pela própria fluidez da liga ou metal utilizado (a fluidez das ligas geralmente é mais baixa do que de metais puros, que pode resultar em menor preenchimento do molde)^{60,67}. Em relação à forma do padrão selecionado, embora seja de fácil confecção e obtenção dos valores de preenchimento do molde (%), este pode ser sensível aos diferentes materiais, temperaturas, técnicas e outras variáveis que afetam a fluidez devido aos finos fios que a formam^{43,69}. O estudo de Naylor et al.⁴³ de 1990 mostrou, por exemplo, que a seleção do revestimento (fosfatado) teve um impacto muito maior no teste de Whitlock do que no teste com réplica.

Ainda, o estudo realizado por Wang et al.⁶⁷, em 1999, mostrou que a taxa de preenchimento aumentou conforme se aumentou a espessura do padrão, por 2 motivos: 1) a taxa de resfriamento do metal fundido é mais lento devido ao seu maior volume e 2) ao relativo

aumento da fluidez, já que a velocidade de entrada do metal no molde é influenciada pela fricção do mesmo com a subcamada da parede interna do molde.

Assim, para se conseguir um adequado preenchimento de molde, todos os fatores citados devem ser observados. De acordo com Barreto et al.⁵ a combinação de liga e revestimento é determinante na qualidade e preenchimento das estruturas fundidas.

Rugosidade superficial

A alta rugosidade superficial em próteses pode aumentar significativamente a adesão supragengival de placa bacteriana. As conseqüências primárias relacionadas a esse fator são: 1) aumento da incidência de cáries dentárias e doença periodontal e 2) aceleração do processo de biocorrosão do metal ou liga utilizados⁸. Além disso, a rugosidade superficial pode influenciar nos desajustes marginais das estruturas fundidas⁵⁰.

Maiores dureza e rugosidade superficial podem interferir nas propriedades mecânicas de uma estrutura metálica fundida¹⁸, uma vez que superfícies polidas podem inibir a formação e propagação de trincas. Assim quanto maior a dureza, mais frágil o metal fica, facilitando a propagação de trincas²⁵.

Os resultados do teste de rugosidade superficial mostraram que os espécimes fundidos com o revestimento fosfatado RP apresentaram-se significativamente mais rugosos do que aqueles fundidos com os revestimentos (RU e TR), à base de espinélio (Tabela 10). O revestimento pode influenciar na superfície das fundições de titânio como resultado de uma reação entre o molde e o metal, mostrando que a composição do revestimento afeta os valores de rugosidade⁶³.

O efeito da camada de reação fica claro no estudo de Papadopoulos et al.⁵⁰, onde foram feitas fundições em titânio cp,

utilizando um revestimento fosfatado com e sem cobertura de ZrO_2 . Na microscopia óptica, observou-se que as amostras fundidas sem cobertura apresentavam superfícies mais rugosas, provavelmente devido à reação do titânio com o revestimento do molde. A camada de ZrO_2 atuou como uma barreira protetora entre o revestimento e o metal líquido, e fundições limpas e sem contaminação foram obtidas.

Além da influência da camada de reação na rugosidade superficial em fundições de titânio, Hsu et al.²⁵, em 2005, sugeriram que superfícies menos rugosas podiam ser obtidas quando da utilização de revestimentos com menor tamanho de partículas, como o revestimento Selevest à base de magnésia. Os outros revestimentos à base de sílica (Gilvest Ti) e alumina (T-invest), que possuem partículas maiores em sua composição, apresentaram maiores valores de rugosidade superficial.

Jang et al.²⁸ em 2001, estudaram a rugosidade em estruturas de prótese parcial removível, fundidas em titânio cp com revestimento fosfatado Rematitan Plus e CoCr. A análise da rugosidade, realizada em microscópio de força atômica, não apresentou diferença estatisticamente significativa e os valores médios de ambas as ligas foram inferiores a 200 nm, valor sugerido para que o acúmulo de placa seja prevenido.

Hsu et al.²⁵ obtiveram valores de rugosidade média do titânio fundido em revestimento fosfatado (2,29 μm), à base de alumina (3,43 μm) e à base de magnésia (1,34 μm). Da mesma forma, o Chan et al.¹⁴ encontraram valores de rugosidade que variaram entre 2,1 a 3,0 μm , em fundições empregando revestimento fosfatado.

