

Michele Marques Zequetto

Influência do método de aquecimento de revestimentos fosfatados
sobre sua resistência à compressão e sobre a rugosidade de superfície
e estabilidade dimensional de ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti

Araçatuba-SP

2009

Michele Marques Zequetto

Influência do método de aquecimento de revestimentos fosfatados
sobre sua resistência à compressão e sobre a rugosidade de superfície
e estabilidade dimensional de ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia do Câmpus de Araçatuba-
Unesp, para obtenção do grau de “Doutor
em Odontologia” - Área de concentração:
Prótese Dentária.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Eulália Maria Martins Silva

Araçatuba-SP

2009

Catálogo-na-Publicação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Z57a

Zequetto, Michele Marques

Influência do método de aquecimento de revestimentos fosfatados sobre sua resistência à compressão e sobre a rugosidade de superfície e estabilidade dimensional de ligas de Ni-CR e Ni-Cr-Ti / Michele Marques Zequetto. - Araçatuba : [s.n.], 2009
119f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2009

Orientador: Profa. Eulália Maria Martins da Silva

1. Técnica de fundição odontológica 2. Revestimento para fundição odontológica 3. Resistência de materiais 4. Propriedades de superfície 5. Prótese parcial fixa

Black D3
CDD 617.69

DADOS CURRICULARES

MICHELE MARQUES ZEQUETTO

NASCIMENTO	9/6/1981 – Birigui/SP
FILIAÇÃO	Carlos Roberto Zequetto Marise Azevedo Marques
1999 – 2002	Graduação Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP
2004-2005	Curso de Pós-graduação em Odontologia – Área de concentração: Prótese Dentária, em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP
24/06/2008	Exame Geral de Qualificação – Área de concentração: Prótese Dentária, em nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP
2006-2009	Curso de Pós-graduação em Odontologia – Área de concentração: Prótese Dentária, em nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Dedicatória

A Deus

Dedico este trabalho a meu querido e amado Deus;

Que se faz presente, constantemente, em meu viver.

Que em momentos de conversas e desabafos;

Sempre está iluminando e guiando meus caminhos.

Aos meus pais Marise e Zequetto

Um filho espera dos pais orientações, opiniões, exemplo, apoio e conforto.

Assim, faço esta dedicatória a minha mãe que é sinônimo de;

Determinação, força de vontade, incentivo e apoio incondicional;

E meu pai: amor, conselho e cobrança.

Obrigada Deus pelos pais que me concedestes, são maravilhosos.

Agradecimentos Especiais

À minha orientadora

Prof^a Dr.^a. Eulália Maria Martins da Silva

Sua orientação não se restringe a este trabalho de pesquisa,

Mas abrange minha vida e profissão.

A maneira direta, imediata e justa que lida com as situações,

Só fazem engrandecer sua honestidade e autenticidade.

Em meio às minhas confusões e indagações sua simplicidade e clareza

São as evidências das melhores respostas.

Muito obrigada por este nosso relacionamento aberto e fraterno.

Ao meu marido Renato Martinelli

Você e minha profissão estão ligados desde os nossos primeiros encontros;

Pois foi pelo seu sorriso que eu me apaixonei a primeira vista.

Hoje sua alegria e determinação são estímulos para mim,

E fazem com que sejamos uma dupla imbatível, como dois super-heróis.

Muito obrigada por permitir que eu fale tudo o que penso e sinto,

Sem recriminações, e por respeitar e incentivar minhas escolhas.

Agradecimientos

Ao meu irmão, **José Alberto (Beto)**, pelas nossas conversas, debates e discussões que visam o melhor de um para com o outro e, pela nossa cumplicidade.

A **Herivaldo Lima** e **Maria Cristina Vieira** agradeço o companheirismo, amor e apoio.

Ao **Professor Doutor Paulo Renato Junqueira Zuim** e a **Professora Doutora Maria Cristina Rosifini Alves Rezende**, pelas sugestões, pelo auxílio, companheirismo e pelo carinho com que me acompanharam durante a realização deste trabalho.

Ao cirurgião-dentista, Doutor **André Vinícius Marchiori**, pela nossa amizade infinita e despojada.

Ao **Laboratório de Prótese Simomura**, que amigavelmente abriu as portas para a realização desta pesquisa. A todos os seus funcionários pela atenção e colaboração.

