

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"- UNESP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

ANELISE RODOLFO FERREIRA



ESTUDO DA DILATOMETRIA DO TITÂNIO E DAS
EXPANSÕES DE PRESA E TÉRMICA DE
REVESTIMENTOS FOSFATADOS

ARARAQUARA
2004

ANELISE RODOLFO FERREIRA

**ESTUDO DA DILATOMETRIA DO TITÂNIO E DAS
EXPANSÕES DE PRESA E TÉRMICA DE
REVESTIMENTOS FOSFATADOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Mestre em reabilitação Oral (Área de Concentração: Prótese)

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Araraquara - 2004

Ferreira, Anelise Rodolfo

Estudo da dilatométrica do titânio e das expansões de presa e térmica de revestimentos fosfatados / Anelise Rodolfo Ferreira.
Araraquara : [s.n.], 2004.

126 f. ; 30 cm.

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

Orientador : Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

1. Revestimento para fundição odontológica 2. Titânio.
I. Título.

DADOS CURRICULARES

ANELISE RODOLFO FERREIRA

NASCIMENTO	31.10.1975
FILIAÇÃO	Afonso Ferreira Marques Catarina Rodolfo Ferreira
1994/1998	Curso de Graduação
1998/2000	Curso de Especialização - Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais
2002/2004	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral (Área de Prótese), nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Afonso e Catarina**, pelos princípios de honestidade, simplicidade e solidariedade, pelo amor, paciência e orações; aos meus irmãos, **Adelisa e Jean Paulo**, pela compreensão, carinho e incentivo; à minha sobrinha, “princesinha **Ana Beatriz**”, sinal de amor e alegria de viver. Muito obrigado, vocês me ensinaram que: **“Tudo posso Naquele que me fortalece” (Fil 4, 13)**

Dedico especialmente a **Deus** por me permitir viver. Quero que Sejas sempre o meu caminho; tenho horror a tudo que poderia me afastar de Ti. Faze de mim o que quiseres, obrigado por não me julgar indigna da Cruz, e não me negar o teu apoio. Obrigado por tua paz e tua alegria.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao prof. Dr. Gelson Luis Adabo

“As flores dos campos não mudam de lugar à procura dos raios do sol: Deus tem o cuidado de fecundá-las onde estão. Ficai onde Deus vos colocou, e dai os frutos que Ele vos pede”.

Madame Swetchine

Meu aprendizado não ficou apenas no laboratório e no desenvolvimento das pesquisas, mas se baseou em tê-lo como exemplo, pois suas qualidades como orientador me incentivaram.

Sua paciência, honestidade, simplicidade, sabedoria e mansidão fizeram tudo ficar mais fácil, e esses anos por aqui se tornaram uma grande experiência de vida.

Muito obrigado

AGRADECIMENTOS

- À porf^o. Dr^o. **Rosemary Adriana Chiérice Marcantonio** diretora da Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, pela oportunidade;
- Ao Prof.Dr. **Gelson Luis Adabo**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, pela oportunidade, seriedade e honestidade com que conduz o Programa de Pós-Graduação;
- À **Fundação de Amparo e Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, por ter concedido auxílio para o projeto, processo nº 2003/06573-0;
- À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES**, por ter concedido auxílio financeiro por meio de bolsa de estudo.
- Ao Prof. Dr. **Oscar Peitl Filho**, do Laboratório de Materiais Vítreos do Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, por toda dedicação e presteza em nos ceder os ensaios de Dilatometria dos refratários;
- Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, em especial; **Marco Compagnoni, Cínara, Lúgia, Regina, João Arioli, Sérgio Russi, Ana Lúcia, Eunice, Ana Cláudia, Carlos Vergani, e Francisco Guedes** pela amizade, ensinamentos e dedicação que me incentivaram.
- Aos professores da disciplina de Materiais Dentários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese: **Carlos Cruz, Renata, Luis Geraldo**, pelos ensinamentos, amizade, e principalmente pelo carinho e dedicação que a mim jamais serão esquecidos;
- Ao Prof. Dr. **Ricardo Faria Ribeiro**, professor do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – FORP, por ter sido prestativo e atencioso auxiliando no desenvolvimento desse trabalho.
- Ao Coordenador da Clínica Odontológica do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais (HRAC) e professor na Universidade do Sagrado Coração - USC,

Prf. Dr. João Henrique Nogueira Pinto, que me possibilitou acreditar na carreira acadêmica;

- Ao **Prof. Sicknan Soares da Rocha**, doutorando no Programa de Pós Graduação em Reabilitação Oral e Prótese na Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela amizade, incentivo, e ensinamentos;
- Ao **Renato**, a quem tenho grande admiração, pelo carinho, e incentivo;
- À amiga **Andréa**, companheira pela amizade, vivência e partilhas, pelo grande auxílio e carinho nos estudos.
- “Amigo é coisa pra se guardar debaixo de sete chaves dentro do coração...” (Milton Nasci mento).
- “Amiga, tenha certeza que sempre será lembrada com alegria, e admiração, você me ensinou o real valor que devemos dar à vida”.
- Ao **Sr. Manoel, D. Vera, Rochele e Karina** pela atenção, carinho, confiança e amizade;
- Aos meus amigos de Adamantina em especial: **Elaine, Dani Haga, Cris, Fabrícia, Jaque, Vanessa, Maurício, Lílían, Luciano, Cristiano, Fúlvia, Alexandre, Vanessa , Rodrigo,....**pela paciência, compreensão, carinho e amizade;
- Aos meus amigos: **Patrícia, Luciani, Eduardo (Zinho), Dirce e Cia, ...**pelo incentivo, carinho, orações e amizade;
- Aos meus amigos do “**Centrinho**” em especial para: **Claudinha, Juliana, Sheila, Fernando Scarelli, João, Fernando (Moleza), Flávio, Katamara, Célia, Alessandra, Thais, Emília, Sibeles, Mariana, Francisco (Chicão) e Priscila** pela amizade, companheirismo e por todas as boas lembranças, que jamais serão apagadas da minha história.
- A todos os amigos da Pós-graduação em especial: **Andréa, Juliana, Anne, Daniela, Roberta, João Gustavo, Luciano, José Maurício, Ewerton, Matheus, Mariana, Michael, Marcelo, Karina, Ana Carolina, Ana Paula, Sicknan, Raphael, Túlio, Max, Roberta, Susana, Nara, Karin, Rosângela, Sabrina, Vanessa, Janaína,**

Fabiano, Fabiana, André e Alessandro, pelo aprendizado, companheirismo e amizade daqueles que sempre conservarei;

- **“O amigo verdadeiro não é aquele que sabe se debruçar com piedade sobre o nosso sofrimento, mas aquele que sabe olhar sem inveja pra nossa felicidade” (Gustave Thibon);**
- **À Renata**, professora de inglês da escola de idiomas “The Bestschool”, pela atenção, presteza e amizade;
- **À todos os funcionários do Departamento de Materiais Odontológico e Prótese**, principalmente **D. Cida, D. Adelaide, Marta, Adelaide, Lúcia, Sílvia, Ângela, Sr. João, Malú, Manoel, D. Inês , Dulce e Conceição** pela atenção, desprendimento e amizade, e ao **Moacir**, a quem devo um muito obrigado especial pela presteza e preocupação em querer sempre ajudar.
- **Aos Funcionários da Secção de Pós – graduação**, vocês são um grande exemplo de trabalho em equipe, sempre prestativos e solícitos às nossas necessidades;
- **Aos funcionários da Biblioteca do Campus de Araraquara**, pelo auxílio quanto à bibliografia, em especial à **Maria Helena**, pela atenção e carinho em ajudar na finalização desse trabalho.

À todos aqueles que colaboraram, minha eterna gratidão.

EPIGRAFE

“Creio invencivelmente que a ciência e a paz triunfarão da ignorância e da guerra, que os povos chegarão a um acordo não para destruir, mas para construir, e que o futuro pertencerá aos que mais tiverem trabalhado para aliviar o sofrimento humano”.

Pasteur

SUMÁRIO

1- Introdução.....	12
2- Revisão de Literatura.....	19
3- Proposição.....	69
4- Material e Método.....	71
4.1 Material.....	71
4.2 Método.....	71
5- Resultados.....	82
6- Discussão.....	93
7- Conclusões.....	107
8- Referências Bibliográficas.....	109
Anexos.....	117
Resumo.....	121
Abstract.....	124

1 Introdução

O titânio foi descoberto em 1795 pelo químico alemão Klaproth, em 1950 passou a ser utilizado em larga escala na indústria aeroespacial, por possibilitar a construção de estruturas “leves” e resistentes.¹⁹

Desde 1940, o titânio tem recebido destacada atenção em pesquisas odontológicas, quando nos Estados Unidos foi citado como biomaterial em experimentos com implantes feitos em animais de laboratório.³¹

Em 1959 dois pesquisadores americanos sugeriram fundir titânio para fabricar pinos para implante, e em 1977, foi feito o primeiro relato sobre o uso de fundições de titânio para próteses nos Estados Unidos.³¹

O titânio comercialmente puro exhibe vantagens distintas comparadas a outras ligas odontológicas, principalmente biocompatibilidade e resistência à corrosão⁴³, tornando-o uma excelente alternativa às ligas que contêm níquel, cobalto e berílio, às vezes associados à ocorrência de hipersensibilidade, alergias e câncer, manifestado em determinados pacientes^{17, 36, 43, 60, 62}.

Além da excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão, apresenta outras características favoráveis que incluem: baixa densidade, alta relação resistência/massa, alta ductilidade, baixa condutividade térmica, bem como adequadas propriedades mecânicas.^{16, 36, 60, 66}

A densidade de $4,5\text{g/cm}^3$ do titânio é menor quando comparada a do ouro ($19,39\text{g/cm}^3$), CoCr ($8,59\text{g/cm}^3$) ou aço inoxidável ($7,9\text{g/cm}^3$). Devido a sua massa atômica ser mais baixa do que os outros metais, possibilita a confecção de próteses comparativamente menos densas¹⁹, sem comprometer suas favoráveis propriedades mecânicas, como resistência à tração e dureza^{16,59}.

A abundância desse elemento na natureza e seu baixo custo criaram uma perspectiva otimista para o uso do titânio como uma alternativa ideal para as ligas de ouro. Contudo, o processo de fundição do titânio tem mostrado sérias dificuldades relacionadas principalmente ao alto ponto de fusão e à grande reatividade química em elevadas temperaturas.³⁹

Introdução

A baixa densidade do titânio, associada ao seu elevado ponto de fusão, em torno de 1680°C, e à alta reatividade química com elementos do revestimento³⁶, como oxigênio, nitrogênio, sílica e hidrogênio, exige máquinas especiais de fundição, dotadas de alta tecnologia, incluindo arco elétrico/vácuo/pressão de argônio⁶⁶. Apesar do atual estágio de desenvolvimento alcançado com os métodos de fundição disponíveis, alguns defeitos ainda são frequentes e normalmente estão relacionados com porosidade, fusibilidade^{12,36} e contaminação superficial.

A destacada reatividade química do titânio a elevadas temperaturas (acima de 600°C), principalmente com revestimentos à base de sílica ou fosfatado, produz uma camada de reação na superfície da fundição, denominada α -case, que normalmente é dura, porém frágil.³⁶

Do ponto de vista clínico esta camada pode reduzir a ductilidade e a resistência à fadiga de estruturas e grampos de próteses parciais removíveis^{55,63}, sendo também indesejável em termos de rugosidade de superfície e ajuste das estruturas⁶³, resultando em pobre adaptação da prótese na cavidade oral.³⁹

Inúmeras publicações têm procurado relacionar os diferentes tipos de revestimento para titânio a outras importantes características como fusibilidade^{51,63,37}, porosidade¹², permeabilidade, temperatura do molde⁴⁹ resistência à corrosão⁵⁰, e à tração³⁶.

O desajuste marginal de uma restauração metálica fundida, também, representa uma importante característica na avaliação da técnica de fundição, que inclui a compatibilidade entre metal e revestimento. Portanto, a adaptação é de grande relevância clínica, haja vista que defeitos marginais podem limitar a longevidade da restauração, bem como comprometer o estado de saúde das estruturas de suporte.

Uma fundição precisa é obtida pela compensação ideal das alterações dimensionais envolvidas no processo de fundição, resultando em restaurações perfeitamente adaptadas aos preparos dentais. No entanto, entende-se que a teoria falha na prática por não se conhecer com precisão as contrações da cera, da liga metálica e da expansão do revestimento, que podem variar em função da

Introdução

composição e da técnica de fundição. Além disto, as alterações dimensionais não são isotrópicas e uniformes, o que é agravado pela variabilidade das formas cavitárias e de outras alterações que podem ocorrer nas demais fases do trabalho.⁵⁸

Entre outros, a contração de fundição é um problema inerente ao processo de fundição de um metal ou liga metálica a qual interfere na perfeita adaptação da prótese. Esta contração pode ser observada em três estágios: contração líquida, sólida e de solidificação.⁵⁷

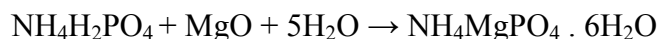
Enquanto a contração de fundição linear do ouro puro é 1,67%²⁸, da liga de Co Cr é 2,2%⁶, da liga de NiCr é 1,96% e da liga de AgPd é 1,69%²⁸, a do titânio foi estimada entre 1,8 e 2% por Nishimura³² – (1990), por outro lado, sua contração volumétrica é de aproximadamente 3,5%⁶⁵.

Em fundições de ligas odontológicas, a expansão de presa e térmica do revestimento deve compensar a contração de fundição do metal durante a solidificação e resfriamento.²⁸

Alguns revestimentos a base de magnésia e zircônia têm sido amplamente estudados para aplicação em processos de fundição de titânio, entretanto, apesar de proporcionarem peças com adequada adaptação^{13,51} e mínima contaminação superficial, têm custo bastante elevado, comprometendo a viabilidade econômica do processo.

Os revestimentos a base de sílica são usados para fundição de ligas com alto ponto de fusão há cerca de 30 anos. Contudo, os revestimentos fosfatados tornaram-se mais populares pelo seu grande uso na odontologia. Embora esses materiais não tenham alta resistência quando aquecidos, podem resistir à injeção de ligas de alto intervalo de fusão.⁴⁴

A reação química para o sistema aglutinante responsável pela presa e a respectiva expansão do revestimento é geralmente descrita como sendo¹:



De acordo com Hutton e Marshall¹⁴ (1993) a expansão de presa dos revestimentos fosfatados pode exibir valores menores quando o pó é misturado com água destilada ao invés do líquido especial próprio do material. Sendo assim,

Introdução

os autores acreditam que a expansão durante a presa ocorre pela interferência dos cristais de sílica presentes no líquido especial.

Na expansão térmica, quando o quartzo ou a cristobalita são aquecidos, ocorre uma mudança na forma cristalina na temperatura de transição característica de cada uma dessas formas de sílica em particular. Quando a cristobalita é aquecida sofre uma transformação da forma baixa, α , para forma alta, β , entre as temperaturas de 200°C e 270°C e o quartzo passa por uma transição de forma análoga, à temperatura de 575°C.^{1,47}

No revestimento a base de fosfato, a expansão térmica é mais importante para contrabalançar a contração da temperatura de “solidus” para a temperatura ambiente na liga fundida, podendo assim, produzir peças com boa adaptação.³⁸

Skinner⁴⁶, em 1933, analisou o papel da expansão de presa do revestimento na compensação da contração do ouro e concluiu que fundições mais precisas eram obtidas usando-se revestimentos com menor conteúdo de aglutinante e com pequena ou nenhuma expansão de presa, porém, com expansão térmica suficiente para total compensação da contração do ouro. Justificava esta afirmativa, alegando que a expansão de presa do revestimento era muito crítica e não estava completamente sob controle do operador.

Desenvolvendo extenso estudo sobre a precisão de fundições, Fusayama¹¹, em 1964, observou que o ideal seria uma expansão de presa do revestimento tão pequena quanto à expansão do padrão de cera, provocada pelo desenvolvimento de calor durante a reação de presa do refratário. Se a expansão de presa do revestimento for maior que a da cera, esta restringirá em certo grau a expansão do refratário, resultando um molde irregular, assim como, a expansão do revestimento pode distorcer o padrão de cera. Portanto, quanto maior a expansão de presa do revestimento, maior a distorção do molde. Essa expansão de presa varia em função do tipo de revestimento, da concentração do líquido especial e da técnica de expansão empregada^{14,15, 40,45,47}.

Uma das maiores dificuldades na fundição de titânio tem sido encontrar um revestimento apropriado e determinar qual o melhor ciclo de

Introdução

aquecimento. O revestimento para fundição de titânio deve resistir à temperatura de fusão do metal líquido (1680°C), sem reagir com a superfície da peça fundida e sem apresentar sinterização significativa, além de ser de fácil desinclusão quando resfriado à temperatura ambiente¹⁹.

Algumas marcas comerciais de revestimentos fosfatados específicos para titânio e outras convencionais têm sido empregadas para fundição de titânio, porém os resultados ainda não são totalmente satisfatórios.^{13,30, 64}

O revestimento fosfatado somente terá expansão suficiente para compensar adequadamente a contração de fundição do titânio em temperaturas superiores a 600°C, o que agrava ainda mais os problemas de contaminação.^{13,22,30,50}

Em 1999, Low e Mori²² procuraram estabelecer um modelo estatístico entre os valores de expansão térmica de revestimento e precisão dimensional de coras totais fundidas em titânio, sendo obtido um alto coeficiente de correlação ($R = 0,87$) entre precisão dimensional e o valor de expansão térmica e que para que houvesse discrepância zero, uma expansão térmica de 0,97% foi requerida. Por outro lado Hung et al.¹³ 2004, concluíram que a expansão térmica de 1,62% obtida em um revestimento fosfatado modificado com zircônia, numa temperatura de fundição de 759°C, resultou em peças fundidas em titânio puro com adequada adaptação marginal. Dessa forma, ainda não foi definida uma técnica de fundição comprovadamente eficaz, com material de revestimento ajustado a determinadas características do titânio, como elevado ponto de fusão e reatividade química.

Assim, importantes características dos revestimentos e do titânio precisam ser investigadas e conhecidas para que sejam aprimoradas as técnicas atuais e avaliada a viabilidade de aplicação dos revestimentos utilizados em ligas convencionais de custo mais acessível às fundições de titânio.

É preciso determinar qual é a contração de fundição do titânio e estudar refratários que possibilitem a compensação dessa contração em temperaturas inferiores a 600°C para que assim, possam ser obtidas próteses com adequada adaptação marginal associada às características favoráveis do titânio.

Além disso, considerando que os revestimentos específicos para o titânio são de alto custo e oneram bastante a técnica de fundição, o estudo da

Introdução

viabilidade de aplicação de revestimentos utilizados para fundição de outras ligas, de mais baixo custo, cria a expectativa do desenvolvimento de técnicas alternativas de fundição do titânio, tornando-o mais acessível e, sobretudo possibilite aumentar sua abrangência social, haja vista que o titânio possui uma considerável potencialidade de aplicação na rotina odontológica.

2 Revisão da literatura

Earnshaw⁶ em 1958 determinou a contração de fundição de algumas ligas de Co-Cr usando um dispositivo que produzia fundições com mesma área de superfície. Foram empregados dois revestimentos (BHF e Virilium WB700) e cinco ligas (Croform, Wisil, Nobileum, Svedion e Virilium X). Para determinar a contração de fundição foi empregado um anel de aço com duas perfurações em direções opostas, quatro parafusos sendo dois deles com perfuração no centro, uma haste metálica e uma base formadora de cadinho com um conduto de alimentação metálico acoplado a ela. Para cada fundição o dispositivo era montado de forma que a haste transpassasse o anel e os dois parafusos perfurados de um lado ao outro, unindo os orifícios, e os parafusos fixavam a haste ao anel. A base formadora de cadinho era acoplada no anel e o conduto de alimentação ficava em contato com a haste. A seguir, o revestimento era vertido dentro do anel e, após a presa do material, a haste, os parafusos e a base formadora de cadinho eram retirados. Então o anel era levado ao forno para a sinterização do revestimento. O revestimento BHF era aquecido até 80°C e mantinha nessa temperatura por toda a noite. O revestimento WB700 era aquecido até 300°, mantido nessa temperatura até a liberação dos gases, e então a temperatura era elevada até 550°C por 1 hora. Após o aquecimento, o anel retornava à temperatura ambiente. A seguir, os parafusos sem perfuração eram colocados em posição e os anéis acomodados na máquina de fundição. Para determinar o tamanho real do molde, os parafusos sem perfuração eram medidos separadamente, e os valores obtidos somados e subtraídos do valor da distância de um lado ao outro dos parafusos posicionados no anel. No término da fundição, os corpos-de-prova eram removidos do anel, medidos e a contração de fundição era encontrada subtraindo o comprimento da fundição do comprimento do molde. Os resultados mostraram que a liga Croform apresentou maior contração de fundição (2,24%) e a liga Virilium X apresentou a menor (2,13%).

Revisão da literatura

O objetivo de Fusayama¹⁰, em 1959, foi avaliar alguns fatores e técnicas que interferem na precisão de fundição. Para a medida da alteração dimensional do padrão de cera e das fundições, foram obtidos moldes de 4 troqueis metálicos, 1- em forma de caixa interna de MOD, 2- forma de coluna; 3- forma de coroa total; 4- forma de U. Dois tipos de cera foram empregados: 1- cera regular para inlay (Kerr); 2- cera tipo parafina. Três técnicas de enceramento foram comparadas: 1- técnica de pressão do molde (a cera plastificada foi colocada sobre o molde sob pressão digital); 2- técnica de verter e pressionar a cera (a cera fluida era vertida dentro do molde e, antes do completo endurecimento, era pressionada); 3- técnica de verter a cera (a cera fluida era vertida no molde). Para o teste de distorção do padrão de cera pela técnica de expansão do revestimento, os corpos-de-prova de cera em forma de U foram incluídos em um recipiente plástico que permitia a expansão livre do material. Uma câmera fotográfica foi firmemente fixada verticalmente ao recipiente plástico; a primeira fotografia foi feita 6 minutos após a mistura do revestimento e a segunda fotografia foi feita duas horas após a mistura. Foram comparadas três técnicas de expansão: 1- Expansão higroscópica empregando o revestimento Hygrotol; 2- Expansão de presa empregando o mesmo material (Hygrotol); 3- Expansão de presa empregando um revestimento experimental de pequena expansão (0,02%). As fundições foram feitas em ligas de CuNiZn um dia após a inclusão e quatro técnicas foram comparadas: A- Hygrotol com anel metálico sem forro e a cera eliminada por aquecimento à temperatura de 455°C, 60 minutos antes da fundição; B- Hygrotol com anel de borracha e 1,3 mL de água foi adicionado; C- Cristobalita com anel metálico, forro de amianto úmido, proporção de mistura de 0,40 e aquecimento até 700°C por 90 minutos; D- Cristobalita com anel metálico e forro de amianto seco. Os resultados mostraram que a cera tipo parafina apresentou menor contração do que a cera para inlay em todas as formas de padrão testado. Quanto à técnica de enceramento, a que empregava a pressão do molde apresentou menor contração, seguida da técnica de verter e pressionar e, por último, a técnica de verter. Assim os autores observaram que a contração de solidificação da cera é maior do que a contração após a solidificação. A expansão

Revisão da literatura

higroscópica distorceu o padrão de cera enquanto a expansão de presa distorceu, porém em menor proporção. Além disso, a técnica A apresentou expansão de presa confinada ao anel e a expansão térmica foi de 0,55%, que é menor do que a expansão térmica do anel, e assim menor distorção foram observadas. Na técnica B houve uma expansão higroscópica de 0,56% levando à distorção severa das fundições. Na técnica C o material apresentou maior expansão térmica e a expansão de presa foi maior com 0,36% devido ao efeito higroscópico do forro úmido. A técnica D mostrou alteração mais uniforme devido à eliminação da expansão higroscópica resultando em fundições menores. Os autores sugeriram que uma expansão de presa próximo de 0,05% pode ser adequada a compensar a expansão da cera, porém a quantidade exata da expansão desejável pode variar com os diferentes materiais (cera e revestimento). Um forro seco e macio com mais de 2 mm de espessura é considerado efetivo para assegurar a expansão desejável do revestimento no anel metálico.