O efeito do acabamento e polimento sobre a rugosidade superficial das fundições é de fundamental importância para melhorar ou diminuir a retenção de placa. Esse processo consome tempo laboratorial e a remoção excessiva de material para fornecer um acabamento clinicamente aceitável pode influenciar na adaptação e resistência das estruturas metálicas. Portanto, tudo indica que é muito vantajoso utilizar técnicas onde seja possível se obter superfícies menos rugosas⁸.

Adaptação marginal

A adaptação marginal tem sido descrita na literatura como o contato relativo das coroas com o dente ao longo do seu longo eixo³⁶ e é indispensável para o sucesso de qualquer técnica de fundição, pois as margens das coroas normalmente estão subgengivais e considerações biológicas são uma grande preocupação^{1,9,18,47}. A precisão da adaptação marginal é a característica das fundições odontológicas mais dependente da capacidade da liga de fluir para dentro do molde, da expansão do molde e está diretamente ligada a camada de reação.

Wolf et al.⁷¹, em 1998, apontaram o titânio como sendo uma econômica alternativa à liga áurea para restaurações de inlay e onlay, embora as técnicas de fundição com titânio ainda precisassem ser melhoradas. De acordo com Stoll et al.⁵³ em 2001 (estudo in vitro) e 2002 (estudo in vivo), embora coroas parciais de titânio não tenham alcançado o nível de adaptação da liga de metal precioso, sob condições ótimas podem ser produzidas coroas com uso clínico aceitável.

Os primeiros requisitos para se obter adaptação marginal são: 1) a adequada expansão do revestimento, o qual deve compensar a contração de fundição do metal ou liga; 2) completo preenchimento do molde, que é dependente de inúmeros fatores já discutidos anteriormente.

Dentre os múltiplos fatores do processo de fundição que procuram compensar a contração de fundição do metal, as expansões de presa e térmica são reconhecidas como as mais importantes³⁹. 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. Os revestimentos fosfatados apresentam baixo custo, fácil manipulação, menor sensibilidade à dessecação¹ e a alta

expansão de presa deste revestimento pode ser suficiente para compensar a contração de resfriamento do metal^{2,19,22,25,35,40, 42}.

O próprio fabricante do revestimento RP sugere que ambas as expansões podem ser controladas através da concentração do líquido especial, o qual pode ser diluído em água destilada. Além da concentração do líquido especial, a variação da temperatura final do molde de revestimento é outro método para se tentar adequar a expansão térmica ao coeficiente de contração térmica do metal.

A discussão sobre a compensação da contração do metal nas fundições que necessitam de alta precisão é bastante complexa devido à combinação de efeitos de expansão térmica e presa dos revestimentos. Especula-se que a contração de fundição do titânio puro é mais baixa do que ligas de NiCr e CoCr, porém os revestimentos desenvolvidos para a fundição do titânio ainda não apresentam expansão suficiente para compensar a contração desse metal. Seria conveniente que o revestimento oferecesse maior expansão térmica em temperaturas inferiores a 600 °C, considerada limite máximo para controlar a camada de reação de contaminação³⁵.

No estudo realizado por Wakasa et al.⁶⁴ em 1995, os valores de adaptação das coroas de titânio fundidas variaram de acordo com o aumento da magnitude de expansão total do revestimento à base de magnésia. Maiores valores de expansão resultaram em menores médias de desadaptação.

Ainda, de acordo com Wu et al.⁷³(1998), a alta força centrífuga das máquinas centrífugas de fundição podem contribuir para alcançar uma alta pressão hidráulica, assim como reproduzir finos detalhes nas margens da estrutura fundida. Para um preenchimento adequado de fundições com alta contração volumétrica, o canal de alimentação deve ser grande o suficiente para fornecer metal líquido para preencher o molde e compensar a contração de volume do metal (que é direcional, da

fundição para o canal de alimentação), de forma que esse poro fique localizado nesse canal.

Um outro fator de grande relevância para a adaptação marginal é a camada de reação da superfície, que, quando excessiva, pode permanecer mesmo após a limpeza química³⁹. A presença da camada de reação tem efeitos sobre a rugosidade superficial^{44,59, 60, 67, 68} e significativa influência sobre a adaptação das peças fundidas aos respectivos preparos^{17,50}.