Ao protético **Júlio Simomura**, por me mostrar a arte em se confeccionar uma peça protética e por sempre me questionar. Ao protético **Mário Simomura** pela disposição, atenção, confiança e pelos sábados de trabalho ao meu lado.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Área de Prótese Dentária: **César, Carlos, Eduardo, José Vitor, Lucas, Marcelo, Manoel** e aos colegas das demais áreas do programa pela maravilhosa convivência, amizade e ensinamentos que, através das nossas conversas e debates, contribuíram grandiosamente para o meu aperfeiçoamento profissional.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Área de Prótese Dentária: **Alicio Rosalino Garcia, Eduardo Passos Rocha, Eduardo Piza Pellizer, Eulália Maria Martins da Silva, Humberto Gennari Filho, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Wirley Gonçalves Assunção** pela análise minuciosa e criteriosa dos trabalhos desenvolvidos durante o curso, pelas cobranças, incentivos e ensinamentos que contribuíram para o meu amadurecimento e melhoria dentro desta divina área da pesquisa e acadêmica.

À **Faculdade de Odontologias de Araçatuba “Júlio de Mesquita Filho”** – UNESP, representada pelo seu digníssimo diretor **Prof. Dr. Pedro Felício Estrada Bernabé**, pela busca constante de melhorias para nossa Universidade e pela bela maneira como conduz esta Instituição de Ensino.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, representados pelo coordenador, **Prof. Dr. Idelmo Garcia Rangel Júnior**, pela coragem, determinação e perseverança como conduz o Programa, zelando para o seu progresso.

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, professores, técnicos, secretárias, auxiliares de limpeza, a todos aqueles que nos recebem com um sorriso afetuoso a cada manhã e se colocam à disposição para nos ajudar, contribuindo com o nosso caminhar e amadurecimento pessoal.

À professora **Luci Haidee Magro**, pela carinhosa e cuidadosa correção gramatical deste trabalho, fornecendo-lhe mais brilho.

Epígrafe

“Vós, investigadores, não deveis confiar em autores que, apenas pelo emprego da imaginação, se fazem intérpretes entre a natureza e o homem, mas somente naqueles que exercitaram seu intelecto com os resultados experimentais”

Leonardo da Vinci

Resumo Geral

Zequetto MM. Influência do método de aquecimento de revestimentos fosfatados sobre sua resistência à compressão e sobre a rugosidade de superfície e estabilidade dimensional de ligas de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti [tese]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2009.

No processo de fundição pela cera perdida, os materiais envolvidos podem apresentar interações entre si e o de tempo despendido para se obter as estruturas metálicas é oneroso. Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da propriedade física de resistência à compressão de revestimentos fosfatados indicados para altas temperaturas de fundição, utilizando os métodos de aquecimento convencional (MAC) e rápido (MAR), e analisar a rugosidade de superfície e a alteração dimensional do produto final da fundição (a peça metálica) obtido com as ligas metálicas Ni-Cr (Verabond II) e Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium). Os revestimentos estudados Castorit Super C, Castorit All Speed, Heat Shock e Micro Fine 1700 foram vazados em uma matriz de silicone que permitiu obter amostras com formato cilíndrico (n=200), medindo 10mm de diâmetro e 20mm de comprimento. A resistência (MPa) deles foi determinada à temperatura ambiente (*resistência fria*) após 15, 30 e 60 minutos de manipulação, e também imediatamente após serem submetidos aos métodos de aquecimento MAC e MAR (*resistência de queima*), por meio de uma máquina de ensaio universal, em velocidade de 0,05mm/min e carga de 150kgf. Após inclusão, aplicação dos métodos de aquecimento e fundição às amostras (n=120) para rugosidade de superfície (Ra- μ m), foram avaliadas por um rugosímetro Mitutoyo Surftest SJ-401 com cut-off de 0,8mm e três repetições em cada amostra. A alteração dimensional foi determinada pela diferença entre os valores dimensionais da cera e da peça fundida (n=60) utilizando-se o *software*

AutoCad2008. Os valores médios obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e ao teste de Tukey ($p < 0,05$), apresentando os valores de resistência à compressão diferentes entre os revestimentos (Heat Shock os valores maiores) e entre os tempos de mensuração em relação direta tempo e aumento da resistência, mas não houve diferença entre MAC e MAR. Também não foi observada diferença na alteração dimensional em relação aos revestimentos, ligas metálicas e métodos de aquecimento, porém, a rugosidade de superfície apresentou todas estas diferenças com valores maiores para o revestimento Micro Fine 1700, liga metálica VerabondII e MAC. Pode-se concluir que ambos os métodos de aquecimento são indicados para fundição, que os revestimentos apresentam resistência em função do tempo com Heat Shock, o mais resistente; e Castorit Super C, o menos; e a liga metálica FitCastTitanium e o revestimento Heat Shock, as superfícies mais lisas e; em relação à interação dos fatores pesquisados, a combinação liga metálica Fit Cast Titanium com revestimento Castorit All Speed e MAR demonstrou ser mais indicada.