Em 1963, Mahler e Ady²⁴ propuseram fornecer informações adicionais sobre a determinação da efetiva expansão de presa dos revestimentos para fundição ao redor do padrão de cera incluída em anéis forrados com amianto. Duas técnicas de inclusão foram avaliadas: 1- a técnica da expansão térmica, a qual compensa a contração do ouro e da cera por ter uma expansão de presa relativamente baixa e alta expansão térmica; 2- técnica de expansão higroscópica com alta expansão de presa higroscópica e baixa expansão térmica. Os revestimentos empregados foram: Cristobalita incluído em anel forrado com amianto e expansão de presa e o revestimento Beautycast incluído em anel forrado com amianto o qual foi imerso em banho de água a 37,7°C imediatamente após a inclusão. Para os testes, um anel metálico foi empregado com um forro de amianto de 1 mm de espessura e 3 mm aquém da extremidade do anel de cada lado. Houve variação na forma do padrão de cera que era um com forma de uma classe V e o outro com forma de coroa total os quais foram comparados com um padrão tipo MOD. Os padrões foram montados a 2 mm e a 6 mm da extremidade final do forro. Essas distâncias foram somadas à distância de 3 mm da borda do anel representando as distâncias totais de 5 mm e 9 mm respectivamente que foram

Revisão da literatura

consideradas as distâncias mínima e máxima. O forro foi usado seco, lubrificado (com pasta oleosa), duplo e frouxo (um espaçador de 0,010 polegadas foi colocado entre o forro e o anel, removido e em seguida o anel e o forro foram imersos em água. A proporção água/pó foi de 0,34, 0,38 e 0,42 para o revestimento Cristobalita; e de 0,285, 0,30 e 0,33 para o Beautycast. O tempo de manipulação para o Cristobalita foi de 4, 8 e 12 segundos, enquanto para o Beautycast foi de 10, 20 e 30 segundos. Para a confecção dos padrões de cera, foram empregadas a cera extra macia e a cera tipo II. Os resultados mostraram que a efetiva expansão de presa não é a mesma que a expansão linear na calha. A expansão distante do padrão é relativamente pequena e a expansão ao redor do padrão de cera é relativamente maior. A posição vertical do padrão de cera no anel é um dos fatores mais significantes influenciando na efetiva expansão de presa. Tanto na técnica de expansão térmica como na expansão higroscópica todas as formas de padrão de cera foram influenciados na posição da inclusão no anel. Todos os que foram posicionados a 6 mm da extremidade do forro expandiram mais do que os que estavam posicionados a 2 mm. Além disso, a coroa tipo MOD expandiu mais do que a coroa total e mais do que a classe V, respectivamente. A expansão higroscópica foi maior do que a técnica de expansão térmica em todos os preparos. Forros de amianto vaselinado e secos tendem a diminuir a efetiva expansão de presa enquanto o forro frouxo ou duplo tende a aumentar. O uso de cera macia resultou em maior expansão de presa efetiva. A variação na proporção água/pó não interferiu na expansão térmica. Contudo, a efetiva expansão de presa foi aumentada principalmente no plano pulpar e, para a expansão higroscópica, houve pequena ou nenhuma diferença na efetiva expansão de presa. O maior tempo de espatulação aumentou a expansão térmica e demonstrou pouca ou nenhuma diferença na expansão higroscópica.

Em 1963 Schnell et al.⁴⁴ estudaram três revestimentos aglutinados por fosfato (Ceramigold, Ceramvest e HFG), dois revestimentos aglutinados por gesso (Cristobalite, Beauty Cast) e quatro ligas (Ceramco nº 1, B-2, Firmilay e Bridg White), com o objetivo de comparar as fundições utilizando as combinações de revestimento e liga com as fundições de ouro com refratário a base de gesso.

Revisão da literatura

Dois troqueis de aço, três de porcelana e um de estelita foram usados representando vários tipos de preparo. Após a confecção dos padrões de cera, os canais de alimentação foram posicionados de forma que o padrão ficasse o mais próximo da base formadora de cadinho e uma haste de cera de tamanho padronizado era conectada ao padrão e à base formadora de cadinho para o escape de gases durante a fundição. Para a inclusão dos padrões de cera, algumas diluições de líquido especial também foram avaliadas: 100%, 80%, 50%, 25% e 0% para o Ceramigold; 100%, 80%, 50% e 25% para o Ceramvest e proporções água/pó de 20/100, 22/100, 24/100 para o HFG. A manipulação dos revestimentos foi realizada em espatulador a vácuo, e foram empregadas as técnicas de expansão de presa e expansão térmica. O aquecimento foi lento até alcançar 176°C e os anéis foram mantidos nessa temperatura por 1 hora antes da fundição. Após a queima, os padrões foram estocados de 14 a 18 horas antes da fundição para evitar danos por rápido ressecamento e expansão do molde. Uma máquina elétrica de fundição foi empregada para fundir todas as ligas, num total de aproximadamente 300 fundições. As fundições foram submetidas a polimento e decapagem com ácido clorídrico e fluorídrico para eliminar as partículas de sílica do revestimento fosfatado. As fundições foram assentadas nos troqueis originais sob carga estática e uniforme. Um microscópio micrométrico foi usado para determinar a distância em mm e avaliar as falhas de assentamento das fundições. Os três revestimentos fosfatados apresentaram adequada variação de expansão com a liga Ceramco nº 1 com os preparos convencionais. Excessiva expansão e rugosidade foram problemas com o Ceramigold, que reduziram com a diluição da concentração do líquido desse material. A rugosidade de superfície do revestimento HFG foi comparável à do revestimento à base de gesso. A proporção água / pó recomendada para o HFG foi de 10,2/50, o Ceramvest com 50% de líquido especial e de 30% - 50% de líquido especial para o Ceramigold.

Em 1964, Earnshaw⁷ mediu a expansão de presa de cinco revestimentos, e avaliou o efeito de forças de restrição na expansão de presa dos materiais e comparou esses resultados com medidas feitas por dois métodos laboratoriais conhecidos: (1) na calha em forma de V e (2) banho de mercúrio. A

Revisão da literatura

expansão de presa sem restrição foi medida na direção vertical em corpos-de-prova cilíndricos com 2,5 cm de diâmetro e 5 cm de altura. Uma haste vertical foi fixada axialmente na superfície superior do corpo-de-prova, e o movimento dessa haste foi medido por um microscópio comparador. O revestimento era vertido dentro do molde, uma lâmina de vidro era colocada sobre o material e a extremidade da haste era posicionada sobre a lâmina de vidro. Para a expansão de presa com restrição, o mesmo molde foi usado substituindo a lâmina de vidro da superfície superior por um disco de cobre de 2,5 cm de diâmetro e, após a contração inicial, a carga de 800 gf foi aplicada e mantida durante o teste. A medida da expansão de presa na calha consistia de um recipiente de 10 cm de comprimento em forma de V, uma das extremidades da calha era fixa e a outra era livre. O recipiente foi forrado com lençol de borracha e preenchido com revestimento. O movimento da extremidade livre foi medido com um relógio comparador, que exercia uma força de 95 gf durante a medida da expansão. A expansão em banho de mercúrio foi montada na platina horizontal de microscópio e o revestimento foi vertido em um recipiente com 12 cm de comprimento e 3 cm de largura. Uma extremidade do corpo-de-prova era conectada à parede final do banho e a outra era livre. O marcador era localizado 10 cm da extremidade fixa na parte superior do corpo-de-prova. Adicionalmente foram feitos os testes de expansão térmica em dilatômetro que iniciaram quatro horas após a manipulação do material, durante a queima em 700°C, continuou por 30 minutos e durante o resfriamento para a temperatura ambiente. Assim os autores puderam concluir que os efeitos das forças de restrição à expansão de presa variaram entre os diferentes revestimentos, mostrando que os revestimentos com alta expansão de presa foram os mais afetados. A restrição na presa não promoveu alteração na expansão térmica. O fato dos refratários com baixa expansão de presa serem os menos afetados indicou que os revestimentos devem ter expansão de presa tão baixa quanto possível para produzir fundições mais precisas.

Fusayama¹¹ em 1964 realizou uma revisão sobre a precisão em fundições odontológicas. Um grande número de técnicas para compensar a contração de fundição da liga de ouro foi desenvolvido: (1) a técnica da expansão

Revisão da literatura

da cera, que foi inadequada devido às distorções no padrão de cera, (2) a técnica da expansão térmica com revestimentos com cristobalita e quartzo e um forro de amianto úmido; (3) a técnica da expansão higroscópica com banho de água ou adição de água. A expansão ideal do revestimento durante a presa deveria ser tão pequena quanto à expansão da cera produzida pelo calor liberado durante a presa do revestimento. A razão dessa observação é porque se o revestimento expandir mais do que o padrão de cera resulta em expansão irregular do molde, e isso pode induzir ao erro. A técnica da expansão de presa produz distorção e espaços, embora esses sejam considerados menores do que com a técnica de expansão higroscópica. O cálculo teórico do coeficiente da expansão térmica da cera e a reação exotérmica do revestimento sugeriram que a expansão de presa ao redor de 0,05% pode ser adequado para harmonizar com a expansão da cera sem resistência. Contudo, a quantidade exata desejável de expansão pode variar entre a cera e o revestimento, além disso, a contração de fundição do ouro e das ligas substitutas foram determinadas para conhecer a expansão total desejável do revestimento. O revestimento expande livremente nos anéis forrados e a contração de fundição pode ser calculada com mínimo erro para as alterações dimensionais das fundições. A contração de solidificação do metal é compensada pelo metal residual fundido, e uma compensação semelhante é esperada em fundições maiores. Em uma técnica de fundição satisfatória a alteração dimensional de uma fundição é o resultado dos seguintes fatores: (1) o tamanho dos preparos, (2), a contração da cera na cavidade, (3) a contração da cera pelo resfriamento da boca até a temperatura ambiente, (4) a expansão do revestimento e (5) a contração de fundição do metal. A precisa adaptação clínica das restaurações pode ser estimada apenas calculando as alterações dos cinco fatores acima mencionados.

Nolasco e Lago³⁴ (1975) estudaram cinco revestimentos (A- Excelsior, B- Herodent, C- Cristobalite, D- Beaty Cast, E- G-C'S) pelo método de expansão higroscópica, utilizando um dispositivo que consistia de um relógio comparador com precisão de 0,01 mm. Utilizou uma panela termostática e um banho de água à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Foi empregado anel flexível de borracha lubrificado internamente com vaselina que permitia expansão mais livre.

Revisão da literatura

O material era vertido sob vibração no anel fixo a uma placa de vidro. Na superfície do corpo-de-prova, colocava-se uma lamínula para microscopia. Levava-se o conjunto ao banho de água, antes da presa inicial, ocasião em que se aplicava o transdutor de deslocamento até que sua ponta ativa tocasse a lamínula, com ligeira pressão. Fixava-se o relógio, determinando-se a medida inicial no momento em que o revestimento apresentasse já alguma resistência. Em seguida, suspendia-se a ponta ativa do transdutor, mantendo a ponta afastada por 60 minutos, e obtinha-se a medida final de expansão. O cilindro de revestimento foi medido com um micrômetro “Tesa”. A diferença entre o comprimento final obtido no corpo-de-prova e a expansão determinada pelo relógio fornecia o comprimento inicial do cilindro, e era calculada a percentagem de alteração dimensional do material. Assim o método de medição empregado permitiu determinar de maneira prática e eficiente a expansão higroscópica dos revestimentos odontológicos. O material A apresentou menor expansão higroscópica (1,44%), enquanto o material E, a maior, (2,76%). O material C apresentou 1,48%, o D 1,87% e o B 1,61%.

A alteração dimensional de três revestimentos empregando anéis de borracha foi estudada em 1975 por Nolasco et al.³⁵. A expansão de presa foi determinada por meio de um aparelho constituído de uma base metálica com base vertical onde se adaptou um relógio micrométrico de medição móvel no sentido axial, com mostrador dividido em 0,001 mm. Os autores empregaram um molde de anel de borracha, sendo, metade dos corpos-de-prova obtidos em anel lubrificado e a outra metade sem lubrificação. O anel era fixado a uma placa de vidro, com cera rosa nº 7 fundida e o material vertido sob vibração até seu preenchimento. Na superfície livre do revestimento colocou-se uma lamínula de microscopia o conjunto levado à base metálica do aparelho a fim de registrar a expansão. A ponta ativa do relógio era baixada até que tocasse a lamínula no momento em que o material apresentasse pequena resistência, fixava-se o relógio de medição levando-se o mostrador a zero, para em seguida suspender a ponta ativa do relógio. Duas horas após, procedia-se à leitura final, abaixando-se a ponta ativa até a superfície de lamínula. Para medir o comprimento do cilindro de

Revisão da literatura

revestimento após a presa utilizou-se um micrômetro “Tesa”. A diferença entre o comprimento final observado no corpo-de-prova e a expansão determinada pelo relógio fornecia o comprimento inicial do cilindro, calculando-se daí a percentagem de alteração dimensional. Assim os autores verificaram que a expansão de presa foi maior quando se utilizou anéis lubrificados, e que houve diferença entre os materiais estudados.

Esse estudo, desenvolvido por Pegoraro e Chiodi-Netto⁴⁰ (1979) confrontou dados da expansão de presa, higroscópica e térmica de um revestimento fosfatado com os resultados de fundições, nas quais se empregou a liga de níquel-cromo – Gemini II (Kerr), com contração de fundição de $1,92 \pm 0,07\%$. Para as fundições, foi utilizado revestimento Ceramigold com duas proporções do líquido especial: 100 e 90% e duas técnicas (I) expansão normal de presa + expansão térmica, e (II) expansão higroscópica + expansão térmica. Por meio dos resultados obtidos pôde-se calcular a expansão do revestimento para cada fundição nas regiões estabelecidas. Os dados foram analisados por meio de análise de variância e verificou-se a existência de diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas de expansão, sendo as técnicas de expansão higroscópica + térmica, nas proporções de 100% ou 90% de líquido especial, as que propiciaram os melhores resultados.

Em 1983 Lacy et al.¹⁸ investigaram os efeitos relatados com relação à proporção de mistura, posição do forro no anel e condições de estocagem na expansão de presa de revestimentos aglutinados por gesso e fosfato e subseqüentemente correlacionaram o tamanho da fundição com dados das medidas de expansão. A expansão de presa de dois revestimentos: um aglutinado por gesso, LusterCast (I) e o outro por fosfato, AccuCast (II), foi medida por meio de relógio comparador, no sentido vertical. Foi usada a proporção água/pó 0,3 para o material I e, no material II, foi empregada a diluição do líquido especial de 25%. O anel de fundição com uma polegada foi preparado sob três formas: (1) sem forramento, (2) forramento simples de amianto com extensão de 3mm adentro de cada extremidade do anel, ou (3) um forramento completo de uma extremidade à outra da superfície interna do anel. A unidade foi colocada sobre a

Revisão da literatura

mesa do dilatômetro com capacidade de medir $\pm 1\mu\text{m}$. O registro iniciou 2 minutos após o início da espatulação, até 24 horas. Após as medidas de expansão de presa, padrões de cera padronizados foram conectados ao pino formador de conduto de alimentação centralmente na superfície oclusal. Uma linha de referência foi localizada oclusogengivalmente nos lados opostos de cada padrão. Fundições de ouro tipo II foram feitas sob as mesmas condições descritas no teste de expansão. Metade dos padrões foram deixados na bancada com 50% de umidade relativa por duas horas antes da queima, a outra metade foi estocada por 24 horas alguns em 50% e outros em 100% de umidade relativa. Todos os moldes passaram por uma queima inicial de 30 minutos em $371,1^{\circ}\text{C}$, e o material I sofreu uma queima adicional por 30 minutos a $593,3^{\circ}\text{C}$ enquanto o material II, a $704,4^{\circ}\text{C}$ por 30 minutos. Após a fundição em máquina centrífuga horizontal as peças foram limpas com ácido fluorídrico. As medidas do diâmetro gengival e comprimento oclusogengival foram obtidas nos padrões de cera e nas fundições por meio de um microscópio comparador para determinar as contrações ou expansões das fundições. As peças foram adaptadas aos troqueis mestres, e das cinco fundições de cada revestimento foi obtida a média. Os resultados indicaram que em relação à posição e à extensão dos forros dos anéis, proporção de mistura e as condições de estocagem podem ser mais significantes na determinação do tamanho das fundições do que os fatores clássicos de proporção líquido/pó ou números de forros no anel. Além disso, a natureza dinâmica da expansão de presa nos primeiros 60 minutos após a mistura sugeriu que resultados consistentes exigem aguardar um longo tempo antes da queima, e assim conseguir máxima estabilidade dimensional, principalmente os revestimentos contendo $\text{CaSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$ na composição.

Marsaw et al.²⁵ (1984) desenvolveram uma técnica para avaliar a expansão de presa de três revestimentos aglutinados por fosfato na região do padrão de cera. Foram empregados dois anéis metálicos e um anel de borracha. Um dos anéis metálicos apresentava quatro fendas e o outro era um anel de metal convencional, e mediam $42\text{ mm} \times 32\text{ mm}$. Cada anel metálico foi forrado de uma extremidade à outra com uma única camada de amianto cerâmico e fechado no

Revisão da literatura

fundo com uma base plástica. Um sistema de reservatório volumétrico foi usado para determinar a alteração volumétrica do material. O reservatório era confeccionado com material plástico que foi adaptado a uma pipeta (0,1 mL), um tubo plástico ligado a uma seringa e o sistema selado. Metade das amostras de cada revestimento tinha um termopar de cromo alumínio centralizado adjacente ao reservatório conectado à pipeta com uma fita adesiva. Após a manipulação, os revestimentos eram vertidos no anel contendo o reservatório centralizado no anel. Durante a presa dos revestimentos as alterações dimensionais eram registradas pela variação de volume de água, medido pela pipeta acoplada ao sistema. Os registros de expansão foram feitos a cada 5 minutos do início da mistura até a primeira hora, e a partir desta medida a cada 15 minutos até a segunda hora. O teste volumétrico foi conduzido em temperatura ambiente controlada de $22^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e 50% de umidade. A expansão de presa linear de cada revestimento também foi determinada pelo método da calha. Os autores puderam concluir que as medidas obtidas com o método volumétrico mostraram menor variabilidade do que o obtido com o método linear, e nenhuma diferença significativa no volume foi visto entre os anéis de metal e de borracha.

O objetivo de Meiser et al.²⁷ em 1985 foi avaliar a possibilidade de usar um “strain gauge” incluído no centro do anel de fundição para estudar o comportamento da expansão de presa interna de um revestimento para fundição odontológica (Complete). Cada amostra tinha um “strain gauge” suspenso no centro de um anel metálico. O eixo do dispositivo foi alinhado paralelamente ao eixo do anel cilíndrico, e um termopar foi posicionado a 6 mm dele monitorando a alteração de temperatura. Após a manipulação, o revestimento foi vertido dentro do anel e iniciou a medida do tempo de presa, sendo a coleta de dados finalizada após uma hora do início da mistura. Para avaliar se havia ocorrido algum erro durante o teste, uma modificação no dispositivo foi feita colando um braço plástico inflexível perpendicular ao alinhamento do eixo do “strain gauge”. Os resultados mostraram que os valores percentuais de expansão de presa linear do revestimento estudado foram diferentes entre os métodos de medida. No “strain gauge” não modificado a expansão atingiu 0,15% e no modificado 0,26%.

Revisão da literatura

Em 1988 Asgar² realizou uma revisão de literatura sobre os metais usados para fundição odontológica. Durante a década de 1920, as possibilidades comerciais e um grande número de novas técnicas de fundição foram introduzidas, sem muitas melhoras na adaptação das fundições. O desenvolvimento de revestimento à base de cristobalita em 1929, assim como a introdução da técnica de expansão higroscópica, foi responsável por melhoras na adaptação das fundições odontológicas. Uma boa liga odontológica não é o suficiente para obter fundições adequadas, mas um bom revestimento, equipamento apropriado, assim como técnica fácil e bem definida também são necessárias. A obtenção da compensação por meio da expansão da cera foi obtida em 1932 e 1940, quando foi provado que todos os padrões de cera distorcem quando aquecidos. Assim, a técnica de fundição que emprega o revestimento com cristobalita (que compensa a maior porção de contração de fundição da liga e expansão térmica do padrão de cera) tornou-se popular. Mais tarde, muitas pesquisas denominaram os revestimentos com cristobalita como “revestimentos de expansão térmica” e se tornaram mais populares do que os revestimentos com expansão higroscópica e baixa expansão térmica. Na década de 1950, o principal objetivo foi melhorar a estética. Com o desenvolvimento da metalo-cerâmica em 1962 surgiram os revestimentos fosfatados para serem usados com ligas de alta fusão e, com a introdução desse novo material, foi possível obter peças de metal e porcelana com sucesso. Na década de 1970 o preço do ouro aumentou consideravelmente e a opção de usar ligas à base de níquel para coroas metalocerâmicas se tornou popular. Na área de restaurações metálicas a possibilidade de usar ligas de titânio na odontologia tem sido relatada desde 1985. Materiais com boas propriedades mecânicas, assim como longevidade considerável das restaurações, fácil técnica de preparo e baixo custo são requisitos exigidos para as restaurações de metal e porcelana. Os metais considerados do futuro foram o paládio como metal do grupo nobre e titânio do grupo de metais básicos. Ambas as ligas podem ser usadas, com algumas modificações, em próteses removíveis e fixas.

Revisão da literatura

Earnshaw⁸ em 1988, avaliou a expansão de presa e térmica do revestimento aglutinado por gesso (Sybron), variando o forro (amianto, celulose e cerâmico) e as condições de umidade do forro. A expansão de presa foi medida por um transdutor linear (050 DC – D) por meio de uma haste que tocava a extremidade móvel da calha. Uma força controlada foi aplicada na haste por uma alavanca, esta força era constante durante o movimento do dispositivo. A calibração da força foi feita por um dinamômetro com uma força de 0,5 N que exerceu uma pressão de 1,8 kPa na expansão do corpo-de-prova. Após o tempo de presa, o corpo-de-prova foi transferido para um dilatômetro vertical para medir a expansão térmica. Uma lâmina de metal resistente ao aquecimento foi colocada no lado superior do corpo-de-prova. A força do dilatômetro era distribuída uniformemente e a força total foi de 0,2 N dando uma pressão de 0,7 kPa. Foram empregados dois métodos para umedecer os forros: 1- Forros com o máximo de conteúdo de água foram preparados por imersão das tiras secas em água à temperatura ambiente por 3 minutos. 2 – Forros com mínimo conteúdo de água: cada tira de forro seco foi colocado sobre uma esponja úmida até que a porção superior ficasse úmida uniformemente. Essa variação de umidade dos forros foi aplicada no de amianto e de celulose, enquanto os forros cerâmicos foram empregados secos. Após a presa de duas horas, os corpos-de-prova foram aquecidos até 700°C numa velocidade de aquecimento de 5°C/min, exceto na temperatura de 200°C para 300°C, na qual a velocidade foi de 1°C/min. Os resultados mostraram que, entre os materiais, o forro cerâmico apresentou menor expansão total do que os demais. Nas variações entre a umidade dos forros, o forro com umidade máxima mostrou maior expansão de presa do que os forros com umidade mínima. Esse resultado comprovou a absorção de água durante a presa e foi considerada expansão de presa higroscópica. Os forros secos de amianto e celulose mostraram menor expansão de presa e maior expansão térmica do que os forros úmidos. Entre os materiais de amianto e celulose não houve diferença significativa.