Sob este ponto de vista, no trabalho de Fragoso et al.²⁰, que avaliaram a influência da temperatura do molde do Rematitan Plus (430 °C, 550 °C e 670 °C) na discrepância marginal de coroas fundidas em titânio cp, observa-se que as fundições feitas à 550 °C (95,0 µm) mostraram precisão marginal significativamente melhor que as feitas a 430 °C (203,4 µm) ou 670 °C (213,8 µm). Considerando que a expansão à 670 °C deveria ser igual ou superior a obtida em 550 °C, pode-se supor que em temperaturas mais elevadas a contaminação superficial seja aumentada, interferindo na adaptação das coroas.

A adaptação marginal tem sido medida de diferentes formas, sendo que a principal delas é relacionada ao espaço existente entre a restauração e a margem preparada do dente. A fenda pode ser vista como uma rugosidade física e considerada adversa para a saúde periodontal¹³. Neste estudo, os maiores valores de desadaptação marginal foram observados nas amostras fundidas com o revestimento fosfatado RP (20,82 µm). Não houve diferença significativa entre RU (8,35 µm) e TR (7,67 µm).

Mori et al.⁴² (1994) creditaram os baixos níveis de adaptação de coroas de titânio fundidas com Rematitan Plus (fosfatado) à forte reação entre o titânio fundido e o revestimento. A reação com o molde forma uma camada frágil na superfície da fundição que pode afetar a sua integridade marginal⁷¹. Já revestimentos contendo MgO, Al₂O₃, ZrO₂ e CaO como refratário, têm mostrado resultados de adaptação marginal,

camada de reação, dureza e porosidade bastante favoráveis^{26,40,50,55,59,63}. Quando se utilizou revestimentos a base de magnésia com adição de zircônia em sua composição, o revestimento modificado mostrou uma diminuição estatisticamente significativa na quantidade de desadaptação marginal de inlays MOD quando comparado com o grupo controle não modificado²⁶. No entanto, Hsu et al.²⁵ afirmaram que estes revestimentos, além de apresentarem custo muito elevado, não promovem expansão suficiente para compensar a contração de fundição do titânio, estimada por Ferreira et al.¹⁹ em 1,56%.

Há opiniões controversas na literatura a respeito de qual valor de deficiência marginal para coroas dentárias é considerada clinicamente aceitável. Leong et al.³⁶ consideraram 120 μm sendo o limite máximo de aceitabilidade clínica³⁵. Para outros autores^{9,13}, um espaço de cimentação de 50 μm ou menos foi considerado clinicamente aceitável. No entanto, de acordo com Stoll et al.⁵², clinicamente, um espaço de cimentação de 100 μm poderia ser considerado aceitável⁵³, entretanto este limite frequentemente é excedido na rotina clínica.

Considerando a confecção de coroas sobre implantes, muitos estudos têm relacionado problemas biológicos⁷⁰ e mecânicos^{6,49} à baixa adaptação marginal, como acúmulo de biofilme, desenvolvimento de mucosites, perda ou fratura de parafusos e perda da osseointegração⁶¹. A respeito dos valores de desadaptação marginal para coroas sobre implantes considerados clinicamente aceitáveis, uma distância máxima de 10 μm entre a estrutura metálica e o abutment foi inicialmente definida¹¹. Já em 1999, Keith et al.³¹ compararam, *in vitro*, as discrepâncias marginais entre coroas sobre implantes parafusadas ou cimentadas e encontraram que coroas parafusadas produziram gaps marginais significativamente menores quando comparados às coroas cimentadas ($8.8 \pm 5.7 \mu\text{m}$ para coroas parafusadas, $57.4 \pm 20.2 \mu\text{m}$ para coroas cimentadas com ionômero de vidro e $67.4 \pm 15.9 \mu\text{m}$ para coroas cimentadas com fosfato de zinco).

Conforme comentado anteriormente, nenhuma diferença estatística foi encontrada neste trabalho para os valores de desadaptação marginal de componentes protéticos fundidos com RU e TR. Além disso, ambos os materiais resultaram em médias de desadaptação menores do que aquela definida por Branemark¹¹ e semelhantes às aquelas obtidas por Keith et al.³¹ para coroas parafusadas.

Após a definição do conceito de adaptação passiva, uma desadaptação de até 100 μm ²⁹ a 120 μm ⁷ poderia ser considerada clinicamente aceitável para próteses fixas suportadas por implantes. Estudos in vivo têm sugerido uma tolerância biológica para a desadaptação. Num estudo de cinco anos em pacientes com maxila edêntula reabilitados com prótese sobre implante, valores de desadaptação de 111 a 91 μm foram encontrados e nenhuma perda de osso marginal foi observada³⁰. No entanto, o grau de desadaptação marginal que poderia ser considerado clinicamente aceitável ainda não foi bem estabelecido⁶².