Palavras-chave: Técnica de fundição odontológica. Revestimento para fundição odontológica. Resistência de materiais. Propriedades de superfície. Prótese parcial fixa.

Abstract Geral

Zequetto MM. Conventional heating method and quick heating method: evaluation of the materials involved in the casting [thesis]. Araçatuba: UNESP – São Paulo State University; 2009.

In the lost wax casting procedure, the involved materials can present interactions among them and the time used to obtain the metallic structures is onerous. Thus, the purpose of this study was to evaluate the influence of the compressive strength physical property of phosphate-bonded investment materials indicated for high casting temperatures, utilizing conventional heating (CHM) and quick heating methods (QHM), and analyze the surface roughness and the dimensional accuracy of the final casting product (the metallic piece) obtained from Ni-Cr (Verabond II) and Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium) metallic alloys. Castorit Super C, Castorit All Speed, Heat Shock and Micro Fine 1700 investment materials were poured into a silicone matrix in order to obtain cylindrical samples (n=200), measuring 10mm in diameter and 20mm in length. Their strength (MPa) was determined at room temperature (*green strength*) after 15, 30 and 60 minutes of manipulation, and also immediately after being submitted to the CHM and QHM heating methods (*fired strength*), by means of an universal testing machine at 0,05mm/min speed and 150kgf load. After investing, applying the heating methods and casting the samples (n=120) for surface roughness (Ra), the samples were evaluated with a Mitutoyo Surftest SJ-400 profilometer with 0,8mm cut-off, three times in each sample. The dimensional accuracy was determined by the difference among the dimensional values of the wax and of the metallic piece (n=60) through the software AutoCad2008. The mean values obtained were submitted to ANOVA and Tukey tests ($p < 0.05$), and the results showed that the values of compressive strength were different among

the investment materials (Heat Shock presenting the highest values) and among the analysis times with a direct relation of time and strength increase, but there was no difference between CHM and QHM. Moreover, it was observed no differences in the dimensional accuracy regarding the investments, metallic alloys and heating methods; however, the surface roughness presented all these differences with higher values for the Micro Fine 1700 investment material, Verabond II metallic alloy and QHM. It is possible to conclude that both heating methods are suitable for casting, and the investment materials have the strength in function of the time with the Heat Shock being the most resistant, and Castorit Super C, the less resistant. Fit Cast Titanium metallic alloy and Heat Shock investment material had the smoother surfaces. Regarding the interaction among the studied factors, the combination of the Fit Cast Titanium metallic alloy with the Castorit All Speed investment material and QHM showed to be the most indicated.

Keywords: Dental casting technique. Investment dental casting. Material resistance. Surface properties. Denture Partial Fixed.

Lista de Figuras

Capítulo 1

- Figura 1 - (a) matriz de silicone contida em anel de PVC; (b) remoção do anel de PVC e abertura da matriz para remoção das amostras; (c) amostra de revestimento fosfatado nas medidas 10mm diâmetro x 20mm altura. 36
- Figura 2 - (a) submissão à carga; (b) momento da fratura; (c) amostra fraturada. 37

Capítulo 2

- Figura 1 - (a) matriz metálica para confecção e padronização dos espécimes; (b) espécimes em resina acrílica Duralay; (c) matriz em silicone com espaços da duplicação dos espécimes em Duralay; (d) amostra em cera no formato de disco (10mm diâmetro x 1mm altura). 65
- Figura 2 - (a) Rugosímetro Mitutoyo SurfTest SJ-401, (b) ponta de leitura na superfície do disco metálico. 68
- Figura 3 - (a) amostra em cera; (b) amostra metálica. Formato hexagonal, marcação superior para posicionamento e milímetros para orientação; (c) linhas representativas dos locais de mensuração para avaliação da alteração dimensional. 69
- Figura 4 - Alteração dimensional (mm) – diferença entre cera e metal. Valores positivos indicam expansão e valores negativos contração. Interação entre revestimento x método de aquecimento x liga metálica ($p < 0,05$), $n=5$ para cada grupo. 72

Lista de Tabelas

Capítulo 1

Tabela 1 -	Revestimentos odontológicos estudados, lotes, indicações, fabricantes e resistência*.	34
Tabela 2 -	Resistência à compressão (MPa) nos momentos de presa de bancada de 15, 30 e 60 minutos (<i>resistência fria</i>) e imediatamente após os métodos de aquecimento convencional (MAC) e rápido (MAR) (<i>resistência quente</i>), com $p < 0,01$ e $n = 10$ para cada grupo.	40
Tabela 3 -	Teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) com 2 fatores de variação: revestimento e tempos; e a interação.	40