A proposta de Taira et al.⁵⁰ em 1989 foi investigar a estrutura metalográfica, propriedades mecânicas e resistência à corrosão do Ti e de ligas

Revisão da literatura

selecionadas. Hastes com 1/2 polegada de Ti puro e hastes com 1/4 de polegada de Ti6Al4V foram cortadas em secções com 10 mm de comprimento. Esses metais com formato de lingote foram fundidos em atmosfera de argônio. Outras ligas foram selecionadas como Ti15V, Ti20Cu e Ti30Pd e foram preparadas da mesma forma. Para minimizar a reação entre a superfície do revestimento e o titânio, uma camada de 1mm de espessura foi aplicada no padrão de cera antes da inclusão com revestimento fosfatado. A primeira camada consistia de zirconite A (99% de óxido de zircônia monoclinica) e um aglutinante de acetato de zircônia (20% de óxido de zircônia diluído em solução de acetato com pH de 1,5). A segunda camada era composta de dióxido de Ti de 99,7% de pureza e um aglutinante de mesmo gênero. Os padrões incluídos foram aquecidos em forno até 850°C, e a seguir fundidos na máquina Castimatic. Após a fundição, a camada de reação frágil foi removida durante o polimento, e a superfície polida e sem defeitos foi submetida à análise por metalografia quanto à pureza interna e a presença de camada de reação. A pureza interna foi assegurada pela escolha do revestimento e pelas camadas de proteção que foram pinceladas sobre o padrão de cera. Para a difração de raios X (XRD), foi utilizado o difratômetro APD 3720 para identificação de cada fase dessa superfície. O teste de resistência à tração, foi realizado na máquina universal de teste (Instron) com velocidade de 0,635 mm/min. A carga e o alongamento foram simultaneamente monitorados para determinar o módulo de elasticidade. A seguir os corpos-de-prova foram cortados ao meio e a secção exposta foi incluída em resina acrílica e polida para avaliação da dureza Vickers no microscópio metalúrgico M12. Para o teste de corrosão eletroquímica, a porção polida dos corpos-de-prova foi empregada, e, na superfície superior foi acoplado o ânodo e na superfície oposta o cátodo. Duas soluções salinas foram borrifadas sobre os corpos-de-prova para a realização do teste, uma com pH 3 e a outra com pH 7. Os resultados mostraram que as fotomicrografias e XRD das superfícies das fundições revelaram apenas fase alfa nas peças de Ti puro, no Ti6Al4V houve fase alfa e pouca fase beta, no Ti15V houve somente fase beta e no Ti20Cu e Ti30Pd apresentaram compostos intermetálicos (Fase alfa +Ti₂Cu; e Ti₂Pd +TiPd₂ + Ti₂Pd₃ + fase alfa

Revisão da literatura

respectivamente). Não houve muita diferença no módulo de elasticidade entre os materiais. O menor foi no Ti puro com 96 GPa e o maior foi na liga Ti6Al4V com 137 GPa. Quanto ao alongamento, foi maior no Ti puro com 7,9% e menor para Ti15V com 1,5%. O teste de dureza mostrou que a superfície externa do Ti e da liga de Ti aumentou e na superfície interna, diminuiu. Quanto à resistência à corrosão os resultados mostraram que as soluções salinas de pH 3 e pH 7 não interferiram e os materiais apresentaram forte tendência à passividade com ambas as soluções.

Em 1990, o objetivo de Papadopoulos e Axelsson³⁸ foi determinar a influência de três velocidades de aquecimento na expansão térmica de um revestimento fosfatado (Heravest Super) na adaptação de inlays MOD e coroas totais fundidas com uma liga para metalocerâmica. O enceramento foi realizado em troquéis feitos de acordo com a especificação nº 2 da ADA e os padrões de cera incluídos em anéis de fundição cilíndricos com forro de celulose. O programa de aquecimento foi realizado em forno elétrico e três programas foram selecionados e para cada programação cinco corpos-de-prova foram confeccionados em cada tipo de preparo. O procedimento de fundição foi executado em uma máquina elétrica de pressão a vácuo e de indução para fusão da liga. Em seguida, as peças fundidas foram adaptadas aos troqueis mestres de aço e as fendas entre o troquel e o corpo-de-prova medidas em microscópio comparador. Para cada coroa total, seis medidas foram feitas, ao acaso, a cada 60° ao redor da peça, e duas medidas em cada inlay em pontos pré-determinados no meio de cada margem proximal. Os resultados mostraram que as fendas foram maiores quando a velocidade de aquecimento foi aumentada e, as fendas nas inlays MOD foram maiores do que nas coroas totais. Concluiu-se que à maior velocidade de aquecimento, o revestimento apresenta menor expansão, o que foi explicado pela rápida elevação da temperatura, tornando mais difícil a ocorrência de conversão do refratário da forma α para β .

Em 1990, Engler et al.⁹ propuseram cruzar 3 leituras da expansão de presa de revestimentos fosfatados usando “strain gauge” localizado próximo do padrão de cera. A primeira leitura foi realizada com “strain gauge” que foi

Revisão da literatura

posicionado dentro de um anel de fundição forrado, tendo um canal de alimentação plástico conectado na parte inferior do dispositivo. O “strain gauge” foi interligado a um indicador digital por meio de fios cobertos com um isolante de carga, e em seguida foi incluído em água destilada e óleo para verificar se o dispositivo era capaz de medir alterações que pudessem ocorrer na região do padrão de cera. Para a segunda leitura o dispositivo foi posicionado em anel de fundição semelhante e incluído com revestimento Complete com diluição de 50% do líquido especial. Os dados foram coletados ao final da presa após 1 hora em temperatura ambiente. Para a terceira leitura 10 dispositivos foram empregados, cada “strain gauge” foi posicionado no centro do anel metálico com um canal de alimentação da mesma maneira anteriormente citada. Cada dispositivo foi conectado com um marcador digital para a realização das leituras que foram perpendicular e ao longo eixo cilíndrico do anel de fundição, e por esse registro foram traçados alguns gráficos, e o valor positivo indicaria maior expansão no sentido do longo eixo do cilindro. Os resultados mostraram que o “strain gauge” pode ser usado para determinar de forma efetiva a expansão de presa interna dos revestimentos odontológicos. Houve considerável diferença entre a expansão de presa externa relatada pelo fabricante (1 a 1,5%) e a expansão de presa interna nesse estudo (0,12%). Para os anéis de fundição forrados a diferença entre a expansão paralela ao longo eixo do anel e a expansão perpendicular ao longo eixo do anel de fundição foi virtualmente zero.

Com o objetivo de obter inlays, coroas e próteses fixas de titânio fundido com suficiente precisão, Nishimura et al.³² em 1990 avaliaram revestimentos de zircônia com 10% mol de cálcio quanto à expansão de presa, térmica e expansão total para compensar a contração de fundição. A adição de cálcio causou mudança da contração para expansão na presa e a expansão térmica adicional. A escolha do cálcio misturado ao líquido retardou a expansão de presa. A expansão total de 2% pode ser o suficiente para compensar a contração de fundição do titânio estimada em 1,8% a 2%.

Takahashi et al.⁵² em 1990 avaliaram algumas propriedades físicas de cinco revestimentos fosfatados (Rema Exakt, Ceramigold, Complete, Tai-Vest,

Revisão da literatura

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 1mm de espessura. Para a expansão térmica (ET) os mesmos corpos-de-prova foram removidos do anel e os dados monitorados durante um ciclo de aquecimento de 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 10min e resfriamento. O titânio puro foi fundido em máquina de pressão e fusão por arco argônico. 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 8mm 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 médias 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

Revisão da literatura

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, $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ e MgO . A fusibilidade, quando usou o Rema Exakt foi menor do que Complete, Tai-Vest e Full-Vest. O grau de adaptação das fundições de titânio feitas em moldes de Rema Exakt, Tai-Vest e Full-Vest foram melhores do que àqueles feitos com Complete e com Ceramigold. O grau de adaptação das fundições de Ni-Cr e Co-Cr realizadas com o Rema Exakt nas condições recomendadas pelo fabricante 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. O aumento da 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.⁴ em 1991 avaliaram alterações dimensionais em fundições odontológicas usando um sistema de fundição da companhia Ohara que empregava força centrífuga gerada por um motor de corda e gás argônio durante a fusão de estrutura de prótese parcial removível. Com o equipamento e o titânio puro (99,5%) recomendado pela companhia foram fundidas 20 peças. O modelo mestre foi duplicado 20 vezes e apresentava tamanho e forma de maxila humana, com marcas de referência cruzando a abóbada palatina e o rebordo edêntulo. As marcas de referência para o plano oclusal consistiam de 5 pequenos orifícios (com 0,84 mm de diâmetro e 4 mm de comprimento) confeccionados com uma broca nos modelos duplicados. Os orifícios eram perpendiculares ao plano oclusal e localizados em posições representativas dos molares, pré-molares e incisivo central. O pilar na área do IC foi denominado A, nos PM de B e C (um ponto em cada hemiarco) e nos molares de D e E (um ponto em cada hemiarco). Uma haste

Revisão da literatura

de 0,76 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento foi colocada em cada orifício antes da duplicação do modelo. As hastes foram transferidas para o modelo de refratário mantendo o mesmo posicionamento e alinhamento. Todas as estruturas foram enceradas, de forma padronizadas e os canais de alimentação foram localizados de forma a promoverem adequada alimentação durante a fundição. A base formadora de cadinho foi conectada por meio dos canais de alimentação e a ventilação foi confeccionada na porção inferior do modelo antes da inclusão. A cera foi eliminada em forma convencional por meio de um aquecimento e, em seguida, os modelos de refratários foram levados a altas temperaturas para expansão do molde. O aquecimento foi até 800°C, mantido por 30 minutos, em seguida aquecido até 950°C onde permaneceu por 15 minutos e depois levado até 1200°C, onde ficou por 30 minutos. Em seguida, foi resfriado até 40°C e mantido por 75 minutos, e levado para a máquina de fundição. As peças foram removidas dos revestimentos, os canais de alimentação foram cortados e as infra estruturas jateadas com partículas de 0,25 µm de óxido de alumínio. Em seguida as peças e os modelos foram medidos em microscópio comparador nos planos horizontal e vertical. Após a análise das medidas as peças fundidas mostraram-se menores e com alterações dimensionais desproporcionais entre os planos horizontal e vertical comparado com seus modelos padrões individuais. Assim, as fundições de peças grandes de titânio puro apresentaram alterações dimensionais nos dois planos estudados, com contração de 2,6% no plano horizontal e expansão de 1,8% no vertical. No sentido antero-posterior houve neutralidade dos resultados e na região de pré-molares houve contração de 1% que foi menor do que na região de Molares que foi de 2,6%.

Morey²⁹ em 1992 fez uma revisão sobre a expansão de presa e térmica de revestimentos sob condições práticas e laboratoriais comentando que há uma grande dificuldade de fixar valores sob condições práticas. Medidas laboratoriais podem ser feitas sob condições mínimas de restrição para obter valores absolutos, mas as restrições impostas nos revestimentos durante a fundição são desconhecidas. O padrão de cera e o anel de fundição oferecem alguma restrição para a expansão de presa e para a expansão térmica. Muitos

Revisão da literatura

métodos têm sido desenvolvidos para medir a expansão dos revestimentos. Em muitos casos alguma restrição é exercida durante o método de obtenção da expansão de presa, e podem causar redução na expansão do revestimento. Durante a presa do material ocorre a liberação de calor que pode levar à expansão da cera. Em algumas pesquisas com fundições de coroas totais e MOD empregando expansão térmica, foi observado que houve significativa distorção quando o anel de fundição foi forrado com amianto úmido, enquanto o amianto seco resultou em menor distorção com uma expansão mais uniforme e menor distorção das fundições. Então foi sugerido eliminar o forro úmido, pois a expansão higroscópica é indesejável. Além disso, o aumento da temperatura de aproximadamente 2,5°C durante a presa promove 0,05% de expansão da cera. Para eliminar a distorção da cera esses autores recomendaram que a expansão de presa dos revestimentos deveria ser diminuída para 0,05% para harmonizar com a expansão térmica do padrão de cera. Assim, o revestimento precisa ter expansão térmica grande para promover compensação necessária para a contração de fundição das ligas de ouro. Portanto, os revestimentos com alta expansão térmica e expansão de presa extremamente baixa seja provavelmente os mais promissores para superar os problemas de distorção do padrão de cera pela expansão de presa. A expansão térmica dos revestimentos é sensível à proporção água/pó, diminuindo com o aumento da quantidade de água.

Hutton e Marshall¹⁴ em 1993 estudaram três diferentes revestimentos que poderiam prover adequada expansão para compensar a contração de fundição da liga AgPd. Os revestimentos foram avaliados quanto à expansão de presa de 1 e 24 horas variando-se o líquido (água destilada, ou líquido especial) para controlar a expansão do molde. As proporções utilizadas foram de 100% água ou líquido para os diferentes materiais: material I – Biovest, material II - Ceramvest e material III - Ceramigold. O pó foi pesado em balança de precisão de 0,1 mg e o líquido em precisão de 0,1 cc, espatulados a vácuo por 20 segundos e vertidos dentro do molde. As amostras tinham 3,9 cm em altura e 2 cm de diâmetro incluindo a pequena edentação cônica (0,8 cm de profundidade X 0,8 cm de diâmetro). A expansão de presa foi mensurada por meio de uma haste

Revisão da literatura

posicionada sobre o revestimento, fixada no centro do transdutor calibrado com precisão de $\pm 0,0001$ polegada e preso por um dispositivo ajustado no centro da cabeça do dilatômetro. Após o tempo de 1 hora e 24 horas, as amostras foram removidas do molde e mensuradas para o cálculo da expansão. Os resultados quando os materiais foram misturados com seu líquido especial apresentaram expansão de presa de 0.19% (1hora) para o material I; o material II, 0,14% e material III, 1,17%. Vinte e quatro horas após a presa o aumento da expansão não foi significativo. Por outro lado, quando os três materiais foram misturados com água destilada a expansão de presa foi significativamente menor. Os materiais I e II responderam de forma semelhante em suas características de expansão de presa com menor expansão de presa, enquanto o material III registrou um aumento significativo quando misturado com líquido especial. Estes resultados foram relacionados à presença de maior conteúdo de sílica no líquido especial do material III comparado com os demais.

Em 1993 Lautenschlager e Monaghan¹⁹ realizaram uma revisão sobre o titânio e as ligas de titânio com finalidade odontológica. O titânio apresenta baixo peso molecular e densidade de aproximadamente $4,5 \text{ g/cm}^3$ que é menor do que o ouro, liga de Co-Cr e do aço inoxidável ($19,3$; $8,5$; $7,9 \text{ g/cm}^3$ respectivamente). O módulo de elasticidade da liga de Ti6Al4V é comparável ao do ouro e é metade do da liga de Co-Cr ou do aço inoxidável. A combinação de alta resistência e baixa densidade fazem do titânio e suas ligas, materiais 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 do titânio, pois os estudos não têm relatado reação de hipersensibilidade aos tecidos moles e duros da boca, assim como 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 TiO_2 se formam rapidamente por causa da alta reatividade do titânio ao calor, formando uma

Revisão da literatura

camada passiva, não apenas para produzir boa resistência à corrosão, mas permitir que fluidos fisiológicos e proteínas se depositem 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 à 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 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 têm 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.

Mendes²⁶ em 1993 afirmou que nos últimos anos, o desenvolvimento de ligas alternativas em substituição às ligas de metais nobres levou à necessidade de criar um revestimento que suporta a elevada temperatura de fusão das ligas alternativas e verificou-se que a contração durante a solidificação é maior exigindo, conseqüentemente, uma maior expansão do

Revisão da literatura

revestimento. Sabe-se que esse tipo de revestimento pode ser misturado com água ou com líquido especial que contém uma solução ou suspensão aquosa de sílica coloidal. A utilização desta solução pode alterar a expansão de acordo com a quantidade utilizada. Em geral, utilizam-se três partes de solução e uma parte de água destilada. Vale ressaltar, entretanto, que a diluição da solução em água diminui a expansão térmica do revestimento. Basicamente, o fenômeno físico de expansão de presa normal, higroscópica e térmica é o mesmo que ocorre com os revestimentos aglutinados por gesso com a diferença de que uma maior expansão pode ser alcançada pela manipulação do pó do revestimento com uma solução aquosa de sílica coloidal, e que a expansão térmica dos revestimentos aglutinados por fosfato é a mais importante para contrabalançar a contração sólida da liga fundida até a temperatura ambiente. Um dos fatores que podem afetar a expansão térmica dos revestimentos aglutinados por fosfato é a velocidade de aquecimento durante o procedimento de aquecimento. Quanto maior a velocidade de aquecimento, menor a expansão do revestimento, isso porque, quanto mais rápida a temperatura for elevada, mais dificilmente o componente refratário será convertido de uma forma cristalina para outra, para provocar a expansão do revestimento. Assim, tanto as incrustações MOD quanto às coroas totais apresentaram uma adaptação pior quando foi utilizada uma velocidade alta de aquecimento. Sugeriu-se, então, que quando da utilização de revestimentos aglutinados por fosfato, o aquecimento seja feito lentamente. Rotineiramente, para executar a fundição com um revestimento aglutinado por fosfato, deve-se elevar a temperatura do forno até 300°C com o anel de fundição na posição horizontal e permanecer nessa temperatura o maior tempo possível (mínimo de trinta minutos). Posteriormente, elevar a temperatura lentamente até atingir 860°C, permanecendo nessa temperatura durante 1 hora. Verificou-se que muitos fatores podem atuar na expansão de presa dos revestimentos, tais como extensão do forramento no interior do anel metálico, espessura e consistência do padrão de cera dentro do anel de fundição.

Takahashi et al.⁵¹ em 1993 avaliaram o efeito de diferentes composições de revestimento fosfatado na fusibilidade e dureza das fundições de

Revisão da literatura

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%. No grupo 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 foram fixados a quantidade de cristobalita em 40% e variou-se a concentração de quartzo (40 a 50%), assim com diferentes proporções de aglutinante, complementando 10 a 20% restantes. Um padrão de cera de 15 mm x 15 mm x 15mm conectados a um canal de alimentação de 2,5 mm de diâmetro foi incluído no anel com um forro de 1 mm de espessura com as diferentes composições de revestimentos. Após a inclusão, o padrão de cera foi aquecido até 900°C, mantido nessa temperatura por 1 hora, 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, montados em resina acrílica e polidos para o teste de microdureza Knoop, que 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 à base de quartzo sobre a cristobalita. Nos grupos onde se utilizou 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.

Mori et al.³⁰ em 1994 determinaram o melhor procedimento laboratorial para fundir coroas de titânio e medir a expansão térmica de três

Revisão da literatura

revestimentos: Rematitan (B) e Titanvest CB (C), à base de SiO_2 , e um refratário novo Taivest (A) baseado em $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{MgO}$. A temperatura do molde A foi de 350°C e do B e C foi de 200°C e 600°C , respectivamente. 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 velocidade de aquecimento de $10^\circ\text{C}/\text{min}$. 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 6 mm de comprimento, enquanto o diâmetro oclusal era de 9,2 mm e o cervical, de 9,8 mm. Após todas as partes do molde estarem assentadas, o conjunto foi isolado e a cera fundida foi introduzida. 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 montado 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 força de 200 N e a medida de discrepância foi feita entre a margem gengival da coroa e a cervical do troquel em quatro pontos equidistantes. 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

Revisão da literatura

difícil devido à 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.

Van Noort⁵⁶ em 1994 afirmou que o metal consiste de agregados de átomos regularmente arranjados na estrutura cristalina. Entretanto, foi considerada a formação de cristais simples, e os metais não solidificarão como metais simples, mas a partir de múltiplos e pequenos cristais. Isto acontece porque normalmente há muitos núcleos de cristalização, os núcleos podem formar quando quatro átomos perdem energia térmica suficiente, e se tornam capazes de formar uma unidade celular. Estas unidades celulares crescerão, mais como átomos metálicos que, alcançam uma baixa energia o suficiente para uní-los, para formação de cristais. Este processo é conhecido como nucleação homogênea. Elementos metálicos não são geralmente muito usados por causa da severa limitação em suas propriedades. Os metais mais comumente usados são uma mistura de dois ou mais elementos metálicos, algumas vezes com elementos não metálicos. Uma liga freqüentemente consiste de um número distinto de fases. As fases comumente citadas são os gases, as fases líquida e sólida, com diferenças marcantes entre elas. As ligas podem consistir de um amplo número de fases, dependendo da composição e da temperatura, isso pode ser graficamente representado pelo diagrama de fases, sendo a linha que define a transição do puro líquido para uma mistura de líquido e sólido é conhecido de “liquidus” e a linha que separa a mistura de sólido e líquido do sólido é conhecida de “solidus”. Quando um metal puro solidifica, a transformação de um líquido para um sólido em um local definido com discreta diferença de temperatura é a característica da temperatura de fusão do metal. O platô é o período durante o qual o metal se solidifica e o “liquidus” e o “solidus” estão em um mesmo ponto. A razão deste platô é a liberação de energia (na forma de calor) durante o processo de solidificação, que mantém o metal em temperatura constante.

Em 1995, Hutton e Marshall¹⁵ investigaram a expansão térmica de revestimentos fosfatados após a expansão de presa de 1 e 24 horas tendo sido o pó

Revisão da literatura

misturado ao líquido especial. A proporção empregada foi de 100% de líquido especial ou água destilada para os materiais: material I - Biovest; material II – Ceramvest e o material III – Ceramigold. O pó foi então adicionado ao líquido, espatulados a vácuo por 20 segundos e vertidos dentro do molde. Todas as amostras tomaram presa em temperatura ambiente ao ar por 1 e 24 horas. Após a mensuração da expansão de presa, as amostras foram removidas de seus moldes e saturadas em temperatura ambiente com água destilada para reduzir a ocorrência de trincas durante o aquecimento. As amostras de 3,9 cm em altura e 2 cm de diâmetro foram posicionadas no dilatômetro e aquecidas na velocidade de 4°C/minuto até a temperatura próxima a 900°C. Para cada amostra foram realizadas duas medidas durante o ciclo de expansão térmica em 700°C e em 800°C. Para cada condição experimental foram realizadas três réplicas resultando em 36 amostras e 72 observações. O material I registrou a maior expansão térmica, enquanto o material II apresentou menor expansão térmica. A mistura dos materiais com seus líquidos especiais resultam em elevadas expansões térmicas. O material III registrou maior expansão de presa do que o material I quando os materiais foram misturados com seus líquidos especiais. Esses resultados foram relacionados ao baixo conteúdo de sílica no líquido especial do material I, compensado pelo maior conteúdo de sílica no pó, comparado com os outros materiais avaliados, que apresentavam maior conteúdo de sílica coloidal no líquido do que no pó. O aquecimento dos materiais até 800°C não resultou em maior expansão.

Mondelli²⁸ em 1995, afirmou que a preocupação de obter ligas metálicas de menor custo vem desde 1915 quando foi descrita pela primeira vez a liga à base de alumínio como possível substituta das ligas de ouro usadas em odontologia. O mercado odontológico apresenta atualmente uma grande variedade de ligas não-áuricas, tanto de procedência nacional como importadas, destinadas a substituir as ligas de ouro na confecção de estruturas para prótese parcial removível, restauração metálica fundida, etc. As qualidades inferiores das ligas metálicas não nobres em comparação com as ligas áuricas motivaram ao longo do tempo a proposição de modificações na composição qualitativa e quantitativa das

Revisão da literatura

mesmas, tanto nos processos de fabricação e fundição, quanto na técnica de laboratório, todas elas destinadas a possibilitar o uso destas ligas como substitutas eventuais para as restaurações fundidas de ouro. O desenvolvimento e o uso de ligas é consequência da verificação de que os metais puros não possuem um conjunto de propriedades desejáveis, inclusive valor comercial. Em relação à temperatura de fusão, salienta que seu conhecimento, bem como dos fenômenos relacionados com a solidificação, é de interesse para o dentista que trabalha com muitas estruturas obtidas por fundição. Em relação à contração de fundição, o autor relatou que, durante a solidificação de um metal, podem-se distinguir três contrações: contração líquida, que ocorre desde a temperatura mais elevada que a liga líquida até ser alcançada a linha “liquidus” (início de solidificação), é uma contração térmica; contração de solidificação, que se verifica durante esta, entre “liquidus” (início da solidificação) e “solidus” (final de solidificação), ou seja, na zona de solidificação; a contração líquida e a contração de solidificação costumam ser expressas em porcentagem de alteração de volume; a contração sólida: é a contração térmica que se dá do “solidus” (temperatura final de solidificação) para baixo, no resfriamento, isto é, até ser atingida a temperatura ambiente; é expressa geralmente como porcentagem de contração linear.