Além das fundições, experiências com técnicas de produção de coroas odontológicas através de usinagem controlada por computador têm mostrado precisão^{6,7,48} e função clínica comparável ou superior a estruturas fundidas. Isso pode ser devido a alterações sofridas no padrão de cera quando se utiliza a técnica convencional da cera perdida. No estudo realizado por Ortorp et al.⁴⁸ em 2003, as estruturas usinadas (sistema Procera) apresentaram uma adaptação e precisão de fabricação estatisticamente melhor que as estruturas fundidas convencionais.

Métodos de limpeza, como o uso do jateamento de Al_2O_3 para a limpeza interna de coroas, é um fator que pode alterar os níveis de adaptação³⁹. Foi reportado que o jateamento do titânio puro com sílica contendo pó de alumina resulta em uma significativa perda de volume do metal, induzindo uma falsa adaptação³². Já recursos como a eletroerosão podem proporcionar melhora nos níveis de adaptação marginal de coroas de titânio, mas há um custo inerente ao emprego do equipamento que

envolve tecnologia sofisticada, podendo aumentar o custo da fundição em até 20%¹⁶.

Tendo em vista os resultados apresentados neste estudo e todos os fatores que influenciam uma fundição com titânio, podemos observar a complexidade em se associar todas as propriedades envolvidas no processo. De um modo geral os revestimentos à base de espinélio apresentaram desempenho superior ao fosfatado RP, quanto à dureza, preenchimento do molde, rugosidade superficial e adaptação marginal. Além disso, nestes ensaios sempre houve similaridade entre os revestimentos RP e TR, o que indica que o novo material com secagem em forno de microondas e processamento acelerado no forno elétrico, pode ter desempenho tão eficiente quanto ao material similar convencional, com a vantagem de economia de energia e tempo para obtenção das estruturas fundidas. No entanto, quanto à porosidade interna, o melhor resultado foi observado nos espécimes fundidos com RP, sugerindo que há necessidade de melhorias nos revestimentos à base de espinélio.

Outros estudos relacionados à permeabilidade e composição química dos revestimentos, resistência à corrosão e ao desgaste poderiam ser de grande utilidade para o desenvolvimento de materiais e técnicas de fundição do titânio mais eficazes.

Conclusão

7 Conclusão

Considerando as limitações dos estudos realizados, pode-se concluir que:

1. Quanto à camada de reação, os valores de dureza Vickers mostraram que o revestimento RP apresentou maior contaminação superficial e que os materiais RU e TR que apresentaram comportamento similar. Quanto à extensão da reação, foi observado que a profundidade de 25 μm foi a mais afetada, seguida por 50 μm , enquanto partir de 100 μm a dureza estabilizou-se. A interação material X profundidade revelou que a diferença entre os materiais ocorreu apenas nas duas primeiras profundidades.
2. Em relação à porosidade interna, verificou-se que os corpos-de-prova fundidos com RP apresentaram pequena incidência de poros. Já RU apresentou grandes poros difusos e não homogêneos entre os espécimes fundidos. Já o material TR apresentou poros com distribuição similar ao RP, mas de maiores dimensões.
3. O teste de preenchimento do molde (fluidéz) mostrou que os revestimentos RU e TR apresentaram valores de preenchimento estatisticamente iguais, enquanto os corpos-de-prova fundidos com RP produziram valores de preenchimento do molde significativamente inferiores aos obtidos com os demais materiais.

4. A rugosidade superficial de espécimes fundidos com RP foi significativamente maior do que para espécimes fundidos com RU e TR, estatisticamente iguais entre si.
5. No teste de adaptação marginal de componentes protéticos os espécimes fundidos com RP apresentaram os maiores valores, enquanto RU e TR foram semelhantes entre si.
6. Com base nos resultados apresentados, o revestimento à base de espinélio (TR) com secagem em forno de microondas e processamento térmico acelerado é capaz de produzir estruturas fundidas com camada de reação, preenchimento do molde, rugosidade superficial e adaptação marginal, semelhantes àquelas obtidas em fundições feitas com o material RU de composição similar e processamento convencional.