Capítulo 2

Tabela 1 -	Revestimentos odontológicos estudados, lote, indicação, fabricante e proporção pó/líquido.	66
Tabela 2 -	Ligas metálicas pesquisadas: nome comercial, composição e fabricante.	67
Tabela 3 -	Valores médios e desvio padrão da Rugosidade de Superfície ($R_a - \mu m$) de amostras metálicas obtidas da interação liga metálica x método de aquecimento x revestimento ($p < 0,05$), $n = 10$ para cada grupo.	72

- Tabela 4 - Teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) para alteração dimensional com 3 fatores de variação: liga metálica, método de aquecimento e revestimento; e a interação entre eles. 73
- Tabela 5 - Teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) para rugosidade de superfície com 3 fatores de variação: liga metálica, método de aquecimento e revestimento; e a interação entre eles. 73

Lista de Abreviaturas

MAC =	Método de aquecimento convencional
MAR =	Método de aquecimento rápido
kgf =	Quilograma força
Ti cp =	Titânio comercialmente puro
MPa =	Mega Pascal
mm =	Milímetros
psi =	Medida de pressão ou Libra por polegada quadrada
Ni-Cr =	Liga metálica de níquel e cromo
Ag-Pd =	Liga metálica de prata e paládio
Ni-Cr-Ti =	Liga metálica de níquel, cromo e titânio
Ti-6Al-4V =	Liga metálica de titânio- alumínio (6%)- vanádio (4%)
Ni-Cr-Be =	Liga metálica de níquel, cromo e berílio
Ra- μ m =	Rugosidade de superfície média em micrômetros
PVC =	Cloreto de polivinila: plástico não 100% originário do petróleo
ADA =	American Dental Association
ISO =	International Standards Organization

Sumário

1 Introdução Geral.....	24
2 Capítulo 1 - Avaliação da resistência à compressão de revestimentos fosfatados a temperatura ambiente e a altas temperaturas, utilizando os métodos de aquecimento rápido ou convencional.....	27
2.1 Resumo.....	29
2.2 Introdução e Proposição.....	31
2.3 Material e Método.....	34
2.4 Resultado.....	39
2.5 Discussão.....	42
2.6 Conclusão.....	49
2.7 Referências.....	51
3 Capítulo 2 - Alteração dimensional e rugosidade de superfície de ligas metálicas Ni-Cr e Ni-Cr-Ti obtidas com revestimentos fosfatados e métodos de aquecimento rápido ou convencional.....	56
3.1 Resumo.....	58
3.2 Introdução e Proposição.....	60
3.3 Material e Método.....	64
3.4 Resultado.....	71
3.5 Discussão.....	75
3.6 Conclusão.....	80
3.7 Referências.....	82
Anexos.....	87

Introdução Geral

1 Introdução Geral

Em Odontologia restauradora, uma área em constante desenvolvimento, a prótese dentária procura obter materiais protéticos com características biofísicas aceitáveis para substituir o elemento dental total ou parcialmente perdido, como também aprimora e ajusta técnicas referentes ao uso desses materiais à confecção de coroas protéticas, seja sobre pilar dentário ou implante. Confeccionado em liga metálica, o coping metálico é o responsável pelo vedamento periférico e contato com os tecidos gengivais circunjacentes, e deve apresentar: superfície a mais polida possível, fidelidade no formato, em contato íntimo e vedamento com o pilar de suporte, pois a falha destes fatores conduz a desadaptações, acúmulos de placa bacteriana, infiltrações microbianas, inflamações gengivais e, possivelmente, a perda de toda a estrutura das coroas protéticas.

As ligas metálicas alternativas substituem os metais nobres e são combinações entre elementos metálicos, cujo objetivo é somar às características positivas que apresentam isoladamente, para se alcançar propriedades físicas e biológicas que justifiquem sua utilização em Odontologia, nas restaurações de elementos dentais, tais como: atoxicidade e resistências: à corrosão, à mecânica, a deflexão, ao desgaste, à elongação e susceptibilidade ao polimento.