Em 1996 Nakajima e Okabe³¹ fizeram uma revisão sobre titânio para prover informações sobre o estado corrente das pesquisas de titânio em odontologia nos Estados Unidos. A história do uso do titânio como um biomaterial começou há 50 anos atrás. Em 1940 o titânio foi implantado em animais juntamente com outros materiais metálicos que foram usados para aplicações cirúrgicas. Eles relataram que o titânio é bem tolerado devido à excelente resistência à corrosão. Em 1959 foi proposto usar uma máquina de fundição centrífuga com indução de aquecimento, e uma câmara a vácuo para fundição de implantes de titânio. Por volta de 1977 que fundições experimentais de coroas e próteses removíveis de titânio foram finalmente feitas por indução a vácuo. Esta liga foi escolhida por apresentar temperatura de fusão menor do que a do titânio puro, e assim ter menor oxidação durante a fusão e fundição. Pesquisas continuaram e entre as mais notáveis foi à construção de uma máquina de

Revisão da literatura

fundição por indução de argônio e a vácuo em 1985. Mais tarde foram desenvolvidas pesquisas sobre as propriedades dos revestimentos comerciais para titânio, e foram relatadas reações complexas do revestimento que continha cristobalita. Também foi incorporado pó de zircônia no revestimento, que aumentou a expansão. Em 1991, examinaram o efeito de dois revestimentos comerciais na precisão de fundição de titânio puro e usando diferentes tipos de cadinho, e notaram que os diferentes tipos de revestimento afetaram significativamente a adaptação de coroas e de MOD, mas os tipos de cadinho usados não. Também foi examinada a permeabilidade de vários revestimentos incluindo dois revestimentos comerciais para fundição de titânio e observaram diferenças significantes nos níveis de permeabilidade entre os materiais. Outras pesquisas foram realizadas sobre titânio, e por volta de 1984, iniciaram o desenvolvimento de ligas de titânio com baixa temperatura de fusão, resistente à corrosão, biocompatível, equivalente ao Ti c. p. Além de analisarem as propriedades mecânicas, fusibilidade e comportamento eletroquímico do titânio puro e da liga de Ti6Al4V, iniciaram pesquisas experimentais de adesão da porcelana ao titânio e à liga.

Wang e Fenton⁶⁰ 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 considerada menor do que a da liga áurea e a do 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 a vácuo com duas câmaras, uma de fusão e

Revisão da literatura

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 à base de Al_2O_3 , e MgO e melhor compensação da contração de fundição. Para a fundição do Ti foram designados três diferentes sistemas de fundição: Castmatic (Dentaurum) que emprega um sistema de pressão a vácuo com as etapas de fusão e fundição separadas em câmaras; Cyclarc (Morita) um sistema de pressão a vácuo com uma câmara de fusão e fundição; Tycast (Jeneric/Penetron) um sistema de fundição centrífuga a 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 50 mmHg são mais porosas do que fundições feitas sob pressão de 400 mmHg. 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 50 μm . Em próteses parciais removíveis observaram que a fundição com espessura de 0,7 mm apresentou melhor fusibilidade do que 0,35 mm. Com relação as alterações dimensionais durante as fundições de próteses parciais removíveis em titânio foi observado 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.

Revisão da literatura

Anusavice¹ em 1998 afirmou que o crescimento acelerado do uso de restaurações metalocerâmicas e o aumento do uso de ligas com alto ponto de fusão têm resultado em um maior uso dos revestimentos à base de fosfato e aglutinados por sílica. Além do mais, a tendência atual é a de usar ligas mais baratas, e todas requerem o uso de revestimento com fosfato. O titânio puro e as ligas de titânio necessitam especialmente de revestimentos formulados para minimizar a interação do metal fundido com o revestimento. Esses revestimentos consistem em uma carga refratária e um aglutinante. A carga é a sílica na forma de cristobalita, quartzo ou uma mistura dos dois numa concentração de aproximadamente 80%. O propósito da carga é promover uma resistência ao choque térmico e uma grande expansão térmica, quando em alta temperatura. O aglutinante constitui-se de um óxido de magnésio (base) e um fosfato. Uma vez que as modernas ligas têm alta temperatura de fusão em relação às ligas de ouro tradicionais, usualmente sua contração durante a solidificação é maior. Há necessidade de um revestimento com maior expansão. Felizmente, as suspensões de sílica coloidal tornaram-se disponíveis para o uso com revestimentos à base de fosfato no lugar da água. A reação química para o sistema aglutinante que causa a presa e o endurecimento dos revestimentos fosfatados é muito complexa. A reação deveria ter como resultado uma contração como nos produtos do gesso, mas na prática o que ocorre é uma ligeira expansão que pode ser consideravelmente aumentada pelo uso de uma solução de sílica coloidal em lugar de água. Este tipo de substituição concede aos revestimentos de fosfato uma vantagem, pois a expansão pode ser controlada.

Wang et al.⁶¹ 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 empregadas 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 6 mm de diâmetro e 50 mm de comprimento que foram fundidas em titânio c.p. Foram empregados nesse estudo um revestimento convencional (Prevest), um revestimento específico para titânio (Tycast) e uma camada de

Revisão da literatura

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 velocidade 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 evita 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.⁶⁴ em 1998 foi avaliar a 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

Revisão da literatura

foram fundidas em máquina de pressão a vácuo e as com liga áurea foram fundidas em máquina centrífuga. A seguir as peças foram limpas, ajustadas clinicamente empregando silicona. 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.

Em 1999, Low e Mori²² 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 velocidade 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 velocidade 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

Revisão da literatura

ultra-som e decapadas em solução de 1% de HF + 13% de 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.³⁹ 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 preparadas 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 SiO₂ (fosfatado), e os da série B foram cobertos com uma camada de ZrO₂ antes de serem incluídos com o mesmo material fosfatado. Os moldes foram aquecidos de acordo com as instruções do fabricante, resfriados 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 ultra-sônica 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

Revisão da literatura

análise química e difração por raios-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.

A proposta de Takahashi et al.⁵³ em 1999 foi desenvolver uma nova técnica para avaliar a expansão de presa interna de um revestimento fosfatado (GC Vest) e examinar o efeito do tipo de material do padrão na expansão de presa interna do revestimento. Para o teste, três materiais para padrão foram selecionados, (1) cera macia com temperatura de amolecimento de 40° e expansão térmica de 0,40% a 37°C, (2) cera dura com temperatura de amolecimento de 47°C e expansão térmica de 0,34% a 37°C e (3) resina acrílica autopolimerizável com temperatura de amolecimento de 75°C e expansão térmica de 0,8% a 37°C. Dois troqueis metálicos foram preparados com dimensões de 14 mm de diâmetro externo, 11 mm de diâmetro cervical interno, 1,5 mm de espessura oclusal e 8 mm de altura. Os padrões em forma de coroa foram preparados e incluídos após terem sido adaptados ao dispositivo de medida. O dispositivo empregou dois relógios comparadores digitais para medir a expansão no sentido horizontal e vertical. Os resultados mostraram que a cera macia apresentou mínima expansão vertical e horizontal e de forma não uniforme e a resina apresentou máxima expansão. Em todos os materiais dos padrões a expansão de presa vertical excedeu a horizontal. Assim concluiu-se que com esse

Revisão da literatura

dispositivo foi possível medir a expansão de presa horizontal e vertical externa ao padrão no anel de fundição.

Sôo et al.⁴⁷ em 2001 avaliaram a expansão de presa e térmica de seis revestimentos com o ciclo de aquecimento usado para a técnica de “super plastic forming” (SPF) e compararam a expansão total com o coeficiente de expansão térmica da liga Ti6Al4V para determinar a precisão de adaptação e qual dos revestimentos testados quando usado em “SPF” poderiam propiciar uma perfeita adaptação. Para medir a expansão de presa foi empregado um dispositivo que consistia de uma canaleta em forma de U com 100 mm de comprimento e na extremidade final do qual foi conectado um relógio comparador. Cada revestimento foi manipulado, com as proporções de pó, líquido especial e água de acordo com as recomendações do fabricante. A mistura foi vertida até preencher o nível superior da canaleta e aguardou-se a presa dos revestimentos em temperatura ambiente por uma hora para o (Croform, Rema Exakt, Rematitan Plus, Fujinvest) e duas horas para o (Selevest D e DM) quando foi feita a leitura no transdutor de deslocamento. A expansão térmica nos revestimentos foi medida pelo equipamento Ceram Research. A temperatura de aquecimento foi de 5°C/min até 900°C por 30 minutos. Foi realizado nesse estudo um outro teste nos materiais Rematitan Plus, Rema Exakt, e GC Fujinvest para determinar se a expansão de presa alcançaria a uma expansão total suficiente para se igualar à expansão térmica do Ti6Al4V (0,92%), pela variação da concentração de líquido especial. Então três amostras de Rematitan, Rema Exakt e GC Fujinvest foram manipuladas nas concentrações de 0, 25, 50, 75 e 100% de líquido especial e a expansão foi registrada. Os resultados dos testes sem diluição mostraram que o Rema Exakt apresentou maior expansão total de 1,77% enquanto o Selevest D apresentou a menor com 0,40%. No resultado do teste usando diferentes proporções, o Rematitan e GC Fujinvest na concentração de 0% não apresentaram expansão, enquanto, a do o Rema Exakt foi aproximadamente de 0,2%. A expansão foi aumentando gradativamente ao passo que aumentou a concentração do líquido especial em todos os revestimentos. O Rematitan na concentração de 100%

Revisão da literatura

resultou em fundições com menor discrepância de adaptação, sugerindo que apenas este material poderia resultar em fundições clinicamente aceitáveis.

Contreras et al.⁵ 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 diametralmente opostos em 90° foram feitos ao redor da margem com instrumento rotatório. Por meio de silicona de adição obteve-se moldes dos preparos pela técnica da dupla mistura, utilizados para confeccionar troqueis de gesso tipo V (Exadur V). Além dos troqueis de gesso para as coroas 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

Revisão da literatura

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 de 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 das coroas de Ti c p (50,66 μ m), e do que a do 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.²³ 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 (Si O₂ Zr O₂) 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 utilizado 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 μ m. A microdureza Knoop's foi medida de uma extremidade à outra da superfície em intervalos de 25 μ m sob carga de 200 g. A análise das fundições observadas em microscópio eletrônico de varredura (SEM) e a composição da superfície determinada por EDS apresentaram significativa diferença entre os dois métodos. O resultado do ensaio de microdureza Knoop's mostrou que a espessura da camada de reação do titânio fundido foi significativamente reduzida pela técnica de inclusão com zirconita.

Em 2002, Rocha⁴¹ verificou se os tratamentos térmicos podem alterar a resistência à tração e a dureza Vicker's do Ti c.p. e da liga de Ti-6Al-4V.

Revisão da literatura

Trinta corpos-de-prova na forma de halteres com 3,0 mm no segmento central e 42 mm de comprimento, obtidos por meio de uma matriz de alumínio, foram fundidos no sistema Rematitan. Os corpos-de-prova de Ti c.p. e Ti-6Al-4V foram divididos aleatoriamente em três grupos de dez cada e submetidos às seguintes condições de tratamento térmico: (1) controle; (2) T1 – aquecimento à 750°C/2h; (3) T2 – aquecimento a 955°C/1h e envelhecimento a 620°C/2h. Ambos, aquecimento e resfriamento foram realizados em atmosfera controlada de argônio. O ensaio de tração foi efetivado na máquina de testes mecânicos MTS modelo 810 à velocidade de 1,0 mm/min. Após o teste de tração, uma das extremidades do corpo-de-prova foi embutida em resina acrílica, regularizada e polida antes da medida da dureza Vicker's no durômetro Micromet 2100. As médias da resistência à tração e de dureza Vicker's foram comparadas estatisticamente usando o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Nos grupos de Ti c.p., não foram observadas diferenças significativas na resistência à tração. Entretanto, na dureza Vicker's, os resultados do grupo T2 foram significativamente maiores que dos outros grupos, que se mostraram iguais entre si. Na liga Ti-6Al-4V, os grupos controle e T1 revelaram igualdade estatística em relação à resistência à tração, e significativamente superiores ao grupo T2. Quanto à dureza Vickers, diferenças estatisticamente significantes foram observadas entre os três grupos de tratamento térmico $T2 > T1 > \text{controle}$. Não foi observada correlação entre as propriedades de resistência à tração e dureza Vicker's. Os resultados também demonstram diferente comportamento mecânico do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V no que diz respeito aos tratamentos térmicos.

Takashiba et al.⁵⁴ em 2002 propuseram avaliar os efeitos da solução de $\text{Mg}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$ em um revestimento experimental aglutinado por fosfato e sem amônia quanto à resistência a compressão, tempo de presa, expansão de presa, expansão térmica, análise por difração de raios-X (XRD) e análise por dispersão de energia de raios-X (EDX). A solução com concentração de 50% de $\text{Mg}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 + \text{MgO}$ (em pó) foram preparados como aglutinante. Partículas de cristobalita de 9,1 μm foram utilizadas como refratário. Foram proporcionadas seis combinações de pó de cristobalita e MgO. O material A era composto de 26 g

Revisão da literatura

de MgO e 74 g de cristobalita; o B de 23 g de MgO e 77 g de cristobalita; o C de 20 g de MgO e 80 g de cristobalita; o D de 17 g de MgO e 83 g de cristobalita; o E de 14 g de MgO e 86 g de cristobalita, e o F de 11 g de MgO e 89 g de cristobalita. Para o teste de resistência à compressão foram preparados corpos-de-prova cilíndricos com 10 mm de diâmetro e 20 mm de altura, e cinco deles foram submetidos ao teste após 24 horas da mistura e outros cinco aquecidos até 900°C. O teste foi realizado com a máquina universal de testes numa velocidade de 1 mm/min. O tempo de presa inicial foi medido com agulha de Vicat. A expansão de presa foi medida após 2 horas da mistura em um anel de parafina com 25 mm de diâmetro e 30 mm de altura, por meio de um sensor digital (Mincon) com precisão micrométrica. Para a expansão térmica os corpos-de-prova eram de 6 mm de diâmetro e 12 mm de altura e, foram aquecidos até 900°C com velocidade de aquecimento de 10°C/min, após 24 horas da mistura, com um aparelho para análise térmica (Thermo Plus 8310). Cada material foi identificado por XRD usando radiação Cu-k α , com 40 kV e 30 mA com velocidade de 5°C/min. As amostras foram observadas por microscópio eletrônico de varredura e a mesma superfície foi analisada por EDX. Os resultados mostraram que o tempo de presa diminuiu com o aumento do conteúdo de MgO. A resistência à compressão antes da queima foi maior no material A e diminuiu gradualmente com o menor conteúdo de MgO. Após a queima, o material A não apresentou resistência diferente dos demais materiais, exceto em relação ao material F que foi a menor entre os revestimentos testados. Na expansão de presa houve diferença entre os materiais. Os materiais E e F, com menor conteúdo de MgO apresentaram os maiores valores de expansão de presa com 2,01% e 2,15% respectivamente, já o material A apresentou a menor expansão de presa com 0,06%. A expansão térmica não mostrou diferenças entre os materiais. O material A com menor quantidade de cristobalita mostrou uma leve contração. Nos materiais B e C foi observado 0,05% de expansão térmica. O material D exibiu a maior expansão térmica (0,18%).

Oliveira³⁷ em 2003, avaliou o efeito da elevação da temperatura do revestimento na fluidez e na resistência à tração do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V

Revisão da literatura

fundidos. Para o teste de fluidez, os corpos-de-prova foram confeccionados a partir de uma tela de nylon de 20 x 20 mm de comprimento com filamentos de 0,7 mm de espessura. Para o teste de tração, corpos-de-prova foram confeccionados na forma de halteres com 3,0 mm no segmento central de 42 mm de comprimento. Para ambos os ensaios, os corpos-de-prova foram incluídos em revestimento Rematitan Plus e fundidos em uma máquina de fundição Discovery. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova para cada teste, sendo 5 corpos-de-prova para cada uma das três temperaturas do revestimento: 430°C, 480°C e 530°C. O teste de fluidez foi realizado medindo-se a extensão total dos filamentos do padrão original utilizando-se o programa de análise de imagem (Leica Qwin, Leica) totalizando 284 mm e comparado com os padrões fundidos. O ensaio de tração foi realizado na máquina de ensaios MTS modelo 810 à velocidade de 1,0 mm/min. Os valores de fluidez e resistência à tração foram submetidas ao teste estatístico ANOVA e teste de Tukey. Para o ensaio de fluidez houve uma diferença estatisticamente significativa, tanto para os metais como para as temperaturas do revestimento. Para o teste de tração houve uma diferença estatisticamente significativa apenas entre os metais, porém sem diferença estatística entre as temperaturas. Conclui-se que a elevação da temperatura do revestimento melhora a fluidez sem alterar a resistência à tração, para ambos os materiais.

Em 2004 Lloyd et al.²⁰ estudaram variáveis que influenciam na expansão de presa de revestimentos fosfatados. O dispositivo de medida consistia de um anel metálico sobre uma placa de vidro, sobre o qual era colocado uma tampa com um orifício central, onde passava livremente uma haste com extremidade plana. O relógio transdutor era posicionado sobre a extremidade plana da haste para a medida da expansão. A expansão de presa foi medida no revestimento Fujivest Super misturado com seu líquido especial sem diluição. As variáveis do teste foram: a - o tipo de anel (aço ou PVC); b – forro (sem forro; um forro da GC New Casting Liner; dois forros da GC New Casting Liner, forro da SV Dentaviles, e uma camada de silicona de adição leve de 1,2 mm de espessura); c – a força exercida pelo instrumento de leitura (54mN, 0,49N, 0,98N); d – temperatura ambiente (19°C, 21°C, 23°C, 25°C); e os locais onde os testes foram

Revisão da literatura

realizados (Leuven e Dundee). Os resultados mostraram que o anel de aço sem forro apresentou 0,34% de expansão de presa enquanto o anel de PVC sem forro 0,61%. A leitura 60 minutos após a mistura apresentou expansão de presa maior quando o forro SU Dentavilles foi usado. Contudo, apenas quando o forro GC New Casting Liner foi usado o espatulador a vácuo afetou significativamente a expansão. O aumento da carga do instrumento de leitura não teve nenhum efeito na expansão. Em ambos os locais a reprodutibilidade dos resultados do teste foi boa, com desvio padrão entre 0,01 a 0,10%. O aumento da temperatura apresentou um efeito sobre uma maior expansão de presa inicial e menor expansão de presa final.

A proposta de Lloyd et al.²¹ (2004) foi investigar a reprodutibilidade das medidas e o valor que foi obtido nos 10 laboratórios de teste. Para cada organização que participou do programa foram enviados três produtos comerciais (Fujivest II, Fujivest Super e Rema Exakt), em sachês com o pó e os frascos com o líquido, juntamente com o forro e um anel de aço para fundição. Os testes foram realizados nos padrões da ISO, com um grau considerável de especificação e detalhe. Para a validade do teste, os participantes foram orientados para seguirem rigorosamente o protocolo apresentado. O forro foi usado seco e de mesmo comprimento do anel, com uma camada uniforme de vaselina, e o líquido especial foi empregado sem diluição. Após a manipulação o material foi vertido dentro do anel forrado e posicionado sob o relógio comparador/transdutor de deslocamento, a ponta ativa desse dispositivo foi zerada e tinha uma carga de 5,6 g e as leituras foram realizadas 60 minutos e 120 minutos após a mistura dos materiais. Os resultados mostraram que todos os participantes foram capazes de cumprir com o protocolo e não relataram nenhum desvio, além disso, o teste com anel para fundição tem boa reprodutibilidade. Dentre os materiais o Rema Exakt apresentou o menor valor de expansão de presa que variou de 0,78% a 0,30% entre os locais de teste, tanto após 60 minutos como após 120 minutos da espatulação, o Fujivest II apresentou a maior expansão que variou de 2,94% a 2,16% na primeira hora e 3,03% a 2,25% após 120 minutos da

Revisão da literatura

espatulação, enquanto o Fujivest Super apresentou variação de 1,22% a 0,75% após 60 minutos e 1,58% a 0,83% após duas horas.

O objetivo de Atwood et al.³ (2004) foi desenvolver um método computadorizado para auxiliar na determinação da forma das fundições de titânio com mínimo de defeitos e comparar os resultados com simulações computadorizadas em fundições experimentais. Os corpos-de-prova apresentavam forma de cunha e de coroa unitária. Os padrões de cera foram encerados em forma de cunha, incluídos e fundidos em um laboratório de fundição comercial. Os materiais usados foram Ti c.p., Rematitan Plus e a máquina Dentaurum para fundição. Os moldes foram pré-aquecidos a 1000°C, resfriados a 430°C e a fundição realizada. Para determinar a espessura da camada de reação na interface revestimento/metal, foi usado um microscópio eletrônico de varredura. A dureza Vicker's 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 SiO₂ 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 à 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

Revisão da literatura

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 mostrou erosão. A proporção de sílica diminuiu comparada com os outros elementos na área de contato com o metal. Um modelo combinado de microestrutura e macroscopia dos revestimentos e da fundição de titânio tem sido desenvolvida. O modelo revelou o pico de impureza entre metal e refratário e a quantidade estimada da profundidade da contaminação.

Em 2004 Hung et al.¹³ avaliaram a expansão térmica, discrepância marginal, microdureza, reatividade entre o revestimento e o titânio assim como a ocorrência de porosidade interna pela adição de zircônia no revestimento a base de magnésia. O revestimento Selevest CB foi modificado pela adição de 4% a 6% em massa de zircônia. A expansão térmica foi medida em corpos-de-prova cilíndricos de 10 mm de diâmetro e 50 mm de altura obtidos em moldes de cobre. Após 1 hora da manipulação as amostras foram retiradas dos moldes, e dessecados por um dia e mensuradas em máquina TEM – 1000, aquecidos a 800°C numa velocidade de 6°C/min e resfriados a 200°C na mesma proporção. O teste-t foi empregado para avaliar a diferença entre os materiais nas diferentes concentrações de zircônia. Para medir a discrepância marginal das fundições, cinco corpos-de-prova foram feitos de cada material utilizando um troquel metálico com preparo MOD com 8 mm de diâmetro, 17 mm de altura e 2 mm de espessura. Após a obtenção dos padrões de cera, à distância separando a margem da inlay em cera e o ombro do troquel foi medida em quatro pontos fixos por meio de um microscópio comparador. Cinco corpos-de-prova foram incluídos em anel de fundição com os revestimentos e levados ao forno elétrico até 850°C numa velocidade de aquecimento a 6°C/min, por uma hora (aquecimento rápido), e fundidos a 800°C no Selevest CB puro e 750°C nos grupos Selevest CB modificado. Após a fundição, as peças foram retiradas do revestimento, limpas com ultra-som e água, e separadas do conduto de alimentação com disco

Revisão da literatura

diamantado. Cada inlay foi assentada no troquel metálico com uma carga de 5 kg e ajustadas com o auxílio de carbono spray. A distância separando a margem da inlay fundida ao ombro do troquel metálico foi medida como descrita para o padrão de cera. Para a medida da microdureza, os canais de alimentação foram cortados a uma distância de 3mm do ponto de conexão com a inlay, foram incluídos em resina epóxi e polidos com lixa 600. A leitura da microdureza Vicker's, foi realizada a partir de 20 μm da superfície externa e em intervalos de 40 μm em direção ao centro do corpo-de-prova sob carga de 200 gf. Para a análise da difração de raios X, as fundições, após a limpeza com ultra-som, foram montadas perpendicularmente para identificar a camada de reação. Para a medida da porosidade interna as fundições de inlay foram radiografadas com aparelho de raios X odontológico que foi posicionado perpendicularmente a 15 cm da superfície oclusal da fundição. Os resultados mostraram que os valores de expansão térmica foram diferentes entre os materiais, no Selevest CB foi 1,12% a 800°C e do Selevest CB modificado houve um aumento da expansão térmica nas concentrações entre 5% e 6% (em massa) e alcançou um pico de 1,62% no grupo de 5% (em massa) em 759°C. A discrepância marginal das inlays fundidas em Selevest CB apresentou a maior discrepância marginal que foi 43 μm fundido a uma temperatura de 800°C e o Selevest CB com 5% massa de zircônia apresentou a menor discrepância marginal com 21 μm fundido a 750°C. Os testes mostraram que a discrepância marginal foi diferente quando fundido a 800°C entre 5% e 6% (em massa) no grupo de zircônia quando comparado com Selevest CB. A dureza Vicker's identificou a extensão da camada de reação, mostrando que a fundição obtida com Selevest CB apresentou maior dureza numa profundidade de 20 μm , comparado com os corpos-de-prova fundidos nos revestimentos modificados. As análises XRD demonstraram que com o aumento do conteúdo de zircônia a intensidade relativa da α – Ti aumentou e do TiO_2 diminuiu e isso reduziu a porosidade interna das fundições de titânio, devido a alta permeabilidade do refratário, à baixa temperatura do molde e à adição de zircônia.