Referências

8 Referências*

1. Atwood RC, Lee PD, Curtis RV. Modeling the surface contamination of dental titanium investment castings. *Dent Mat.* 2005; 21: 178-86.
2. Atwood RC, Lee PD, Curtis RV, Maijer DM. Modeling the investment casting of a titanium crown. *Dent Mat.* 2007; 23: 60-70.
3. Ballard GT, Leinfelder KF, Taylor DF. Permeability and porosity of dental casting investments. *J Prosthet Dent.* 1975; 34: 170-8.
4. Ban S, Watanabe T, Mizutani N, Fukui H, Hasegawa J, Nakamura H. Interfacial Oxidations of Pure Titanium and Titanium Alloys with Investments. *Dent Mater J.* 2000; 19: 352-62.
5. Barreto MT, Goldberg AJ, Nitkin DA, Mumford G. Effect of investment on casting high-fusing alloys. *J Prosthet Dent.* 1980; 44: 504-7.
6. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009; 25: 94-102.
7. Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* In press 2008.
8. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, da Silva TB. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 274-7.
9. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 435-40.
10. Blackman R, Nonaka T, Baez R. Strength comparisons of cast titanium using three phosphate type investments. *J Dent Res.* 1991; 70: 485.
11. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50: 399-410.
12. Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 277-80.
13. Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 534-41.

* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível em:
http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

14. Chan D, Guillory V, Blackman R, Chung KH. The effects of sprue design on the roughness and porosity of titanium castings. *J Prosthet Dent.* 1997; 78: 400-4.
15. Chan KS, Koike M, Johnson BW, Okabe T. Modeling of alpha-case formation and its effects on the mechanical properties of titanium alloy castings. *Metallurg Mat Trans A: Phys Metall Mat Sci.* 2008; 39: 171-80.
16. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 467-72.
17. Eliopoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. Porosity of cpTi casting with four different casting machines. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 377-81.
18. Eliopoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent.* 2005; 94: 539-48.
19. Ferreira AR, Adabo GL, Filho OP, Soares da Rocha S, Fonseca RG. Evaluation of the thermal shrinkage of titanium and the setting and thermal expansion of phosphate-bonded investments. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 24-9.
20. Fragoso WS, Henriques GE, Contreras EF, Mesquita MF. The influence of mold temperature on the fit of cast crowns with commercially pure titanium. *Braz Oral Res.* 2005; 19: 139-43.
21. Guilin Y, Nan L, Yousheng L, Yining W. The effects of different types of investments on the alpha-case layer of titanium castings. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 157-64.
22. Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater.* 1993; 9: 15-8.
23. Hero H, Syverud M, Waarli M. Porosity and mould filling of titanium castings. *J Mater Sci Mater Med.* 1993; 4: 296-9.
24. Hero H, Waarli M. Effect of vacuum and supertemperature on mold filling during casting. *Scand J Dent Res.* 1991; 99: 55-9.
25. Hsu HC, Kikuchi H, Yen SK, Nishiyama M. Evaluation of different bonded investments for dental titanium casting. *J Mater Sci Mater Med.* 2005; 16: 821-5.

26. Hung CC, Hou GL, Tsai CC, Huang CC. Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds. *Dent Mater.* 2004; 20: 846-51.
27. Ida K, Togaya T, Tsutsumi S, Takeuchi M. Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys. *Dent Mater J.* 1982; 1: 8-21.
28. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 2001 Jul; 86: 93-8.
29. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 270-6.
30. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11: 620-5.
31. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14: 369-78.
32. Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *J Dent.* 1994; 22: 300-6.
33. Kikuchi H, Onouchi M, Hsu HC, Kurotani T, Nishiyama M. Titanium casting: the surface reaction layer of castings obtained using ultra-low-temperature molds. *J Oral Sci.* 2001; 43: 27-33.
34. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43: 245-53.
35. Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Influence of investment type and sprue number on the casting accuracy of titanium crown margins. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 42-9.
36. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont.* 1994; 7: 440-7.
37. Lewis AJ. The effect of variation in mould temperature, metal temperature and mould size on the development of internal porosity in cast structures. *Aust Dent J.* 1977; 22: 243-6.