A réplica do elemento dental ou coping metálico realizado pela técnica de fundição da cera perdida é empregada há mais de 100 anos e, por ser um procedimento indireto, envolvendo materiais com características diferentes e individuais, são constantes os estudos e testes cujo objetivo é conseguir a reprodução da escultura do dente em cera, sendo a mais exata possível. Para isso usam-se revestimentos odontológicos a fim de formar o molde e, após a eliminação da cera, conter o espaço que será ocupado pela liga metálica e, por possuírem esta função de importância, a sua composição (aglutinantes e refratários) e os líquidos de manipulação devem ser medidos precisamente, e o bloco obtido, submetido à expansão para compensar a contração de resfriamento da liga metálica.

Métodos de aquecimento são aplicados para proporcionar aos revestimentos uma expansão adicional à de presa, como a expansão térmica. Estes métodos podem ser lentos, denominados convencional ou rápido, e o consumo de tempo operacional é a grande diferença entre eles. No convencional, é necessário um tempo de presa de bancada de 60 minutos, e passos de aquecimento de forno a partir da temperatura ambiente, percorrendo as temperaturas de 250° e 950°C, que consomem, geralmente, uma hora e meia a duas horas. Desde 1990 esta seqüência teve uma redução de tempo com o método rápido: o molde de revestimento é levado diretamente ao forno pré-aquecido entre 700 a 800°C, elevado a 950°C depois de um tempo de presa de bancada de 20 minutos, totalizando 40 minutos a uma hora. Assim, por serem diferentes, é necessário avaliar os resultados e se eles interferem na resistência dos revestimentos.

A resistência é uma propriedade física que os revestimentos devem apresentar para suportarem as elevadas temperaturas dos métodos de aquecimento e também ao impacto do metal fluído no ato da fundição; sem a ocorrência de fratura, degradação superficial ou alteração dimensional.

Devido à interligação e dependência entre os materiais e métodos utilizados na técnica de fundição, este trabalho avaliou os fatores referentes ao revestimento quanto a: tipos, resistência e métodos de aquecimento, e fatores correspondentes à liga metálica que comporá o coping metálico como alteração dimensional e rugosidade de superfície.

Capítulo 1

2 Capítulo 1

Avaliação da resistência à compressão de revestimentos fosfatados a temperatura ambiente e a altas temperaturas, utilizando os métodos de aquecimento rápido ou convencional.

Resumo

2.1 Resumo

Objetivos: O presente trabalho avaliou a resistência à compressão de revestimentos fosfatados à temperatura ambiente (*resistência fria*) e quando aplicados os métodos de aquecimento rápido (MAR) e convencional (MAC) (*resistência de queima*).

Métodos: Os revestimentos estudados: Castorit Super C, Castorit All Speed, Heat Shock e Micro Fine 1700 foram vazados numa matriz de silicone e obtiveram a forma de um cilindro (n=200) com 10mm de diâmetro e 20mm de comprimento e, então, foi avaliada a resistência à compressão (MPa) por meio de uma máquina de ensaio universal, em velocidade de 0,05mm/min e carga de 150kgf nas seguintes condições: à temperatura ambiente (*resistência fria*) após 15, 30 e 60 minutos de manipulação, e também imediatamente após submissão aos MAC e MAR (*resistência de queima*). Os valores de resistência encontrados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($p < 0,01$).

Resultados: Houve diferença estatística significativa entre os revestimentos e entre os tempos de mensuração em relação direta entre tempo e aumento da resistência, mas não houve diferença entre MAC e MAR. Ambos os métodos de aquecimento são indicados para fundição e os revestimentos apresentam resistência em função do tempo, sendo o Heat Shock o que alcançou os maiores índices de resistência (7,66MPa), e o Castorit Super C o que apresentou os menores valores (0,59MPa).

Significância: Os revestimentos fosfatados indicados para fundições em altas temperaturas devem apresentar resistência adequada não somente a temperatura ambiente, mas também a elevadas temperaturas para não fraturarem ou se degradarem diante do choque térmico e ao impacto da liga liquefeita no ato da fundição, independente do método de aquecimento.

Palavras-chave: Técnica de fundição odontológica; Revestimento para fundição odontológica; Resistência de materiais

Introdução

2.2 Introdução¹

Na confecção de peças protéticas, os revestimentos odontológicos são utilizados em todas as situações para a formação de moldes, construção de estruturas, fundição de ligas metálicas para restaurações protéticas fundidas e fabricação de troquéis para sinterização e fundição de porcelanas. Por isso é necessário que haja uma afinidade entre os materiais, afim de que se satisfaçam as propriedades físicas e biológicas, como também a excelência exigida pela prótese dentária. Contudo, o maior objetivo dos revestimentos fosfatados é resistir às variações de temperatura e impacto do metal fluído que ocorrem após a formação do molde, sem fraturar, deformar ou degradar superficialmente, para garantir restaurações dentais com fidelidade nos processos de fundição [1].