O objetivo de Sartori et al.⁴² em 2004 foi comparar “in vitro” a adaptação marginal de próteses confeccionadas com a técnica de fundição da cera

Revisão da literatura

perdida com titânio, antes e após a eletroerosão. A comparação foi focada na interface vertical estabelecida entre pilar e a prótese sob várias condições de aperto do parafuso de ouro. Para a obtenção dos corpos-de-prova, foi obtida uma matriz metálica, equivalente a um arco superior, usando um modelo definitivo que recebeu dois implantes na região correspondente a 2º Pré-molar e 2º Molar na maxila. A matriz metálica foi feita contendo dois orifícios na mesma posição das réplicas do modelo definitivo. Dois implantes de titânio (Conexão) de 10 mm de altura e 3,75 mm de diâmetro foram colados com adesivo (Super Bonder) e um pilar cônico com 3 mm de altura (Conexão) foi adaptado sobre o implante e apertado com força de 20 Ncm usando um torquímetro (Nobel Biocare). As próteses foram feitas em liga de ouro (Deguvest) e titânio (Dentaurum). No grupo da liga de ouro os cilindros foram retidos com parafusos. A colagem do cilindro foi realizada com resina autopolimerizável e a prótese parcial fixa de 3 elementos suportada por dois implantes foi encerada. Uma matriz de silicone desse conjunto permitiu a construção de outras peças com as mesmas dimensões da primeira prótese em cera. Para o grupo do titânio, o método foi o mesmo descrito para o grupo da liga de ouro, porém os cilindros eram feitos de plástico. Cinco padrões de cera foram feitos para cada grupo e um padrão foi fundido em peça única. As peças foram fundidas empregando máquina de arco elétrico e fusão em vácuo e atmosfera de argônio. Após a fundição os corpos-de-prova foram desincluídos e submetidos ao jateamento com óxido de alumínio. Para avaliação da adaptação passiva apenas um parafuso era apertado manualmente até o ponto onde só a primeira fixação do parafuso na rosca era sentida. A fenda entre o pilar e a prótese foi medida em ambos os lados e uma segunda leitura foi feita colocando o parafuso do lado oposto. Em seguida para a terceira leitura os dois parafusos foram colocados e apertados com força de 10 N com torquímetro e as leituras foram repetidas. As leituras foram realizadas com um microscópio comparador (Nikon), nas superfícies vestibulares, linguais e proximais em cada condição. Para o procedimento de eletroerosão foi empregada a máquina (TMT). Para iniciar o processo as próteses foram imersas no fluido dielétrico e quando faíscas eram vistas ao redor da extremidade do cilindro o processo era finalizado. Após o

Revisão da literatura

procedimento novas leituras foram realizadas como descrito anteriormente. Os resultados mostraram que na leitura antes da eletroerosão nas ligas de ouro as fendas foram menores ($12,8 \pm 1,4 \mu\text{m}$) no lado do parafuso quando apenas um lado estava parafusado, com o grupo do titânio ($29,6 \pm 4,4 \mu\text{m}$), e na análise do lado não parafusado a liga de ouro apresentou fenda de ($69,2 \pm 24,9 \mu\text{m}$) e o titânio ($94,2 \pm 39,6 \mu\text{m}$) e essa diferença não foi significativa. O procedimento de eletroerosão não reduziu as fendas para ambos os grupos e em todas as condições estudadas. A comparação entre a liga de ouro e o titânio após a eletroerosão não mostrou diferenças significantes quando o lado oposto ao parafuso foi avaliado, mas a liga de ouro mostrou melhor adaptação quando o lado parafusado foi analisado ($8,3 \pm 4,2 \mu\text{m}$) comparativamente ao titânio ($17,1 \pm 5,3 \mu\text{m}$) e quando ambos os parafusos foram apertados ($5,4 \pm 2,4 \mu\text{m}$) para a liga de ouro comparado com ($16,1 \pm 5,6 \mu\text{m}$) para o titânio.

Em 2004, Sôo et al.⁴⁸ propuseram determinar o efeito de três proporções de líquido especial do revestimento Rematitan, e o efeito de cinco temperaturas de fundição (810°C , 840°C , 873°C , 900°C e 927°C) na adaptação de sobreestruturas de implante feitas pela técnica de Superplastic Forming (SPF) com liga de Ti6Al4V. Para o teste de adaptação um padrão de aço foi construído com dois análogos de implante em aço inoxidável com seus centros separados cerca de 8 mm. Em uma placa de plástico com 50 mm de comprimento e 10 mm de largura e 4 mm de espessura foi confeccionado duas perfurações na superfície inferior que acomodaram os pilares do modelo mestre. Dentro dessas perfurações foi colocado resina e os pilares posicionados, assim essa placa serviu como um Jig para registrar a mesma posição dos pilares ao removê-los. Em seguida obtiveram-se moldes de borracha do tamanho de um anel de fundição, esse envolvia as placas de plástico com os pilares. A seguir, o revestimento foi vertido dentro do molde variando a concentração do líquido especial. Após a presa de 1 hora o bloco de revestimento foi retirado do molde e colocado dentro de um anel de SPF de aço. Sobre o anel de SPF foi acomodado um disco de Ti6Al4V com 2 mm de espessura. A máquina de SPF consistia de indução de aquecimento em 415 V usando 3 fases que promoviam potência e 20 toneladas de pressão hidráulica que

Revisão da literatura

abraçavam a extremidade do disco. Com a elevação da temperatura o disco se tornava plastificado (amolecido) e sob pressão o metal moldava o troquel de revestimento. Após a fundição, as peças foram limpas e observou-se que o disco de liga de Ti registrou impressões claras dos pilares na superfície do metal. A seguir, foi medida a distância entre os pilares utilizando um microscópio e por meio de uma equação matemática realizou-se o cálculo, cada padrão foi medido cinco vezes e o modelo mestre 30 vezes. Para os testes de expansão térmica os corpos-de-prova eram de 60 mm de comprimento, 10 mm de largura e 2 mm de espessura e foram aquecidos até 920°C com velocidade de aquecimento de 15°C/min. Os resultados mostraram que o método é eficaz e reproduzível. O efeito do uso de diferentes concentrações de líquido especial para os modelos de revestimento influenciou na adaptação das fundições. As peças obtidas em revestimentos com 30% de líquido especial foram consideradas com um nível de adaptação aceitável. A adaptação da estrutura foi melhorada quando fundida em menor temperatura, porém houve maior precisão de fundição quando empregou a temperatura de 810°C no revestimento com 70% de líquido especial, além disso, a maioria das fundições com Rematitan a 810°C foi capaz de satisfazer o critério de adaptação clínico. A expansão térmica da liga Ti6Al4V apresentou aumento linear numa temperatura acima de 800°C quando houve um crescente aumento da fase β e em temperatura inferior havia predomínio de fase α .

Considerando a dificuldade de adaptação marginal de coroas de titânio Nogueira et al.³³ em 2004 avaliaram o efeito da proporção do líquido especial do revestimento Rematitan Plus na adaptação marginal de coroas fundidas em titânio cp (> 99,56%). Um troquel de aço foi moldado com silicón de adição, cujo molde deu origem a um troquel mestre de resina epóxi (Epo-Thin, Buehler), que representa um preparo de coroa total com 6° de inclinação das paredes axiais e 1 mm de ombro. O revestimento Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) foi misturado em espatulador a vácuo (Turbomix, EDG) em três diferentes proporções de líquido especial: G1 (50%), G2 (75%) e G3(100%) e a fundição realizada. Cada coroa fundida foi limpa individualmente em solução com 1%HF+13%HNO₃, por 10 minutos em ultra-som (Ultra-somic

Revisão da literatura

Cleaner, Odontobras). Em seguida, a coroa foi assentada no respectivo troquel de resina epóxi, sob carga de 20 N, e a distância entre a margem gengival da coroa e o ombro do troquel foi mensurada em quatro pontos fixos, por meio de lupa Carl Zeiss (10X) e analisador de imagens Leica (μm). Os dados de cada condição experimental ($n=8$) foram analisados estatisticamente por teste não paramétrico (Kruskal – Wallis) com nível de significância de 0,05. Os grupos G2 (592,85 μm) e G3 (453,50 μm), mostraram níveis de adaptação marginal estatisticamente iguais entre si, e superiores a G1 (898,52 μm). A diluição de 50% do líquido especial do revestimento Rematitan Plus aumentou significativamente o desajuste das coroas de titânio comercialmente puro.

3 Proposição

Em vista do que foi levantado, o propósito desse estudo é:

- 1- por meio do ensaio de dilatométrica térmica comparar as curvas de expansão térmica do titânio com a das ligas de Ni-Cr-Mo e Co-Cr-Mo-W e estimar a provável contração de fundição desses materiais;
- 2- determinar a expansão de presa e térmica de revestimentos fosfatados, sendo um específico para titânio e outros dois alternativos, em função de três diferentes concentrações de líquido especial;
- 3- determinar para cada um dos revestimentos propostos e nas diferentes concentrações de líquido especial a temperatura de aquecimento necessária equivalente à expansão total do revestimento específico para titânio Rematitan Plus nas condições recomendadas pelo fabricante.

4 Material e Método

4.1 Material

Na Tabela 1 estão relacionados os metais e os revestimentos estudados.

Tabela 1 – Marca comercial dos materiais, fabricante e composição química.

Marca Comercial	Fabricante	Composição Química (%)*
Titânio c.p. grau 2	RMI Company, Ohio, EUA	Metal: Ti–99,56%; N–0,02%; C–0,08%; H–0,007%; Fe–0,18%; O–0,15%.
Remanium 2000	Dentaurum,Pforzhiem, Alemanha	Liga metálica: Co–61%, Cr–21%, Mo–7%, W–5%, Si–1,5%.
Remanium CSE	Dentaurum,Pforzhiem, Alemanha	Liga metálica: Ni–61%, Cr–26%, Mo–11%, Si–1,5%, Fe, Ce, Al, Co < de 1%
Rematitan Plus (RP)	Dentaurum,Pforzhiem, Alemanha	Revestimento: MgO–10-30%; NH ₄ h ₂ PO ₄ –5-10%; SiO ₂ –55-75%; Al ₂ O ₃ –10 – 25%.
Rema Exakt (RE)	Dentaurum,Pforzhiem, Alemanha	Revestimento: MgO–10-30%; NH ₄ h ₂ PO ₄ –10 – 30%; SiO ₂ –60 – 100%; FeO ₂ –0 – 1%.
Castorit Super C (CS)	Dentaurum,Pforzhiem, Alemanha	Revestimento: MgO – 6-19%; NH ₄ h ₂ PO ₄ –10–20%; SiO ₂ –60 – 80%.

* Informações do fabricante

4.2 Método

4.2.1 Avaliação da expansão térmica por dilatometria dos materiais metálicos

Material e Método

Os ensaios de dilatométrica dos materiais metálicos foram realizados com o objetivo de comparar as curvas de dilatação térmica do titânio e de duas ligas metálicas de elevado intervalo de fusão amplamente empregadas em odontologia. Desta forma, torna possível verificar a viabilidade de aplicação de revestimentos convencionais indicados para certas ligas, adaptáveis à fundição de titânio.

Além de comparar as curvas de expansão dos metais, esse teste também tem por finalidade comparar a curva de dilatação do titânio com a dos diferentes revestimentos, preparados com as três concentrações de líquido especial, procurando encontrar a temperatura em que os refratários apresentam expansão total (expansão de presa somada à expansão térmica) que compensem a contração de fundição do titânio, uma vez que a contração térmica de “solidus” até a temperatura ambiente é o principal elemento da contração de fundição.

Padrões de cera foram obtidos a partir de molde de silicone obtido pela moldagem de um cilindro metálico com 14 mm de altura e 7 mm de diâmetro. Em cada padrão de cera foi acoplado o canal de alimentação em forma de “V” e conectado a base formadora de cadinho (Figura 1), que foi adaptada a um anel de silicone (Figura 2).



FIGURA. 1 – padrão de cera fixado à base formadora de cadinho.

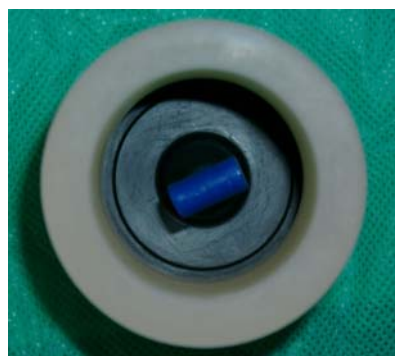


FIGURA. 2 – Padrão de cera base formadora para cadinho e anel de silicone.

Material e Método

Em seguida, para a fundição do corpo-de-prova em Ti c.p grau 2 (RMI Company, Ohio, EUA), o padrão de cera foi incluído no revestimento Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzhiem, Alemanha) proporcionado em 200 g de pó e 32 mL de líquido especial. Para a fundição do corpo-de-prova em Remanium CSe – Ni-Cr-Mo (Dentaurum, Pforzhiem, Alemanha) os padrões de cera foram incluídos em Castorit Super C (Dentaurum, Pforzhiem, Alemanha) proporcionado em 200 g de pó e 43 mL de líquido especial. Para a fundição do corpo-de-prova em Remanium 2000 – Co-Cr-Mo-W (Dentaurum, Pforzhiem, Alemanha), os padrões foram incluídos em Rema Exakt (Dentaurum, Pforzhiem, Alemanha) proporcionado em 200 g de pó e 28 mL de líquido especial.

Quarenta minutos após a inclusão, o anel de silicone e a base formadora de cadinho foram removidos. Após 2 horas da mistura, os blocos de revestimento foram levados ao forno EDG (EDG – São Carlos – Brasil) para eliminação da cera e sinterização do refratário.

O aquecimento para cada material foi à taxa de 5°C por minuto e as temperaturas de cada patamar foi programada de acordo com as instruções do fabricante (Tabelas 5, 6 e 7). O bloco de revestimento era aquecido no forno (Edgcon 3P – 1800, EDG-Equipamentos, São Carlos, SP) até a temperatura recomendada para fundição do Ni-Cr-Mo, e de Co-Cr-Mo-W e a liga metálica era fundida sob chama de gás/oxigênio. Em seguida o bloco de revestimento foi posicionado na máquina de fundição centrífuga convencional e efetuou-se a injeção do metal fundido. Para a fundição do corpo-de-prova em titânio c.p. (RMI Company, Ohio, EUA) empregou-se máquina de fundição Discovery – Plasma (EDG – Equipamentos, São Carlos, SP), por arco voltaico em atmosfera de gás argônio, que apresenta duas câmaras internas, 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. 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 para baixo, e devido à gravidade e à diferença de pressão

Material e Método

entre as duas câmaras, dada pelo argônio, o metal fundido era injetado no interior do molde, localizado na câmara inferior.

Após a fundição, cada peça foi removida do interior do refratário por meio de martetele pneumático (VH Equipamentos Médicos – Odontológicos e Acessórios Ltda – Araraquara - São Paulo – Brasil), em seguida foram jateadas com aparelho Basic Classic (Renfert GmbH, Alemanha) com partículas de 100 μm de óxido de alumínio, e radiografada (Figura 3) para avaliar a ocorrência de grandes poros. Os canais de alimentação foram cortados com disco de carborundum e em seguida os cilindros foram polidos com pontas de borracha para polimento de metal.



FIGURA. 3 – Raios-X da peça de Ti c.p. (RMI Company, Ohio, EUA).

Após o polimento, cada corpo-de-prova foi submetido à análise termodilatométrica, no equipamento Dilatômetro DIL 409 Netzch em atmosfera de ar numa taxa de aquecimento de 10°C/min. O Ti c. p. foi aquecido até 1550°C, o Co-Cr-Mo-W até 1160°C e o Ni-Cr-Mo até 1090°C, sendo obtidas as curvas de aquecimento. As temperaturas foram estabelecidas abaixo da temperatura de fusão dos materiais para prevenir danos ao equipamento.

Para realizar a estimativa da expansão térmica até a temperatura de fusão, foi utilizado o programa Origin 7.0 (OriginLab Corporation Northampton, MA, USA) que por meio de projeção da curva calcula a alteração dimensional correspondente à temperatura arbitrada. Assim foram estabelecidas as curvas para

Material e Método

as ligas de Ni-Cr-Mo (Remanium CSe - Dentauro, Pforzheim, Alemanha), Co-Cr-Mo-W (Remanium 2000 - Dentauro, Pforzheim, Alemanha) e Ti c.p. (Titânio c.p. grau 2 - RMI Company, Ohio, EUA)

4.2.2 Determinação da expansão de presa dos revestimentos

Para a obtenção da medida de expansão de presa, foram empregados três revestimentos, sendo um deles específico para fundição de titânio (Rematitan Plus – Dentauro, Pforzheim, Alemanha), e os outros para ligas de Co-Cr (Rema Exakt - Dentauro, Pforzheim, Alemanha) e Ni-Cr (Castorit Super C - Dentauro, Pforzheim, Alemanha) respectivamente. Cada refratário foi submetido a três variações na concentração do líquido especial, em 100%, 75% e 50% (Tabelas 2, 3 e 4), sendo $n = 10$.

Tabela 2: Proporção do Rematitan Plus (Dentauro, Pforzheim, Alemanha)

Concentração	Pó	Líquido especial	Água destilada
100%	15 g	2,4 mL	-----
75%	15 g	1,8 mL	0,6 mL
50%	15 g	1,2 mL	1,2 mL

Tabela 3: Proporção do Rema Exakt (Dentauro, Pforzheim, Alemanha)

Concentração	Pó	Líquido especial	Água destilada
100%	15 g	2,1 mL	-----
75%	15 g	1,575 mL	0,525 mL
50%	15 g	1,05 mL	1,05 mL

Material e Método

Tabela 4: Proporção do Castorit (Dentaurum, Pforzhiem, Alemanha)

Concentração	Pó	Líquido especial	Água destilada
100%	15 g	3,25 mL	-----
75%	15 g	2,4 mL	0,8 mL
50%	15 g	1,625 mL	1,625 mL

Para a medida da expansão de presa foi utilizado o instrumento de mensuração linear eletrônico (modelo GND, TESA – A.S. Manufactures of Precision Measuring Instruments – Reners – Suíça) (Figura 4), com sensibilidade de 1 μm .



FIGURA 4 – Instrumento de Mensuração Linear Eletrônico – TESA.

Um padrão metálico em forma de barra, com dimensões de 10 mm de espessura, 10 mm de largura e 50 mm de comprimento (Figura 5), foi moldado com silicona industrial Siqmol (Siquiplás, São Paulo, Brasil) (Figura 6). O padrão metálico foi fixado numa placa de vidro com um adesivo (Super - bonder), no centro de um tubo que apresentava mesmo comprimento do padrão (50 mm) e 30 mm de lado, o qual foi fixo à placa de vidro com cera 07 fundida. Após a mistura da base e do catalisador da silicona, o material foi vertido dentro do tubo envolvendo todo o padrão metálico (Figuras 7 e 8). Aguardava-se a presa de 24

Material e Método

horas do material de moldagem, recomendada pelo fabricante, o molde era removido do interior do tubo e o padrão metálico retirado, deixando uma cavidade com as mesmas dimensões.

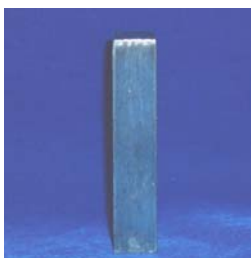


FIGURA 5 – Padrão metálico da Expansão de Presa.



FIGURA 6 – Sigmol.

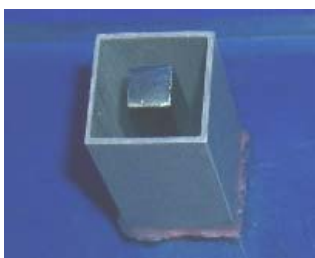


FIGURA 7 – Padrão metálico preparado para ser moldado.



FIGURA 8 – Molde do padrão metálico.

Em seguida o molde era fixo numa placa de vidro por meio de adesivo para polissulfeto-Permelaastic (Kerr Corporation – USA/ Labordental LTDA/ São Paulo), era pesado 15 g de revestimento em balança tipo romano (MARTE) com sensibilidade de 0,1 g e capacidade de 1610 g; e o líquido medido por meio de pipeta de vidro graduada em 5 mL (Pyrex- Indústria e Comércio Ltda). A concentração do líquido especial foi variada de 100%, 75% e 50% para cada refratário estudado, sendo as proporções de cada material descritas nas Tabelas 2, 3 e 4. Após o proporcionamento o pó foi aspergido ao líquido e espatulados á vácuo no equipamento Turbo Mix (EDG – Equipamentos, São Carlos, Brasil) por 30 segundos e vertido no molde.

Um anel metálico no mesmo comprimento, e diâmetro maior do que o molde era acomodado envolvendo-o de forma a ser um apoio para a lâmina de vidro que era colocada sobre o revestimento onde a ponta do transdutor de

Material e Método

deslocamento, que exercia uma força de 20 gf, ficou apoiada (Figuras 9 e 10). Assim, a medida inicial partia de um ponto fixo (zero), aguardava-se 2 horas e então a medida da expansão em μm era registrada(e).



FIGURA 9 – Instrumento medidor de deslocamento efetuando a medida do corpo de prova.



FIGURA 10 – Vista aproximada da ponta ativa do instrumento medidor de deslocamento.

Após o registro, o corpo-de-prova era retirado do molde cuidadosamente e medido empregando o Projetor de Perfil (Nikon – 6C, “NIPON KOGAKU K.K.”, Tóquio, Japão), sensível a 1 μm , obtendo-se a medida final (f_2) do corpo-de-prova.

Subtraindo-se a medida da expansão (e) do comprimento final (f_2) obtinha-se o comprimento inicial (f_1) e calculava-se a porcentagem de expansão de presa (E), segundo a Equação 1.

$$E\% = \frac{e \times 100}{f_1}$$

Equação 1

Material e Método

4.2.3 Avaliação da expansão térmica dos revestimentos

Para o ensaio de expansão térmica, corpos-de-prova cilíndricos, foram obtidos a partir do molde de um tubo cilíndrico com 50 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro.

Os passos para obtenção do molde foram semelhantes aos citados anteriormente. Após a presa do material de moldagem, a silicona industrial Sigmol (Siquiplás, São Paulo, Brasil), os revestimentos foram proporcionados conforme descrito no item 4.2.2, manipulados em espatulador a vácuo (Turbo Mix, EDG Equipamentos, São Carlos) por 30 segundos, vertidos no molde e em seguida, uma lâmina de vidro foi posicionada sobre o material para manter a superfície externa plana.

Após duas horas da mistura do material, os cilindros de revestimento foram retirados do molde, obtendo-se 3 corpos-de-prova de cada material em diferentes concentrações de líquido especial.

Em seguida, os cilindros foram medidos no sentido longitudinal por meio de Projeter de Perfil NIKON 6C (Nipon, Kogaku K. K. Japão), posicionados no forno Edgcon 3 P - 1800 (EDG - Equipamentos, São Carlos, Brasil) e sinterizados de acordo com as instruções do fabricante, como segue nas Tabelas 5, 6 e 7. Durante esse processo, substâncias gasosas (ex: amônia) foram liberadas para que não houvesse contaminação e viesse a causar danos ao dilatômetro. A seguir os corpos-de-prova foram levados ao dilatômetro Netzsch Dil 402 PC, à velocidade de 5°C/min até 800°C, resfriados à temperatura ambiente, e as curvas de aquecimento e resfriamento de cada material foram obtidas nas diferentes concentrações de líquido especial.

Tabela 5 – Programa de aquecimento do Rematitan Plus

	Temperatura 1	Temperatura 2	Temperatura 3	Temperatura de fundição
Temperatura	150° C	250° C	1000° C	430°C
Velocidade	5° C/min	5° C/min	5° C/min	_____
Patamar	90 min	90 min	60 min	_____

Material e Método

Tabela 6 – Programa de aquecimento do Rema Exakt

	Temperatura 1	Temperatura 2	Temperatura de fundição
Temperatura	250° C	1050° C	1050°C
Velocidade	5° C/min	5° C/min	
Patamar	60 min	60 min	

Tabela 7– Programa de aquecimento do Castorit

	Temperatura 1	Temperatura 2	Temperatura de fundição
Temperatura	250° C	950° C	200°C
Velocidade	5° C/min	5° C/min	
Patamar	60 min	30 min	

A análise das curvas de expansão térmica entre os grupos avaliados foi realizada empregando o programa Origin 7.0 (OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA). Duas abordagens foram realizadas: uma para estabelecer em que temperatura os revestimentos preparados nas diferentes concentrações de líquido especial atingem expansão total (presa + térmica) equivalente a do material Rematitan Plus preparado em concentração de 100% de líquido especial à temperatura de 430°C (grupo controle), e outra para determinar as temperaturas necessárias para obtenção da expansão total dos revestimentos, para compensação da contração de fundição do titânio projetada.