38. Lewis AJ. The influence of the refractory investment on the development of porosity in cast structures. *Aust Dent J.* 1977; 22: 455-7.
39. Low D, Mori T. Titanium full crown casting: Thermal expansion of investments and crown accuracy. *Dent Mater.* 1999; 15: 185-90.
40. Luo XP, Guo TW, Ou YG, Liu Q. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. *Dent Mater.* 2002; 18: 512-5.
41. Miyakawa O, Watanabe K, Okawa S, Nakano S, Kobayashi M, Shiokawa N. Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J.* 1989; 8: 175-85.
42. Mori T, Jean-Louis M, Yabugami M, Togaya T. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. *Aust Dent J.* 1994; 39: 348-52.
43. Naylor WP, Moore BK, Phillips RW, Goodacre CJ, Munoz CA. Comparison of two tests to determine the castability of dental alloys. *Int J Prosthodont.* 1990; 3: 413-24.
44. Oda Y, Kudoh Y, Kawada E, Yoshinari M, Hasegawa K. Surface reaction between titanium castings and investments. *Bull Tokyo Dent Coll.* 1996; 37: 129-36.
45. Ohkubo C, Hosoi T, Ford JP, Watanabe I. Effect of surface reaction layer on grindability of cast titanium alloys. *Dent Mater.* 2006; 22: 268-74.
46. Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. *Biomaterials.* 2000; 21: 421-8.
47. Oliveira PC, Adabo GL, Ribeiro RF, Rocha SS. The effect of mold temperature on castability of CP Ti and Ti-6Al-4V castings into phosphate bonded investment materials. *Dent Mater.* 2006; 22: 1098-102.
48. Ortorp A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 194-200.
49. Oyague RC, Turrion AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent.* 2009; 37: 52-8.

50. Papadopoulos T, Zinelis S, Vardavoulias M. 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.* 1999; 34: 3639-46.
51. Shell JS, Dootz ER. Permeability of investment at casting temperature. *J Dent Res.* 1961; 40: 999-1003.
52. Stoll R, Fischer C, Springer M, Stachniss V. Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and in a gold alloy - an in vivo study. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 1-6.
53. Stoll R, Makris P, Stachniss V. Marginal adaptation of cast partial crowns made of pure titanium and a gold alloy under influence of a manual burnishing technique. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 401-6.
54. Sunnerkrantz PA, Syverud M, Hero H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. *Scand J Dent Res.* 1990; 98: 268-72.
55. Syverud M, Herø H. Mold filling of Ti castings using investments with different gas permeability. *Dent Mat.* 1995; 11: 14-8.
56. Syverud M, Okabe T, Herø H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. *Eur J Oral Sci.* 1995; 103: 327-30.
57. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Influence of surface oxidation of titanium on adhesion. *J Dent.* 1998; 26: 69-73.
58. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Chern Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res.* 1990; 69: 1800-5.
59. Takahashi J, Zhang JZ, Okazaki M. Castability and surface hardness of titanium cast plates obtained from experimental phosphate-bonded silica investment molds. *Dent Mater J.* 1993; 12: 238-44.
60. Takahashi J, Zhang JZ, Okazaki M. Effect of casting methods on castability of pure titanium. *Dent Mater J.* 1993; 12: 245-52.
61. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 256-60.

62. Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007; 35: 800-5.
63. Wakasa K, Yamaki M. Dental magnesia-based investment for casting titanium. *J Mater Sci Lett.* 1994; 13: 416-8.
64. Wakasa K, Yamaki M. Dental magnesia-based investments for cast titanium crown: Setting and fitness. *J Mater Sci Mater Med.* 1995; 6: 479-82.
65. Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Prosth Dent.* 1993; 70: 275-6.
66. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int.* 1996; 27: 401-8.
67. Wang RR, Welsch GE, Castro-Cedeno M. Interfacial Reactions of Cast Titanium with Mold Materials. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 33-43.
68. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res.* 1997; 76: 773-9.
69. Watanabe I, Woldu M, Watanabe K, Okabe T. Effect of casting method on castability of titanium and dental alloys. *J Mater Sci Mater Med.* 2000; 11: 547-53.
70. Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17: 375-9.
71. Wolf BH, Walter MH, Boening KW, Schmidt AE. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays--a clinical study. *Dent Mater.* 1998; 14: 370-4.
72. Wu M, Augthun M, Wagner I, Sahm PR, Spiekermann H. Numerical simulation of the casting process of titanium tooth crowns and bridges. *J Mater Sci Mater Med.* 2001 Jun;12(6):485-90.
73. Wu M, Schadlich-Stubenrauch J, Augthun M, Sahm PR, Spiekermann H. Computer aided prediction and control of shrinkage porosity in titanium dental castings. *Dent Mater.* 1998; 14: 321-8.

74. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. J Prosth Dent. 2000; 84: 575-82.

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 19 de março de 2009.

Fabiane Nogueira

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)