Desde a década de 1990, o método de aquecimento rápido (MAR) tem sido utilizado com os revestimentos fosfatados e os à base de gesso para reduzir o tempo operacional despendido nos processos de fundição odontológica. Inicialmente aplicado para fundições de núcleo metálico [2], o MAR é uma alternativa, em potencial, para a redução do tempo de consumo em relação ao método de aquecimento convencional (MAC), porque este envolve 60 minutos, em temperatura ambiente, para presa de bancada do revestimento, e mais 2 a 3 horas em forno de aquecimento; em contrapartida, no MAR, o molde é colocado no forno pré-aquecido enquanto as reações de presa ainda estão em processo, após um curto tempo de presa inicial, englobando um total de 40 minutos a uma hora de procedimento.

A resistência dos revestimentos fosfatados é importante para formação do molde à temperatura ambiente e para resistir ao estresse térmico do aquecimento e das forças de fundição em altas temperaturas. Por outro lado, o revestimento deve ser fraco o suficiente para permitir a remoção, sem problemas ou comprometimentos, da estrutura fundida [3]. Esta

¹ Normas para publicação da Revista Dental Materials estão em Anexo A.

resistência é baseada na sinterização que é causada principalmente pela fusão induzida da sílica recristalizada [4, 5]. Realizando uma análise da resistência em altas e baixas temperaturas, pode-se nortear diretrizes de tendência de comportamento destes materiais [3]. Para avaliação e análise da resistência, a compressão é um dos métodos mais aplicados porque exibe um modo de falha por tensão [6, 7, 8]. Cilindros de revestimento, medindo 10mm de diâmetro x 20mm de comprimento, foram utilizados para ser submetidos às cargas de compressão, em máquina de ensaio universal, cuja velocidade é de 0,05mm/min até à fratura em dois diferentes momentos, denominados: *resistência fria*, quando as cargas são aplicadas em variados tempos durante a expansão de presa de bancada, isto é, em temperatura ambiente; e *resistência de queima*, quando as cargas são aplicadas imediatamente após os cilindros de revestimentos terem saído do forno, ou seja, após expansão térmica [9, 10].

As diferenças de comportamento das propriedades físicas dos revestimentos fosfatados, quando submetidos ao MAR e MAC, não estão bem definidas, assim, este trabalho teve o objetivo de avaliar a resistência à compressão de revestimentos odontológicos fosfatados após os diferentes tempos de presa de bancada e submissão aos métodos de aquecimento rápido e convencional, a fim de testar a hipótese de que o tempo e a temperatura podem influenciar nos resultados da fundição.

Material e Método

2.3 Material e Método

Para a realização desta pesquisa foi confeccionado, em metal latão, um padrão nas dimensões de 10mm de diâmetro x 20mm de altura [8, 9]. O padrão de latão foi copiado com silicone de condensação para laboratório, Zetalabor (Zhermack, Badia Polesine (Rovigo) Itália), para formar uma matriz de duplicação. Esta matriz foi seccionada ao meio e as partes mantidas por um anel de PVC rígido, permitindo que se reproduzissem corpos de prova (n=200) com as mesmas características e medidas.

Os revestimentos odontológicos analisados (Tabela 1) foram manipulados, utilizando-se 75% de líquido especial e 25% água destilada [11], espatulados por 30 segundos manualmente e 60 segundos mecanicamente a vácuo (Espatulador a vácuo Polidental Ind. Ltda, Cotia, São Paulo, Brasil) para então proceder o preenchimento das matrizes sobre vibração constante (vibrador KNEBEL Produtos Dentários, Porto Alegre, Rio Grande do Sul) (Figura 1).

Tabela 1- Revestimentos odontológicos estudados, lotes, indicações, fabricantes e resistência*.

Revestimento (nome comercial)	Lote	Indicação/ Método de Aquecimento	Fabricante	Resistência a Compressão
Castorit Super C	090733	Convencional	Dentaurum, Ispringen, Alemanha	3 – 4MPa
Castorit All Speed	080712	Rápido	Dentaurum, Ispringen, Alemanha	9-11MPa
Micro Fine 1700	R8150-1	Convencional e Rápido	Talladium Inc, Valencia, California, United State	Não informado
Heat Shock	22037	Convencional e Rápido	Polidental, São Paulo, Brasil	5,4MPa

* Informações cedidas pelos fabricantes

A resistência dos revestimentos à compressão foi avaliada, utilizando-se a máquina de ensaio universal EMIC DL-3000 (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), com aplicação da carga de 150kgf, em velocidade de 0,05mm/min., de acordo com ANSI/ADA [12]. A resistência foi analisada em 5 diferentes momentos: aos 15, 30 e 60 minutos após mistura e manipulação do revestimento, isto é, tempos aguardados para presa de bancada, momento denominado *resistência fria*. O quarto e quinto momento foram após a retirada imediata dos corpos de prova do forno, quando estes foram submetidos aos ciclos de aquecimento (MAC e MAR); momento denominado *resistência de queima*, quando o bloco de revestimento está em 950°C: temperatura elevada.