5 Resultado

5.1 Avaliação da expansão térmica por dilatométrica dos materiais metálicos

Na Figura 11 estão apresentadas às curvas de dilatação térmica dos materiais metálicos (% de expansão X temperatura).

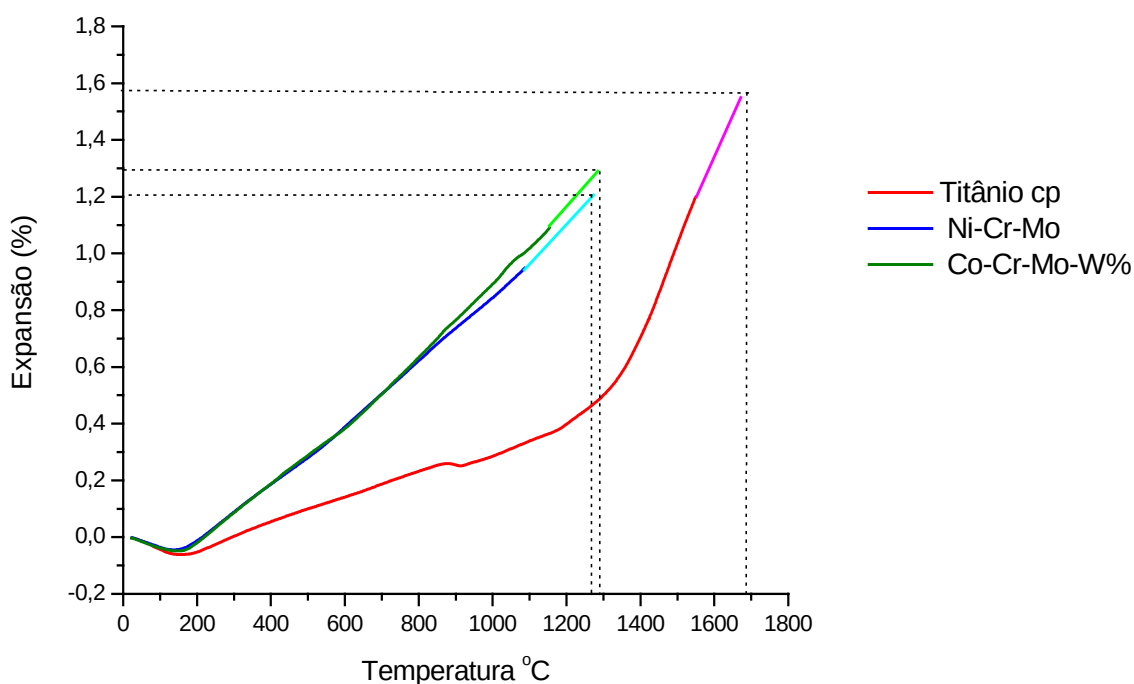


FIGURA 11 - Gráfico de expansão térmica dos materiais metálicos

Os ensaios de dilatométrica foram realizados até as temperaturas máximas de 1550°C (titânio cp), 1100°C (Ni-Cr-Mo) e 1150°C (Co-Cr-Mo-W), como medida de segurança do equipamento utilizado para as medidas, uma vez que se viesse a ocorrer à fusão dos metais durante o teste poderia ocorrer danos ao cadinho de platina, onde as amostras eram assentadas.

Por meio do programa Origin 7.0 (OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA) foi possível projetar a curva até a temperatura de fusão dos materiais, destacadas no gráfico (Figura 11), em tonalidades mais claras.

Resultado

Desta forma, na temperatura de 1680°C, estimada como a de “solidus” do titânio, a expansão projetada foi de 1,56%. Para a liga de Ni-Cr- Mo na temperatura de “solidus” estimada de 1260°C projetou-se à expansão de 1,2%, e a liga de Co-Cr-Mo-W, na temperatura de “solidus” de 1280°C projetou-se à expansão de 1,3%.

Os dados levantados podem apontar que os materiais devem apresentar valores de contração de fundição relativamente próximos, sendo a do titânio ligeiramente maior que a das ligas metálicas estudadas.

5.2 Expansão de presa dos revestimentos

A Tabela 8 apresenta a média de expansão de presa (%), e nas diferentes concentrações de líquido especial, para os revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C.

Tabela 8 – Valores médios de expansão de presa (%) e desvio padrão dos revestimentos Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C

Material	100%	75%	50%
Rematitan Plus	0,3362 (0,0105)	0,2105 (0,0294)	0,1340 (0,0109)
Rema Exakt	0,4114 (0,0389)	0,3402 (0,0484)	0,2414 (0,0314)
Castorit Super C	0,9100 (0,1094)	0,7341 (0,1185)	0,6150 (0,0884)

A Tabela 8 mostra que a expansão de presa é diretamente proporcional à concentração do líquido especial para os três revestimentos estudados e que os materiais apresentam diferentes percentuais de expansão, podendo ser observado que o revestimento Castorit Super C apresenta a maior

Resultado

média de expansão, o Rematitan Plus o menor e o Rema Exakt valor intermediário.

5.3 Expansão térmica dos revestimentos

Nas Figuras 12 a 21 estão apresentadas às curvas de aquecimento e resfriamento dos três revestimentos, preparados nas diferentes concentrações de líquido especial, nas quais pode ser observado que os materiais apresentam comportamento semelhante. Em geral o processo de expansão parece ser reversível e que se podem identificar dois picos de expansão, na faixa de 200°C a 250°C e entre 550°C e 600°C.

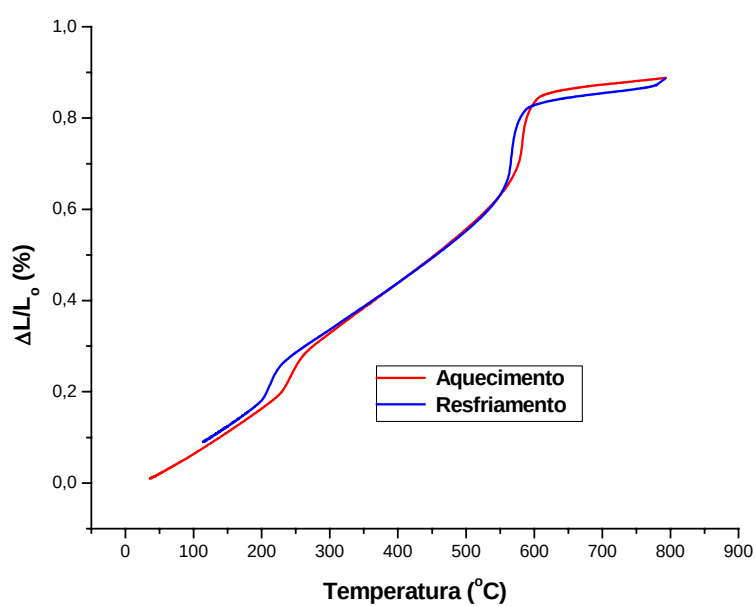


FIGURA 12. – Curvas de aquecimento e resfriamento do Rematitan Plus – 100%.

Resultado

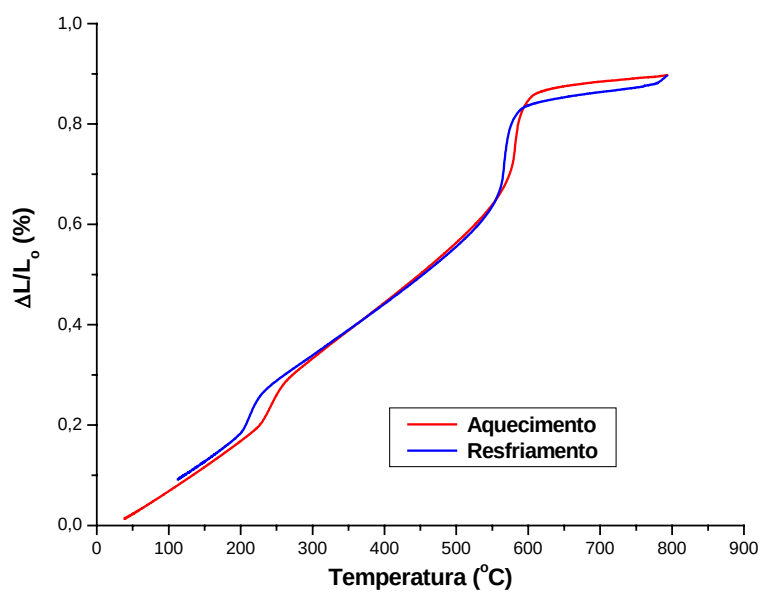


FIGURA 13 – Curvas de aquecimento e resfriamento do Rematitan Plus – 75%.

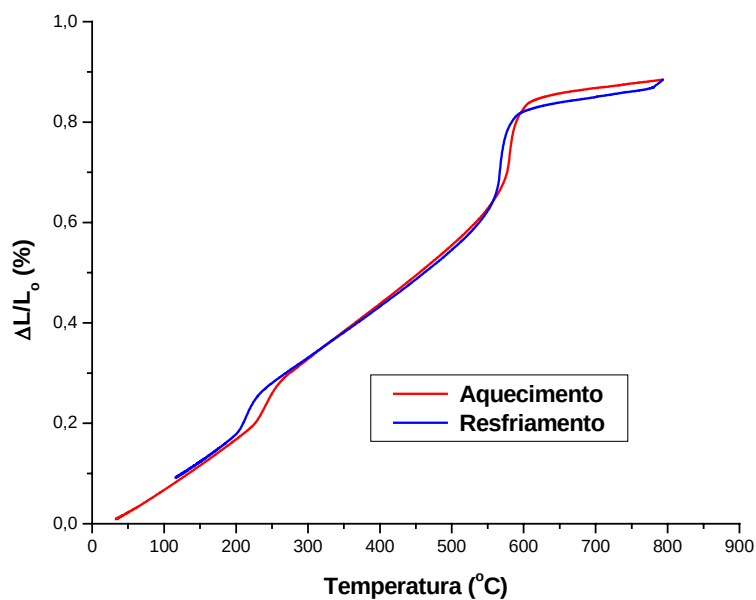


FIGURA 14 – Curvas de aquecimento e resfriamento do Rematitan 50%.

Resultado

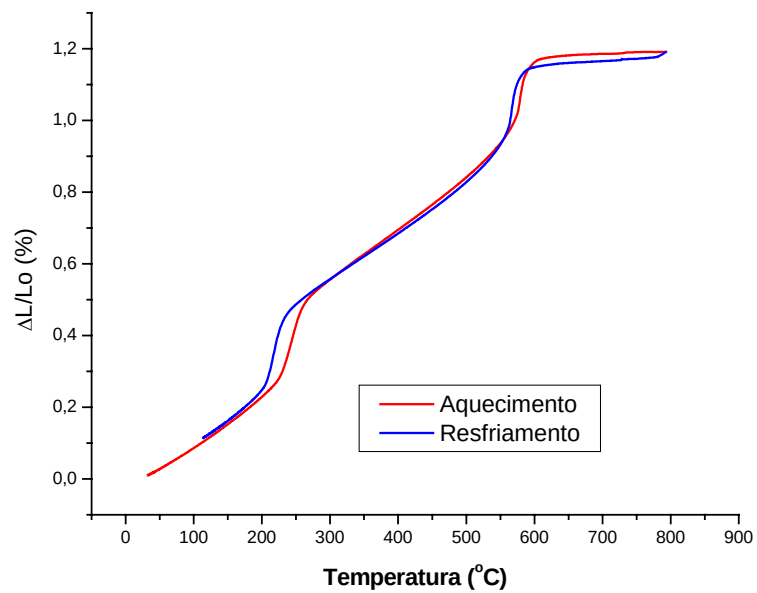


FIGURA 15 – Curvas de aquecimento e resfriamento do Rema Exakt – 100%.

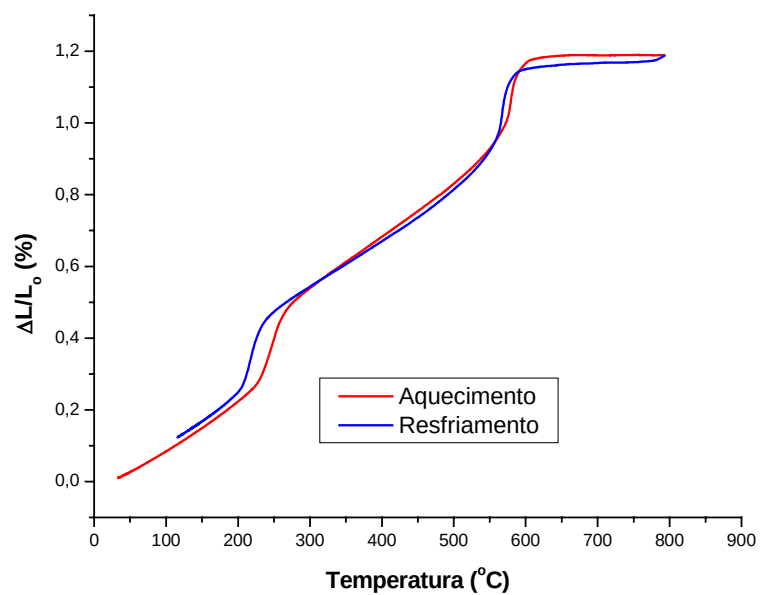


FIGURA 16. – Curvas de aquecimento e resfriamento do Rema Exakt – 75%.

Resultado

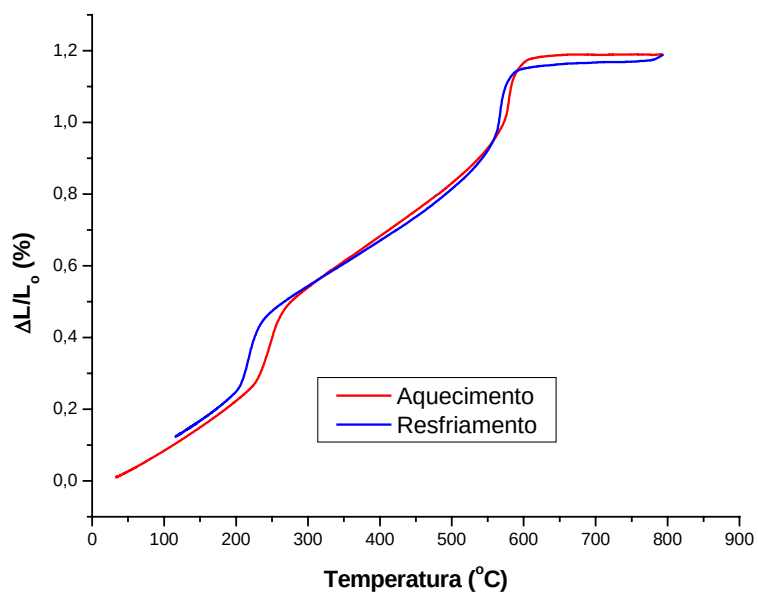


FIGURA 17 – Curvas de aquecimento e resfriamento do Rema Exakt – 50%.

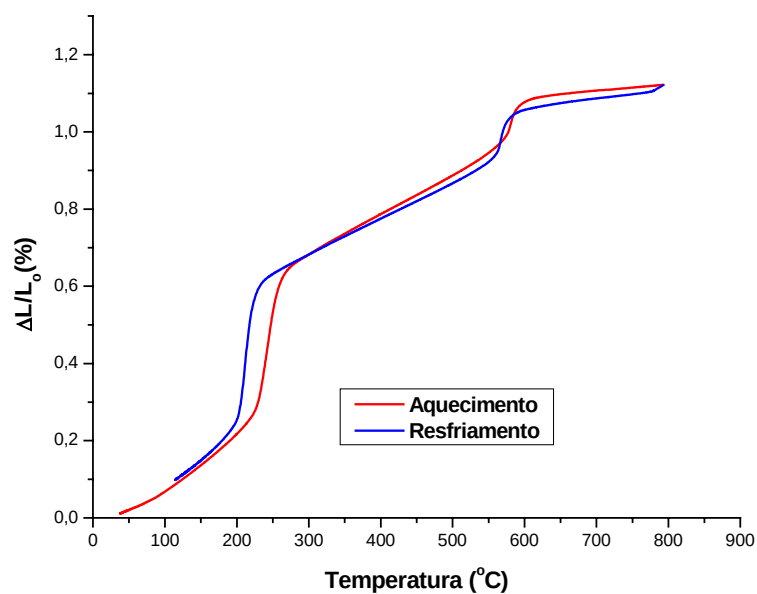


FIGURA 18 – Curvas de aquecimento e resfriamento do Castorit Super C – 100%.

Resultado

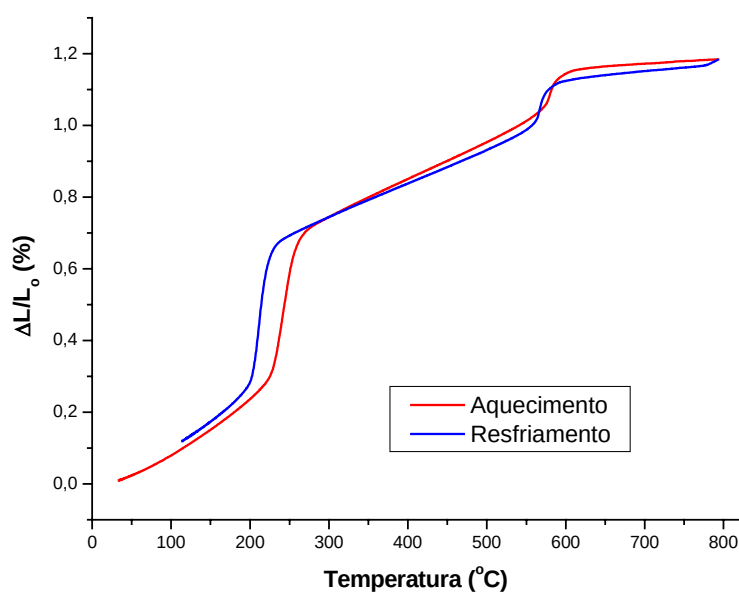


FIGURA 19 – Curvas de aquecimento e resfriamento do Castorit Super C – 75%.

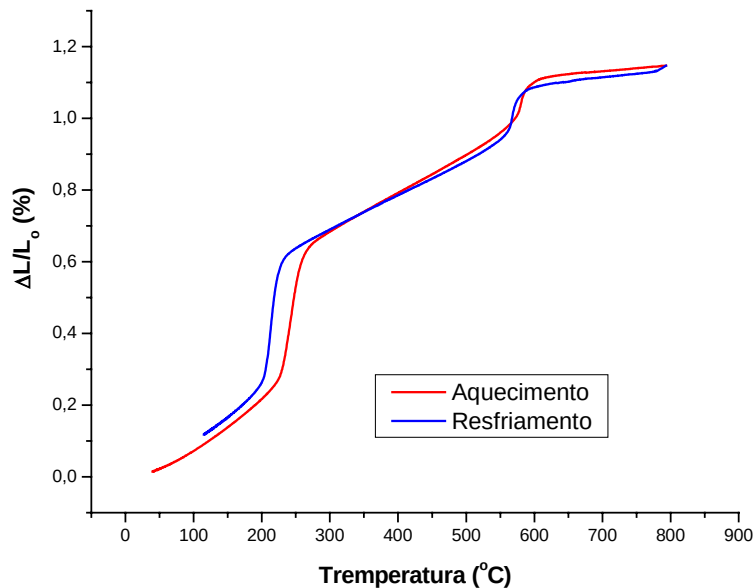


FIGURA 20. – Curvas de aquecimento e resfriamento do Castorit Super C – 50%.

Para permitir a comparação da expansão térmica dos revestimentos preparados nas diferentes concentrações de líquido especial, foi plotado um gráfico das curvas de resfriamento das possíveis combinações (Figura 21).

Resultado

Neste gráfico, é possível verificar que os revestimentos apresentam valores de expansão térmica máxima acima de 600°C.

Pode-se destacar que à temperatura de 750°C o revestimento Rematitan Plus mostra expansão térmica máxima de 0,86%, o Rema Exakt entre 1,12% e 1,16% e o Castorit Super C de 1,1% a 1,16%. Pode ser verificado, ainda, que os materiais parecem possuir diferentes proporções de cristobalita e quartzo, sendo o revestimento Castorit Super C o que deve apresentar o maior conteúdo de cristobalita e o Rematitan Plus o menor.

A concentração de líquido especial tem influência diferente em cada material. A expansão térmica do Rematitan Plus praticamente não é afetada pela concentração de líquido especial, ao contrário dos outros revestimentos, que podem ter expansão térmica ligeiramente maior quando preparados com concentrações mais elevadas de líquido especial.

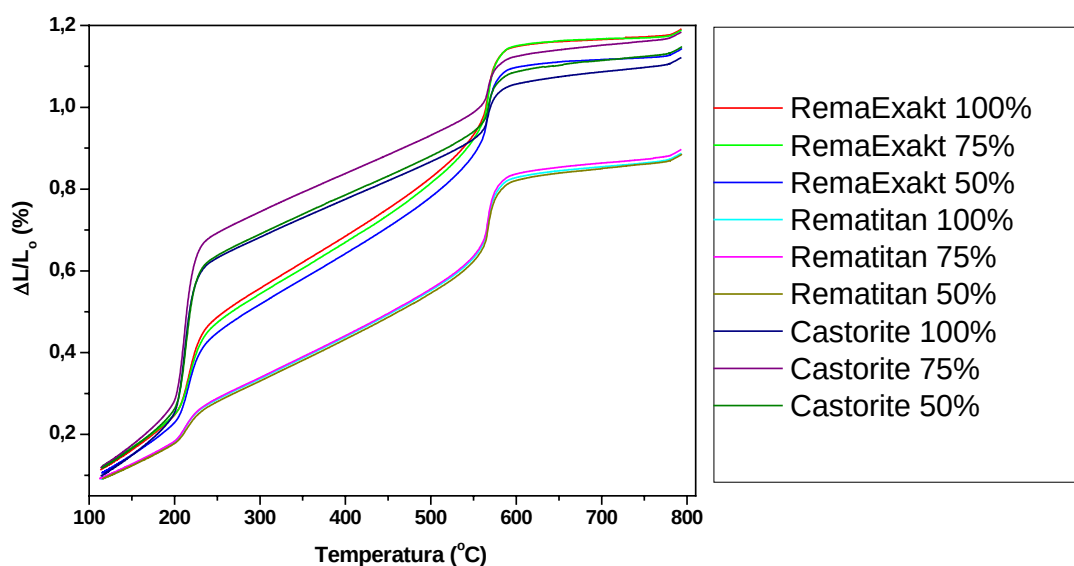


FIGURA 21 – Curvas de resfriamento dos revestimentos preparados nas diferentes concentrações.

Resultado

5.4 Expansão Total dos Revestimentos

Por meio do programa Origin 7.0 (OrigLab Corporation) foram somadas as médias de expansão de presa de cada revestimento às respectivas curvas de resfriamento, apresentadas na Figura 22.

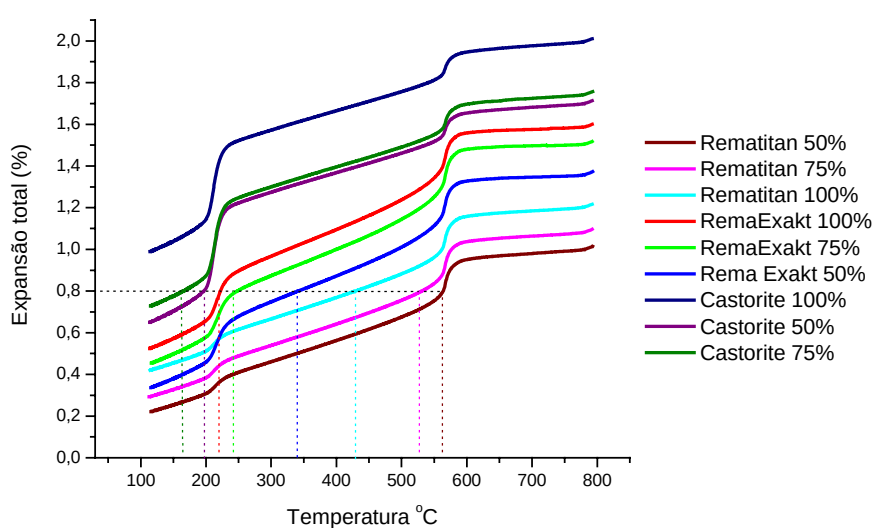


FIGURA 22 – Gráfico de expansão total (presa+térmica) dos revestimentos

Considerando como grupo controle o revestimento Rematitan Plus, utilizado segundo as instruções do fabricante, ou seja, preparado com líquido especial a 100% e com temperatura final do ciclo de aquecimento de 430°C, foram estabelecidas comparações com as demais condições.

O grupo controle atingirá expansão total de aproximadamente 0,8% e os revestimentos preparados nas demais condições obterão valor de expansão equivalente nas temperaturas apresentadas na Tabela 9.

Resultado

Tabela 9 – Temperaturas necessárias para obtenção de expansão total equivalente a do grupo controle

Material	100%	75%	50%
Rematitan Plus	430°C (controle)	530°C	560°C
Rema Exakt	220°C	240°C	340°C
Castorit Super C	Temp. ambiente	160°C	200°C

Em outra análise foi feita a simulação da expansão necessária para a compensação da contração de fundição.

Considerando que a contração térmica, que ocorre entre a temperatura de “solidus” e a temperatura ambiente é a mais representativa da contração de fundição, foi feita a comparação dos valores totais de expansão e a contração térmica do titânio, estimada em 1,56%.

Assim, na Figura 23, a seguir estão apresentadas as temperaturas em que deve ocorrer expansão equivalente a 1,56%.

O revestimento Rematitan Plus não é capaz de apresentar a expansão projetada em nenhuma das condições estudadas. O material Rema Exakt somente atinge a expansão de 1,56 % quando preparado com líquido concentrado (100%) e a fundição realizada à temperatura do molde de 620°C. Para o revestimento Castorit Super C, na concentração de 50% deve-se realizar a fundição à temperatura de 570°C; na concentração de 75% à 560°C e com líquido concentrado o molde deve estar à temperatura de 290°C.

Resultado

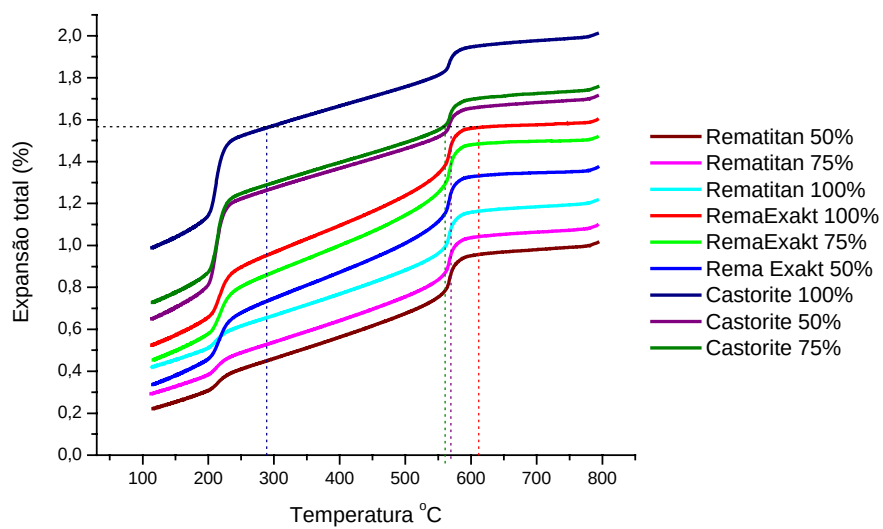


FIGURA 23 – Gráfico de expansão total e temperatura necessária para obtenção de expansão de 1,56% (contração térmica do titânio cp).

6 ***Discussão***

Para obter peças metálicas com adaptação marginal satisfatória, o objetivo maior da fundição é conseguir duplicar a estrutura dentária perdida com maior exatidão possível e para isso é de fundamental importância conhecer a contração de fundição e as técnicas de compensação da contração.

A contração durante a solidificação pode ser observada em três estágios: 1- Contração líquida, é uma contração térmica do metal liquefeito, que ocorre desde a temperatura na qual a liga é fundida até a temperatura inicial de solidificação; 2- contração de solidificação, que ocorre durante a passagem do estado líquido para o sólido; 3- contração sólida, que ocorre no metal já solidificado ao atingir a temperatura ambiente²⁶.

As duas primeiras contrações costumam ser expressas em porcentagem de alteração de volume, enquanto a contração sólida é expressa, geralmente, como porcentagem de contração linear, embora possa ser representada também por porcentagem de contração volumétrica²⁶.

As ligas podem consistir de um amplo número de diferentes fases, dependendo da composição e da temperatura, e um meio de representar isso é através do diagrama de fases, o qual indica a fase líquida⁵⁶.

No diagrama de fases, a linha que define a transição de puro líquido para a mistura de líquido e sólido é chamada de “*liquidus*” e a linha que separa a mistura de sólido e líquido do sólido é conhecida de “*solidus*”. O “platô” na curva de resfriamento de um metal é o período durante o qual o metal está solidificando, e quando o metal puro se solidifica a transformação de líquido para sólido ocorre a uma temperatura de solidificação. Todas as temperaturas acima do “platô” estão associadas a um metal fundido, e as que estão abaixo do “platô” estão associadas a um sólido, por isso, na área de “platô” de um metal o “*liquidus*” e o “*solidus*” são efetivamente um no mesmo ponto, a razão do “platô” é a liberação de energia (na forma de calor) durante o processo de solidificação, o qual mantém o metal numa temperatura constante⁵⁶.

Discussão

Earnshaw⁶ em 1958 determinou a contração de fundição de algumas ligas de Co-Cr usando um dispositivo que produzia fundições com mesma área de superfície e os resultados mostraram que uma expansão de aproximadamente 2,25% é requerida para compensar a contração de fundição da liga de Co-Cr. Já Mondelli²⁸ em 1995 relata que as diferentes composições das ligas apresentam variações na contração de fundição e salienta que a liga a base de Ni-Cr tem aproximadamente 1,96% de contração enquanto a liga de Pd-Ag 1,69%.

Em relação ao titânio os valores de contração estão ainda obscuros e necessitam ser determinados para que assim se empreguem revestimentos que apresentem expansão de presa e expansão térmica suficientes para compensá-la.

O titânio, antes de entrar em fusão, com a elevação da temperatura sofre uma transformação da estrutura metálica da forma α para a β . À temperatura ambiente apresenta uma estrutura cristalina hexagonal compacta, referida como fase α , que permanece até a temperatura de transformação de fases, a 883°C. Com aquecimento acima desta temperatura a estrutura assume uma forma cúbica de corpo centrado, denominada fase β ^{19, 41, 50}.

Embora o titânio puro apresente um ponto de fusão elevado de aproximadamente 1668°C seu coeficiente de expansão térmica é baixo em torno de ($8,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), quando comparado ao do paládio ($11,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), ao do dente ($12,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) e ao da porcelana ($14,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)^{1, 2, 19} e, portanto espera-se contração de fundição relativamente pequena.

Com base nos ensaios de dilatometria dos metais (titânio c.p; Ni-Cr-Mo; Co-Cr-Mo-W) realizadas no Dilatômetro DIL 409 Netzch, foi possível estimar a contração de fundição dos metais acima mencionados. O titânio apresentou uma expansão térmica projetada em 1,56% na temperatura de 1668°C, enquanto as outras ligas apresentaram valores de contração de fundição relativamente próximos, sendo o Ni-Cr-Mo com 1,2% numa temperatura de 1260°C e o Co-Cr-Mo-W com 1,3% em 1280°C.

Levando-se em consideração que a contração térmica que ocorre a partir da temperatura de “solidus” até a temperatura ambiente é o fator de maior

Discussão

relevância na contração de fundição do metal, pode-se inferir com base no ensaio de dilatométrica que a contração de fundição do titânio deve ser próximo ao valor projetado no gráfico apresentado na Figura 11.

Além disso, pode-se observar no gráfico plotado pelo programa Origin 7.0 (OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA) apresentado na Figura 11 que o titânio apresenta uma curva de expansão atípica com baixa expansão linear até 883°C onde ocorre um pico de expansão sugerindo que seja a conversão da fase α para a fase β , a partir dessa temperatura segue com expansão linear, enquanto as curvas do Ni-Cr-Mo e do Co-Cr-Mo-W, apresentam expansão linear ascendente. Assim, o titânio apresenta duas diferentes curvas de expansão, e portanto para cada fase (α e β) distintos coeficientes de expansão térmica.

Hung et al.¹³ 2004 apresentaram resultados próximos ao projetado nesse trabalho quando analisaram a expansão térmica e a discrepância marginal entre o titânio e o revestimento a base de magnésia com adição de zircônia, onde observaram que a menor discrepância ocorreu quando o refratário atingiu um pico de expansão térmica de 1,62%, sugerindo que a contração de fundição do titânio estaria próximo a esse valor.

Por outro lado, Nishimura et al.³² em 1990 avaliou o tamanho preciso de coroas totais, inlays e próteses removíveis fundidas em titânio com revestimentos de zircônia com 10 mol% de cálcio, quanto à expansão de presa, expansão térmica, expansão total e contração de fundição. A escolha do cálcio apresentou grande influência na expansão de presa e expansão térmica adicional. As estruturas fundidas com valores de 2% de compensação da contração de fundição foram obtidas com sucesso, assim a contração de fundição do titânio foi estimada entre 1,8 – 2%.

Blackman et al.⁴ em 1991 avaliaram alterações dimensionais em fundições odontológicas durante a confecção de armação de PPR em titânio puro e concluíram que as fundições de peças grandes de titânio puro apresentaram contração de 2,6% no plano horizontal e expansão de 1,8% no vertical. No sentido antero-posterior houve neutralidade dos resultados e na região de pré-molares houve contração de 1% que foi menor do que na região de molares (2,6%).

Discussão

Low e Mori²² procuraram 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). Os resultados mostraram uma alta correlação entre os valores de expansão térmica e precisão dimensional. O elevado coeficiente de correlação obtido nesse estudo mostrou que há uma positiva relação entre expansão térmica e precisão dimensional. Porém, para compensar a contração de fundição do titânio foi calculado o valor de 0,97% de expansão térmica. A sugestão de Luo et al ²³ em 2002 para a contração do titânio puro entre 1 e 1,1% foi a que mais se aproximou do valor calculado por Low e Mori²².

Porém é ainda evidente que uma das maiores dificuldades para fundição do titânio é encontrar um revestimento apropriado que seja capaz de resistir à temperatura do metal líquido (aproximadamente 1668°C) e compensar sua contração de fundição.

Com o advento das ligas alternativas, que apresentam temperatura de fusão mais elevada do que a do ouro verificou-se que a contração de solidificação é maior, exigindo, conseqüentemente, uma maior expansão do revestimento. Dessa forma, para compensar a contração de fundição da liga, pode-se recorrer à somatória de expansão de presa ou higroscópica com a térmica do revestimento²⁹.

A compensação da contração do metal é muito discutida por ser muito complicada e insubstanciada devido ao efeito combinado da somatória das expansões dos refratários³⁰.

Os revestimentos são muito complexos e consistem de uma carga refratária e um aglutinante. A carga em geral é sílica em forma de cristobalita, quartzo ou uma mistura de ambos, cujo propósito é promover resistência ao choque térmico e expansão térmica. O aglutinante constitui-se de um óxido de magnésio e um fosfato que é ácido em sua origem e que inicialmente era o ácido fosfórico, mas foi substituído por fosfato de monoamônia responsáveis pela reação de presa do revestimento¹.

Discussão

O fenômeno físico da expansão de presa normal, higroscópica ou térmica para os revestimentos fosfatados é o mesmo que ocorre com os revestimentos aglutinados por gesso com a diferença de que uma maior expansão pode ser alcançada pela manipulação do pó do revestimento com uma solução aquosa de sílica coloidal²⁶.

Além desse, outros fatores podem interferir na expansão de presa de revestimentos fosfatados, como a proporção de mistura²⁴, a extensão do forro no anel, condições de estocagem do material durante a presa^{7,14,18,34} tipo de forro⁸ e o tipo de anel^{20, 21, 25, 35}.

Fusayama¹¹ em 1964 e Morey²⁹ 1992 sugeriram que a expansão de presa do revestimento deve ser próxima a 0,05% para harmonizar com a expansão da cera, porém a quantidade exata da expansão desejável pode variar com os diferentes materiais (cera e revestimento)¹⁰.

Além do calor exotérmico da reação de presa expandir o padrão de cera, à medida que o revestimento endurece vai ganhando resistência suficiente para forçar as paredes proximais de um padrão de cera podendo causar alterações nas paredes finas desse padrão. Dessa forma, quanto mais mole for a cera, maior será a expansão de presa, porque as ceras moles podem ser rapidamente deformadas pela expansão do revestimento¹.

Por isso, Takahashi et al⁵³ em 1999 examinou o efeito do tipo de material do padrão na expansão de presa interna do revestimento, empregando cera macia, cera dura e resina acrílica autopolimerizável. Os resultados mostraram que em relação ao tipo de material do padrão, o revestimento apresentou expansão de forma não uniforme especialmente no sentido horizontal que provocou distorção do padrão; e a cera macia apresentou maior uniformidade do que a resina acrílica, sugerindo que a resina restringiu a expansão no sentido horizontal resultando em uma peça fundida não uniforme.

Comparando os valores de expansão interna, obtidos no estudo de Meiser et al.²⁷ entre 0,15% e 0,26%, com o valor da expansão volumétrica determinado por Marsaw et al²⁵ de 0,57% e com a expansão externa dada pelo fabricante de 1,15%, observou-se que a expansão de presa linear e a volumétrica

Discussão

foram menores do que a do fabricante, sugerindo que as medidas externas da expansão de presa não necessariamente refletem as alterações que ocorrem no local do padrão de cera⁹.

Sendo assim, em 1964 Earnshaw⁷ relatou o fato de que os refratários com baixa expansão de presa serem os menos afetados por forças de restrição, indicando que os revestimentos devem ter expansão de presa tão baixa quanto possível para produzir fundições mais precisas. Além disso, a restrição na expansão de presa não promoveu alteração na expansão térmica.

Morey²⁹ em 1992 afirmou que o revestimento deveria ter expansão térmica grande para promover compensação necessária para a contração de fundição das ligas de ouro. Sendo assim, revestimentos com alta expansão térmica e expansão de presa extremamente baixa são provavelmente o mais promissores para superar os problemas de distorção do padrão de cera pela expansão de presa.

Tendo em vista que a expansão de presa tem papel secundário na compensação da contração de fundição procurou-se avaliar o efeito da diluição do líquido especial na expansão de presa e térmica dos revestimentos, haja vista, que outros autores também empregaram a diluição do líquido^{9,14,15,24,40, 44, 47,48}.

De acordo com a Tabela 8 (pg 83) o Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) apresentou o menor valor de expansão de presa que variou entre 0,3362% (100%), 0,2105% (75%) e 0,1340% (50%), e o Castorit Super C (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) apresentou os maiores valores de expansão entre 0,9100% (100%), 0,7341% (75%) e 0,6150% (50%) e o Rema Exakt (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), apresentou valores intermediários de 0,4114% (100%), 0,3402% (75%) e 0,2414% (50%).

Os materiais empregados nesse estudo apresentam variações na composição. De acordo com as informações do fabricante, todos os materiais apresentam Óxido de Magnésia (MgO), Monoamônio Fosfato Dihidrogenado (NH₄H₂PO₄) e Sílica (SiO₂). O Rematitan Plus apresenta ainda 10 a 25% de Óxido de Alumínio (Al₂O₃) e o Rema Exakt até 1% de Óxido de Ferro (FeO₂). Porém, com base nos resultados desse estudo, é provável que além da variação da concentração dos componentes da composição haja também variação da

Discussão

quantidade do tipo de sílica (quartzo e cristobalita), que não é relatado pelo fabricante.

Com a proposta de avaliar os efeitos da solução de $\text{Mg}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$ em um revestimento experimental aglutinado por fosfato e sem amônia quanto expansão de presa, expansão térmica, análise por difração de raio X (XRD) e análise por dispersão de energia de raio X (EDX), Takashiba et al.⁵⁴ em 2002 mostraram que os materiais com menor conteúdo de MgO apresentaram os maiores valores de expansão de presa com 2,01% e 2,15% respectivamente. Já o material com maior conteúdo de MgO apresentou a menor expansão de presa com 0,06%. A expansão térmica não mostrou diferenças entre os materiais.

Confirmando os efeitos do líquido especial, no estudo desenvolvido por Pegoraro e Chiodi-Netto⁴⁰ (1979), dados da expansão de presa, higroscópica e térmica de um revestimento fosfatado foram confrontados com os resultados de fundições nas quais se empregou uma liga de níquel-cromo, e o revestimento Ceramigold com duas proporções do líquido especial: 100 e 90%. As diferentes proporções de líquido/água foram significantes em uma das medidas da fundição em relação ao troquel padrão.

Nogueira et al.³³ em 2004 avaliaram o efeito da proporção do líquido especial na adaptação marginal de coroas fundidas em titânio empregando revestimento Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha) e observaram que a diluição interferiu na adaptação sendo que a proporção de 100% do líquido especial propiciou melhor adaptação das coroas de titânio comercialmente puro, quando comparada com as obtidas com as concentrações de 75% e 50%. Isso se deve à presença de sílica coloidal no líquido especial, que ao ser diluída diminuiu a expansão de presa e conseqüentemente afetou a adaptação marginal.

Por outro lado, em 1963 Schnell et al.⁴⁴ compararam as fundições das ligas com os revestimentos estudados, com as fundições de ouro e o refratário à base de gesso. Algumas diluições de líquido especial também foram avaliadas (100%, 80%, 50%, 25% e 0%) e observa-se que em um dos materiais avaliados a diluição foi importante para diminuir a excessiva expansão e rugosidade.

Discussão

Analisando as Figuras 12 a 21, nesse estudo, as curvas de aquecimento e resfriamento dos revestimentos preparados nas diferentes concentrações de líquido especial, apresentaram comportamento semelhante. Com base nos gráficos, observou-se que o processo de expansão é reversível e há dois picos de expansão, sendo um aproximadamente 250° e o outro próximo a 600°C evidenciando que a composição dos refratários se baseia em cristobalita e quartzo.

O efeito da cristobalita ao ser comparado com o quartzo é claramente demonstrado, devido à inversão da cristobalita da forma α para a forma β que ocorre entre 200°C e 300°C, isso pode produzir uma expansão isotérmica de até 1,3%, enquanto o quartzo sofre a mesma conversão à temperatura de 575°C que causa expansão isotérmica de até 0,7%. Assim as curvas de expansão térmica do revestimento dão idéia da forma de sílica que está presente^{1,29,38}.

É possível observar pela intensidade dos picos de expansão que os materiais apresentam diferentes concentrações de cristobalita e quartzo. O Rematitan Plus apresenta o menor conteúdo de cristobalita e o Castorit Super C o maior, enquanto o Rema Exakt um conteúdo intermediário.

A expansão térmica sofre influência do conteúdo de sílica, pois na prática a expansão provavelmente ocorre como resultado da interferência dos cristais de sílica durante o aquecimento. Este efeito é acentuado se os materiais são misturados com a sílica coloidal presente no líquido especial¹⁵.

Para comparação da expansão térmica dos revestimentos preparados nas diferentes concentrações de líquido especial o gráfico que foi plotado com as possíveis combinações na Figura 21 mostrou que os revestimentos apresentam valores de expansão térmica ligeiramente maiores quando preparados em concentrações mais elevadas.

A concentração do líquido especial influencia diferentemente os materiais. O Rema Exakt e o Castorit Super C apresentaram diminuição da expansão térmica com a diminuição da concentração do líquido especial, enquanto o Rematitan Plus não sofreu alteração da expansão térmica com a diminuição da concentração do líquido especial.

Discussão

Assim é possível destacar que em aproximadamente 750°C o Rematitan Plus apresentou expansão térmica máxima de 0,86% em todas as condições. Por outro lado a do Rema Exakt variou de 1,12% a 1,16% entre as concentrações e do Castorit Super C de 1,1% a 1,16%, revelando que a sílica coloidal presente no líquido especial influenciou apenas o Rema Exakt e o Castorit Super C, ou seja, os resultados do Rematitan Plus não foram afetados pela diluição, enquanto os outros materiais sofreram alteração na expansão térmica com as diferentes concentrações de líquido especial.

Sôo et al.⁴⁷ avaliaram a expansão de presa e térmica do Rematitan, Rema Exakt e GC Fujivest nas concentrações de 0,25, 50, 75 e 100% de líquido especial para determinar a precisão de adaptação da peça fundida. Os resultados mostraram que a diluição do líquido especial não afetou a expansão de presa e conseqüentemente a expansão total, embora o fabricante relate que a expansão térmica é afetada com a variação na concentração do líquido especial⁴⁷.

Outro fator que pode interferir na expansão térmica nos revestimentos a base de quartzo é o tamanho das partículas, o tipo de aglutinante e a relação água/pó necessária para produzir uma mistura trabalhável¹.

Além disso, a taxa e ou o ciclo de aquecimento pode influenciar na expansão térmica. De fato, nesse estudo, os três revestimentos foram aquecidos pela mesma taxa de aquecimento, porém com diferentes ciclos como mostram as Tabelas 5, 6 e 7.

Papadopoulos e Axelsson³⁸ em 1990 procuraram determinar a influência de três taxas de aquecimento na expansão térmica de um revestimento fosfatado (Heravest Super), e concluíram que a maior taxa de aquecimento promove menor expansão, explicando que provavelmente o aquecimento rápido torna mais difícil a ocorrência de conversão do refratário da forma α para β .

Morey²⁹ em 1992 relatou que há uma grande dificuldade de fixar valores de expansão de presa e térmica do revestimento sob condições práticas, além disso, o padrão de cera e o anel de fundição oferecem alguma restrição para a expansão de presa e à expansão térmica, as quais são ainda desconhecidas.

Discussão

Há no mercado vários materiais específicos para fundição de titânio, entre eles o Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Alemanha), que nas condições recomendadas pelo fabricante (100% de líquido especial e temperatura de 430° do molde) apresentou expansão linear de presa em torno de 0,33% e expansão térmica de 0,47%, obtendo expansão total de 0,8% (Figura 22).

Considerando o Rematitan Plus com 100% de líquido especial na temperatura de 430°C como grupo controle, poder-se-ia buscar condições que alcançassem expansão total equivalente esse valor. O Rematitan Plus com 75% de líquido especial atingiram essa expansão total à temperatura de 530°C e o grupo de 50% de líquido especial alcançaria a expansão à 560°C. O Rema Exakt quando aquecido à 220°C, 240°C e 340°C nas respectivas concentrações de 100%, 75% e 50%, e o Castorit Super C na concentração de 100% poderia ser fundido à temperatura ambiente e a 75% e 50% alcançariam 0,8% de expansão total à temperatura de 160°C e 200°C respectivamente (Tabela 9 e Figura 22).

Por outro lado, a Figura 23, para comparação dos valores de expansão total com a contração do titânio estimada em 1,56% mostrou que o Rematitan Plus não apresenta expansão total suficiente para alcançar o valor estimado da contração do titânio em nenhuma das condições analisadas atingindo valor máximo de 1,1% a 600°C, na concentração de 100%.

Confirmando esta observação, outros trabalhos que utilizaram o revestimento Rematitan Plus demonstraram desajustes nas peças fundidas, Wolf et al.⁶⁴ em 1998 compararam a qualidade da margem em restaurações tipo inlay e onlay em fundições de ouro e titânio em 110 pacientes, 54 pacientes receberam 99 restaurações de titânio e 56 pacientes receberam 96 restaurações de liga áurea e os resultados mostraram que a precisão da adaptação foi melhor na liga áurea do que nas restaurações de titânio. Contreras et al.⁵ em 2002 e Sartori et al.⁴² em 2004 propuseram o tratamento da superfície interna das peças fundidas para proporcionar melhor qualidade de adaptação, por meio de eletroerosão.