Para a execução do teste e com objetivo de evitar a transmissão de calor à máquina de ensaio universal, foi confeccionada uma matriz em material isolante Technyl (marca registrada da Rhodia, MGS, São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil), um plástico compacto de engenharia, polímero, obtido através da poliamida 6.6 reforçada com fibras minerais e/ou sintéticas e aditivos químicos específicos que apresenta baixo peso específico, alta resistência ao desgaste e ponto de fusão elevado. Na parte superior da máquina de ensaio foi rosqueado uma estrutura para aplicação da carga composta por três partes: rosca metálica em latão, em seguida uma espessura de 30mm de material isolante Technyl e no final um ponta ativa de aço inoxidável com a mesma medida em diâmetro da amostra (10mm) que era posicionada exatamente sobre a amostra para exercer a força de compressão. Na parte inferior foi fixada uma peça em metal latão retangular com uma fenda central e sobre esta uma segunda peça no mesmo material que permitia deslizamento e na sua parte superior foi rosqueado um anel metálico dentro do qual havia o material isolante Technyl com um orifício de 13mm de diâmetro e 3 mm de profundidade onde era posicionada verticalmente as amostras de revestimento (Figura 2-a).

Os ciclos de aquecimento seguiram dois padrões: o convencional (MAC) e o rápido (MAR). Utilizando-se o método de aquecimento convencional, 60 minutos foram aguardados para presa de bancada e, em seguida, os blocos de revestimentos foram levados ao forno (3000, EDG, São Carlos, Brasil) que estava em temperatura ambiente e passou ao aquecimento escalonado ($14,7^{\circ}\text{C}/\text{minuto}$) até atingir 250°C , permanecendo nesta temperatura 30 minutos, e novamente se elevou a temperatura ($21,1^{\circ}\text{C}/\text{minuto}$) até se alcançar 950°C , mantendo-se nesta temperatura mais 30 minutos, para então se proceder o ensaio de compressão. Em contrapartida, por meio do método de aquecimento rápido, 15 minutos foram aguardados para a presa de bancada do revestimento, que foi levado ao forno pré-aquecido em temperatura de 750°C e mantido por 20 minutos. A seguir, a temperatura foi elevada para 950°C e nesta, os blocos de revestimento foram mantidos por mais 20 minutos no forno, e completado o ciclo de aquecimento, imediatamente se procedeu o ensaio de compressão.

As amostras de revestimentos foram submetidas a cargas de força compressiva até se obter a fratura e a ruptura dos corpos de prova (Figura 2-c), cujos valores de resistência estão expressos em MPa.

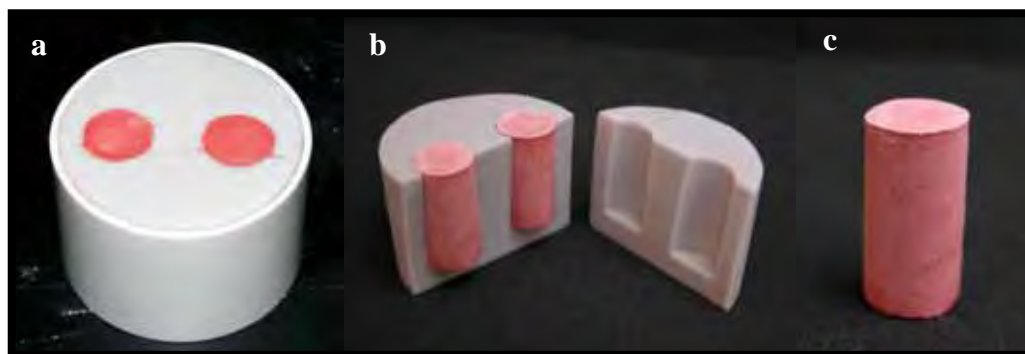


Figura 1- (a) matriz de silicone contida em anel de PVC; (b) remoção do anel de PVC e abertura da matriz para remoção das amostras; (c) amostra de revestimento fosfatado nas medidas 10mm diâmetro x 20mm altura.