Para o Rema Exakt, a temperatura de 620°C na concentração de 100% foi à única condição que atingiu a expansão de 1,56%. Porém, Takahashi et al.⁵² em 1990 obtiveram bons resultados em relação ao grau de adaptação de

Discussão

coroas de titânio fundidas com Rema Exakt à temperatura de 350°C. Ainda assim, a elevada temperatura inviabilizaria o processo de fundição, pois deve aumentar a camada de reação.

Quando é fundido em moldes com elevadas temperaturas, o titânio líquido reduz alguns óxidos dos revestimentos como SiO_2 , Fe_2O_3 e os elementos livres principalmente Si, O, P e Fe se dissolvem dentro do metal fundido, afetando o processo de solidificação e microestrutura das peças fundidas.^{3,31,39,61}

Mori et al.³⁰ em 1994 procuraram determinar o melhor procedimento laboratorial para fundir coroas de titânio e medir a expansão térmica de três revestimentos, sendo dois a base de SiO_2 , o Rematitan (B) e Titanvest CB (C), e um refratário a base de $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{MgO}$ o Taivest (A). A temperatura do molde (A) foi de 350°C e dos outros dois B e C foi de 200° C e 600°C e observaram que as expansões térmicas dos revestimentos A e B foram semelhantes. 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 a base de sílica é difícil devido à reação do Ti com o molde. A baixa temperatura do molde recomendado não permitiu 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.

Analisando a reatividade entre o revestimento e o titânio assim como a ocorrência de porosidade interna pela adição de zircônia no revestimento a base de magnésia Hung et al.¹³ em 2004 mostraram que a temperatura de 800°C apesar de aumentar a expansão térmica que favoreceria a compensação da contração de fundição, aumentou a camada de reação nos revestimentos fosfatados.

O Castorit Super C apresentou em todas as concentrações de líquido o valor necessário para compensar a contração do titânio nas temperaturas de 290°C, 560°C e 570°C respectivamente nas concentrações de 100%, 75% e 50%. Isso, provavelmente, se deve ao fato de haver grande quantidade de cristobalita em sua composição. Porém o elevado valor de expansão de presa deve

Discussão

ser criteriosamente avaliado, pois pode ser causa de distorção do padrão de cera como citam alguns autores^{11,29}.

Como relatado anteriormente o Castorit Super C apresenta maior conteúdo de cristobalita em relação ao de quartzo, o que pode influenciar o resultado da fundição.

Takahashi et al.⁵¹ 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 de quartzo e cristobalita, fosfato de amônia monobásico e óxido de magnésia, misturados com solução de sílica coloidal a 20%. Os resultados mostraram que nos grupos onde utilizou o quartzo como refratário associado a 20% de aglutinante houve melhor fusibilidade, além disso, foi verificado menor dureza nas peças fundidas em moldes à base de quartzo, assim como nos refratários com menor concentração de magnésia no aglutinante.

Outra observação relevante é a baixa temperatura empregada (290°C) para o Castorit Super C na concentração de 100% que pode interferir na fusibilidade do titânio, já que a baixa densidade e a diferença de temperatura entre o metal fundido e o revestimento dificultaria o preenchimento do molde. Oliveira³⁷ em 2004 avaliou o efeito de diferentes temperaturas na fusibilidade do titânio e observou que o aumento da fluidez é diretamente proporcional ao aumento da temperatura.

Tendo em vista que os revestimentos convencionais causam extensas camadas de reação nas fundições de Ti quando empregados em elevadas temperaturas para compensar a contração de fundição, o desenvolvimento de técnicas de inclusão talvez possa viabilizar o uso de revestimento fosfatado para titânio^{3,60}.

Em 2002 Luo et al.²³ avaliaram a técnica de inclusão que associa pasta de zirconita aplicada sobre o padrão de cera previamente à inclusão em revestimento fosfatado. Os resultados do ensaio de microdureza Knoop's mostraram que a espessura da camada de reação do titânio fundido foi significativamente reduzida pela técnica de inclusão com zirconita, ou seja, com a

Discussão

diminuição da dureza na superfície conclui-se que houve redução da camada de reação.

Um estudo detalhado da zona de contaminação com Si, P, O nas fundições de Ti, e análise das fases que a formaram sobre a superfície de fundição foi realizado em 1999 por Papadopoulos et al.³⁹ com um revestimento convencional fosfatado a base de SiO_2 , (grupo A), e o grupo B empregando uma camada de ZrO_2 antes de incluir com o mesmo material fosfatado. Os resultados da mostraram que o grupo A apresentou alta reatividade entre o Ti e o revestimento, o que não ocorreu com o grupo B.

Além dos aspectos aqui relacionados, muitos estudos são necessários para obter-se materiais refratários que sejam capazes de proporcionar expansão de presa mínima que somada à expansão térmica sejam suficientes para compensar a contração de fundição do titânio e suas ligas.

Com base apenas nesses resultados não é possível recomendar materiais e técnicas para a fundição precisa do titânio. Importantes questões necessitam ser avaliadas, como por exemplo, o efeito de cada combinação material X temperatura sobre a camada de reação resultante, preenchimento do molde, adaptação marginal entre outros.

Em vista disso, os estudos precisam ser ampliados para estabelecer uma técnica de fundição que promova Níveis de adaptação marginal adequada clinicamente, com o mínimo de contaminação e com custo acessível, pois o titânio é um material abundante na natureza, biologicamente compatível e de baixo custo.

7 Conclusão

Com base nos resultados desse e considerando-se as limitações desse estudo foi possível concluir que:

- as ligas de Co-Cr-Mo-W e Ni-Cr-Mo apresentaram curva de expansão linear semelhantes entre si, enquanto o Ti c.p. mostrou curva de expansão atípica; tendo sido a contração de fundição do titânio, foi estimada em 1,56%, a do Co-Cr-Mo-W 1,3% e a do Ni-Cr-Mo 1,2%;
- os revestimentos (Rematitan Plus, Rema Exakt e Castorit Super C) mostraram que a expansão de presa é diretamente proporcional à concentração de líquido especial, apresentando diminuição dos valores percentuais de expansão com a diminuição da concentração do líquido especial;
- a concentração de líquido especial influenciou diferentemente a expansão térmica de cada material. A expansão térmica do Rematitan Plus, praticamente não foi afetada pela concentração do líquido especial, ao contrário dos outros revestimentos, que apresentaram expansão térmica menor quando preparados com baixa concentração de líquido especial;
- o Rematitan Plus não mostrou expansão total suficiente para compensar a contração de fundição projetada para o titânio, em nenhuma das condições avaliadas;
- o Rema Exakt alcançou expansão total equivalente ao valor de contração estimado apenas na concentração de 100% à temperatura de 620°C; enquanto o Castorit Super C atingiu expansão total necessária em todas as condições (100% à 290°C, 75% à 560°C e 50% à 570°C).

8 Referências

1. ANUSAVICE, K.J. **Materiais dentários de Phillips**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara – Koogan, 1998. 412p.
2. ASGAR, K. Casting metals in dentistry: Pas- present- future. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v.2, n.1, p.33-43, Aug. 1988.
3. ATWOOD, R.C.; LEE, P.D.; CURTIS, R.V. Modeling the surface contamination of dental titanium investment castings. **Dent. Mater.** Copenhagen, 2004. Disponível em: <[http:// www.periodicos.capes.org.br](http://www.periodicos.capes.org.br)>. Acesso em: 25 out. 2004.
4. BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; TRAN, C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. **J.Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.65, n.2, p.309-315, Feb. 1991.
5. CONTRERAS, E.F.R. et al. Fit of cast commercially pure titanium and Ti6Al4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.5, p.467-472, Nov. 2002.
6. EARNSHAW, R. The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 3, p. 159-170, June 1958.
7. EARNSHAW, R. The effect of restreictive stress on the setting expansion of gypsum bonded investment. **Aust. Dent. J.** Sydney, v.9, p.169-176, June 1964.
8. EARNSHAW, R. The effect of casting ring liners on the potential expansion of a gypsum-bonded investment. **J. Dent. Res.** Chicago, v.67, n.11, p.1366-1370, Nov. 1988.

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

Referências

9. ENGLER, R.A. et al. Multidimensional internal setting expansion of a phosphate-bonded casting investment measured with strain gauges. **J.Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.63, n.3, p.353-358, Mar. 1990.
10. FUSAYAMA, T. Factors and technique of precision casting – part I. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.9, n.3, p.468-485, May/June 1959.
11. FUSAYAMA, T. Synthetic study on precision dental casting. **Bul. Tokyo Med. Dent. Univ.**, Tokyo, v.11, p. 165-205, June 1964.
12. HERO, H.; SYVERUD, M.; WAARLI, M. Mold filling and porosity in casting of titanium. **Dent Mater.**, Copenhagen, v. 9, n. 1, p. 15-18, Jan. 1993.
13. HUNG, C.-C et al. Pure titanium casting into zirconia – modified magnesia – based investment molds. **Dent. Mater.** Copenhagen, v.20, n.9, p.846 – 851, Nov. 2004.
14. HUTTON J.E.; MARSHALL G.W. The expansion of phosphate bonded investments: part I – setting expansion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.70, n.2, p. 121- 125, Aug. 1993.
15. HUTTON J.E.; MARSHALL G.W. Expansion of phosphate – bonded investments: part II – thermal expansion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n.2, p.127 – 131, Feb. 1995.
16. JANG, K. S.; YOUN, S. J.; KIM, Y. S. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 93-98, July 2001.
17. JONES, T. K. et al. Dental implications of nickel hypersensitivity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 56, n. 4, p. 507-509, Oct. 1986.
18. LACY A.M.; FUKUI, H.; JENDRESEN, M.D. Three factors affecting investment setting expansion and casting size. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.49, n.1, p.52-58, Jan. 1983.
19. LAUTENSCHLAGER, E. P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, London, v. 43, n.3, p. 245-253, Jun. 1993.

Referências

20. LLOYD, C.H. et al. Measurement of the setting expansion of phosphate-bonded investment materials: part I – development of the casting ring test. **J.Oral Rehabil.**, Oxford, v.31, n.7, p.695-702, July 2004.
21. LLOYD, C.H. et al. Measurement of the setting expansion of phosphate-bonded investment materials: part II-an evaluation of the casting ring test at 10 laboratories. **J.Oral Rehabil.**, Oxford, v.31, n.7, p.703-709, July 2004.
22. LOW, D.; MORI, T. Titanium full crown casting: thermal expansion of investments and crown accuracy. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.15, n.3, p. 185-190, May 1999.
23. LUO, X.P. et al. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.18, n.7, p.512-515, Nov. 2002.
24. MAHLER, D.B.; ADY, A.B. The influence of various factors on the effective setting expansion of casting investments. **J.Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.13, n.2, p.365-373, Mar./Apr. 1963.
25. MARSAW, F. A. et al. Internal volumetric expansion of casting investment. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.52, n.3, p. 361-366, Sept. 1984.
26. MENDES, L.L.; SUGA, R.S.; MONDELLI, J. Inclusão e fundição. In: Mondelli, J. **Restaurações fundidas: procedimentos técnicos e clínicos**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1993. cap.6, p. 82 – 108.
27. MEISER Jr, E. T. et al. Internal setting expansion of dental casting investment measure with strain gauges. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 53, n. 6, p.870 – 873, June 1985.
28. MONDELLI, J. **Ligas alternativas para restaurações fundidas**. São Paulo: Panamericana, 1995.
29. MOREY, E.F. Dimensional accuracy of small gold alloy castings. Part 3. Gypsum-bonded investment expansion. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.37, n.1, p.43-54, Feb. 1992.
30. MORI, T. et al. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.39, n. 6, p.348 – 352, Dec. 1994.

Referências

31. NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the USA. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.
32. NISHIMURA, F. et al. Casting accuracy and shrinkage of titanium castings made with zirconia investments. **Shika Zairyo Kikai**, v.9, n.6, p.850 – 857, Nov. 1990.
33. NOGUEIRA, F. et al. Adaptação marginal de coroas de titânio. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v.18, supl., p.77, set. 2004.
34. NOLASCO, G. A. B.; LAGO, F. P. Estudo da Expansão higroscópica de alguns revestimentos para fundições. **Rev. Gaúcha Odontol.**, Porto Alegre, v.23, n.2, p. 97-100, abr./ jun. 1975.
35. NOLASCO, G. A. B.; MORAES, N. E.; LAGO, F. P. Expansão de presa de alguns revestimentos para fundições em anel de borracha. **Rev. Gaúcha Odontol.**, v. 23, n. 4, p. 257-260, out./dez. 1975.
36. OHKUBO, C. et al. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. **Biomaterials**, Guilford, v. 21, n. 4, p. 421-428, Feb. 2000.
37. OLIVEIRA, P.C.G. **Influência da temperatura fina do ciclo de aquecimento do revestimento na fluidez e na resistência à tração do Ti c.p. e da liga de Ti-6Al-4V**. 2003. 115f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
38. PAPADOPOULOS, T.; AXELSSON, M. Influence of heating rate in thermal expansion of dental phosphate – bonded investment material. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 98, n. 1, p. 60 – 65, Feb. 1990.
39. PAPADOPOULOS, T.; ZINELIS, S.; VARDAMOULIAS, M. A metallurgical study of the contamination zone at the surface of dental Ti castings, due to the phosphate – bonded investment material: the protection efficacy of a ceramic coating. **J.Mater. Sci.**, Norwell, v. 34, p. 3639 – 3646, 1999.
40. PEGORARO, L.F.; CHIODI NETTO, J. Avaliação das expansões de presa, higroscópica e térmica, de três revestimentos à base de fosfato.

Referências

- Parte I. Avaliação da expansão livre dos revestimentos (presa higroscópica e térmica). **Ars. Curandi Odontol.**, Rio de Janeiro, v.6, n. 1, p.16-24, abr. 1979.
41. ROCHA, S.S. **Efeito de tratamentos térmicos na resistência à tração e na dureza vicker's do Ti c.p. e da liga de Ti-6Al-4V**. 2002. 138f. Tese (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.
 42. SARTORI, I.A. M. et al. In vitro comparative analyses of the fit gold alloy or commercially pure titanium implant – supported protheses befor and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.92, n.2, p.132-138, Aug. 2004.
 43. SCHMALZ, G.; GARHAMMER, P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 18, n. 5, p. 396-406, July 2002.
 44. SCHNELL, R. J.; MUMFORD, G.; PHILLIPS, R. W. An evaluation of phosphate bonded investments used with a high fusing gold alloy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.13, n.2, p. 324 – 336, Mar./Apr. 1963.
 45. SHIBUYA, M. et al. Anisotropic expansion in gypsum-bonded cristobalite investment mold. **Dent. Mater.J.**, Tokyo, v.16, n.1, p.48-59, June 1997.
 46. SKINNER, E. W. The role of investments setting expansion in gold compensation castin techniques. **Dent. Cosmos**, Philadelphia, v.75, p. 1009-1018, Oct.1933.
 47. SOO, S.; PALMER, R.; CURTIS, R. V. Measurement of the setting and termal expansion of dental investments used for the superplastic forming of dental implant superstructures. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 17, n. 3, p.247-252, Aug. 2001.
 48. SOO, S. et al. The longitudinal accuracy of fit of titanium implant superstructures superplastically formed on investment models. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 20, n.3, p. 269-276, Mar. 2004.

Referências

49. SYVERUD, M.; HERO, H. Mold filling of Ti casting using investments with different gas permeability. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 11, n. 1, p. 14-18, Jan. 1995.
50. TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti alloys for dental casting. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 5, n. 1, p. 45-50, Jan. 1989.
51. TAKAHASHI, J.; ZHANG, J. Z.; OKAZAKI, M. Castability and surface hardness of titanium cast plates obtained from experimental phosphate-bonded silica investment molds. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 12, n. 2, p. 238-244, Dec. 1993.
52. TAKAHASHI, J. et al. Casting pure titanium into commercial phosphate – bonded Si O₂ investments molds. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 69, n. 12, p.1800 – 1805, Dec. 1990.
53. TAKAHASHI, J. et al. Nonuniform vertical e horizontal setting expansion of phosphate – bonded investment. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 4, p. 386-391, Apr. 1999.
54. TAKASHIBA, S.; ZHANG, Z.; TAMAKI, Y. Experimental ammonium-free phosphate-bonded investment using MG(H₂PO₄)₂ solution. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.21, n. 4, p. 322-331, Dec. 2002.
55. VALLITTU, P. K.; KOKKONEN, M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 4, p. 412-419, Oct. 1995.
56. VAN NOORT, R. The structures of metals and alloy. In: _____. **Introduction to dental materials**. London: Mosby, 1994. cap.4, p.25-31.
57. VIEIRA, D.F. **Metais e ligas metálicas: noções básicas para dentistas**. 2. ed. São Paulo: Blücher, 1967.
58. VIEIRA, D.F. Fundições. **Rev. Gaúcha Odontol.**, Porto Alegre, v.27, n. 2, p.98 – 101, abr./ jun. 1979.
59. WANG, R. R.; BOYLE, A. M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n. 3, p. 275-276, Sept. 1993.

Referências

60. WANG, R. R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 6, p. 401-408, June 1996.
61. WANG, R. R.; WELSCH, G. E.; CASTRO-CEDENO, M. Interfacial reactions of cast titanium with mold materials. **Int. J. Prosth.**, Lombard, v.11, n.1, p.33-43, Jan. / Fev. 1998.
62. WATAHA, J. C. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 2, p. 223-234, Fev. 2000.
63. WATANABE, I. H. et al. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 76, n. 3, p. 773-779, Mar. 1997.
64. WOLF, B. H. et al Margin quality of titanium and high gold inlays and onlays – a clinical study. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 14, n. 5, p. 370 – 374, Sept. 1998.
65. WU, M. et al. Computer aided prediction and control of shrinkage porosity in titanium dental castings. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 14, n. 5, p.321 – 328, Sept. 1998.
66. ZINELIS, S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 5, p. 575-582, Nov. 2000.

Anexos

TABELA ANEXO A1 – Valores originais da expansão de presa (%) do Rematitan Plus.

Corpos de Prova	Diferentes Concentrações do Rematitan Plus		
	100%	75%	50%
I	0,413%	0,206%	0,145%
II	0,393%	0,228%	0,144%
III	0,373%	0,227%	0,123%
IV	0,373%	0,185%	0,124%
V	0,414%	0,270%	0,123%
VI	0,506%	0,205%	0,145%
VII	0,242%	0,227%	0,124%
VIII	0,202%	0,206%	0,124%
IX	0,223%	0,186%	0,144%
X	0,223%	0,165%	0,144%
Média	0,3362%	0,2105%	0,1340%

Anexos

TABELA ANEXO A2 – Valores originais da expansão de presa do Rema Exakt.

Corpos de Prova	Diferentes Concentrações do Rema Exakt		
	100%	75%	50%
I	0,456%	0,393%	0,228%
II	0,414%	0,350%	0,207%
III	0,455%	0,268%	0,228%
IV	0,414%	0,309%	0,284%
V	0,373%	0,372%	0,228%
VI	0,374%	0,352%	0,227%
VII	0,353%	0,290%	0,310%
VIII	0,415%	0,291%	0,248%
IX	0,393%	0,363%	0,227%
X	0,467%	0,414%	0,227%
Média	0,4114%	0,3402%	0,2414%

Anexos

TABELA ANEXO A3 – Valores originais da expansão de presa do Castorit Super C.

Corpos de Prova	Diferentes Concentrações do Castorit Super C		
	100%	75%	50%
I	0,847%	0,722%	0,454%
II	0,762%	0,763%	0,452%
III	0,825%	0,720%	0,642%
IV	0,785%	0,700%	0,640%
V	0,868%	0,601%	0,639%
VI	0,903%	0,516%	0,661%
VII	1,048%	0,908%	0,619%
VIII	0,991%	0,805%	0,683%
IX	1,040%	0,887%	0,661%
X	1,013%	0,719%	0,699%
Média	0,908%	0,734%	0,6150%

FERREIRA, A.R. Estudo da dilatométrica do titânio e das expansões de presa e térmica de revestimentos fosfatados. 2004. 125 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral - Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

Resumo

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

Resumo

molde de silicone (Siquimol) com cavidade de 50 mm X 10 mm X 10 mm. Uma lâmina de vidro e o apalpador (Tesa) foram assentados sobre a amostra e após 2 horas a expansão de presa foi registrada (Se). A distância entre as extremidades foi medida em Projetor de Perfil (Nikon – 6C), e o comprimento inicial (Li) da amostra foi determinado. A expansão de presa (%) foi calculada por: $(Se/Li) \times 100$. Para o ensaio de expansão térmica, corpos de prova cilíndricos, com 50 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro foram obtidos e levados ao dilatômetro Netzsch Dil 402 PC, à velocidade de 5°C/min. até 800°C, e registrado o percentual de expansão em cada concentração. Com base nas expansões de presa e térmica, a contração de fundição do titânio foi estimada em 1,56%. Os resultados mostraram que houve diminuição da expansão de presa com a diluição do líquido especial e essa diluição afetou diferentemente a expansão térmica dos materiais. O Rematitan Plus foi o único material que não sofreu influência da diluição do líquido na expansão térmica, além disso, esse material não foi capaz de alcançar a expansão projetada em nenhuma das condições estudadas. O Rema Exakt somente atingiu a expansão de 1,56% na concentração de 100% à temperatura de 620°C, o Castorit Super C apresentou expansão suficiente para compensar a contração do Ti c.p. em todas as concentrações, nas temperaturas 200°C para 50%, 160°C em 75% e temperatura ambiente para a concentração de 100%.

Palavras-chave: 1 - revestimento para fundição, 2 - titânio.

FERREIRA, A.R. Study of the dilatometry of titanium, setting and thermal expansions of phosphate-bonded investment materials, 2004. 125 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

ABSTRACT

This study evaluated the thermal expansion of the metallic materials titanium c.p. (RMI Company, Ohio, USA), Co-Cr-Mo-W (Dentaurum, Pforzheim, Germany) and Ni-Cr-Mo (Dentaurum, Pforzheim, Germany) to estimate the casting shrinkage of titanium and determine the setting and thermal expansion of phosphate-bonded investment materials. This investment used were Rematitan Plus (Dentaurum, Pforzheim, Germany), specific for titanium, Rema Exakt (Dentaurum, Pforzheim, Germany) and Castorit Super C (Dentaurum, Pforzheim, Germany). Each concentration of special liquid/distilled/water was varied in which ratio by 100%, 75% and 50%. This aim of this study was to determine what liquid concentration and temperature the overall expansion could be enough to compensate the casting shrinkage. For the dilatometry of the metals, wax patterns (14 mm X 7 mm) were made, attached to sprue, mounted in and mounted on crucible formers and included in 100% of special liquid. The invested patterns were heated in a burnout EDG (EDE – São Carlos – Brazil). Ti c.p. was casting in the machine Discovery - Plasma (EDG - Equipments, São Carlos, SP), and the other alloys were casting in a conventional centrifugal casting machine. After polishing, the samples were analyzed and the thermal expansion was recorded in the equipment Dilatômetro DIL 409 (Netzch) in air's atmosphere, in a rate of heating of 10°C/min. The Ti c.p. was heated up to 1550°C, the Co-Cr-Mo-W up to 1160°C and Ni-Cr-Mo up to 1090°C. For measurement of the vertical setting expansion, those investments were mixed with special liquid and invested into silicone moulds of the metal pattern (50 mm x 10 mm

Abstract

x 10 mm). A glass plate and dial gauge were seated on the sample, and after two hours the setting expansion was measured (Se). The distance between the ends (De) was measured in a profile (Nikon) and the initial length (Li) of the sample was determined. The setting expansion (%) was calculated for: $(Se/Li) \times 100$. For the thermal expansion, samples (50 mm x 8 mm) were positioned in the dilatometers (Netzsch Dil 402 PC) and heated at a rate of 5°C/min to 800°C, and the percentile of expansion in each dilution was registered. Based on in the setting and thermal expansion the casting shrinkage of the titanium was estimated as 1,56%. The results showed that there was a decrease of the setting expansion with the dilution of the special liquid and the dilution affected differently the thermal expansion of the materials. None of the concentration of the liquid evaluated was enough to compensate the setting and the thermal expansion of the material Rematitan Plus. The material Rema Exakt showed overall expansion close to 1.56% in the temperature of 620°C with 100% of the special liquid. Castorit Super C showed overall expansion enough to compensate the casting shrinkage of the Ti c.p. in all the concentrations: So with 50% at 570°C, 75% at 560°C and 290°C for 100%.

Keywords: 1 - dental casting investment, 2 - titanium.