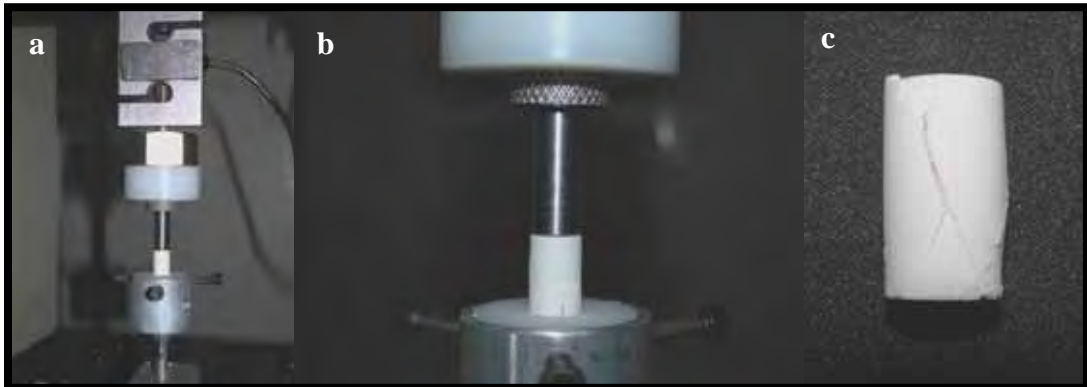


Figura 2- (a) submissão à carga; (b) momento da fratura; (c) amostra fraturada.

Resultado

2.4 Resultado

O teste de resistência a compressão foi realizado em 120 corpos de prova após se aguardar os seguintes tempos para presa de bancada (*resistência fria*): 15, 30 e 60 minutos, sendo n=10 para cada grupo formado pela interação revestimento e tempo de mensuração. Oitenta corpos de prova foram submetidos aos MAC e MAR (*resistência de queima*) (n=10 para cada grupo) e, então, a resistência foi avaliada, sendo que os valores médios e os respectivos desvios padrões estão elucidados na Tabela 2.

A distribuição dos dados não foi normal e, após transformação logararítma decimal (distribuição normal), foi aplicado o teste de análise de variância ANOVA com dois fatores de variação, apresentando diferenças significativas ($p < 0,01$) entre os revestimentos, entre os tempos de avaliação da resistência e entre a interação tempo e revestimento (Tabela 3).

O Teste de Tukey utilizado para a verificação das diferenças existentes entre as médias revelou diferença estatística significativa entre os revestimentos com Heat Shock, apresentando maior resistência e, entre os tempos de avaliação, 60 minutos foi o maior valor no momento presa de bancada. Entre os métodos de aquecimento rápido e convencional não houve diferenças estatísticas significativas.

Tabela 2- Resistência à compressão (MPa) nos momentos de presa de bancada de 15, 30 e 60 minutos (*resistência fria*) e imediatamente após os métodos de aquecimento convencional (MAC) e rápido (MAR) (*resistência quente*), com $p < 0,01$ e $n = 10$ para cada grupo.

TEMPOS		REVESTIMENTOS			
		Heat Shock	Castorit Super C	Castorit All Speed	Micro Fine 1700
<i>Resistência Fria</i>	15'	0,77 ± 0,26 Ab	0,68 ± 0,27 Ab	0,43 ± 0,20 Aa	0,43 ± 0,24 Aa
	30'	1,41 ± 0,43 Da	0,59 ± 0,26 Ab	0,81 ± 0,28 Dc	0,90 ± 0,23 Cc
	60'	1,98 ± 0,62 Ca	0,72 ± 0,27 Dd	1,22 ± 0,35 Cd	1,13 ± 0,32 Cd
<i>Resistência Quente</i>	MAC	7,66 ± 1,88 Bc	2,13 ± 0,53 Bb	7,94 ± 1,17 Ba	5,10 ± 1,61 Bd
	MAR	5,76 ± 2,02 Ba	2,88 ± 0,91 Cd	6,92 ± 2,62 Ba	3,96 ± 0,94 Bc

Letras maiúsculas nas colunas e letras minúsculas nas linhas representam diferença estatística significativa para $p < 0,01$.

Tabela 3- Análise de Variância (ANOVA) com 2 fatores de variação: revestimento, tempo e a interação.

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	Grau de Liberdade	Quadrados Médios	F	P
Revestimento	3.3790	3	1.1263	44.00	<0.01
Tempos	31.3352	4	7.8338	306.05	<0.01
Interação (Revestimento x Tempo)	2.1576	12	0.1798	7.02	<0.01
Resíduo	4.6073	180	0.0256		
Variação Total	41.4791	199			

Discussão

2.5 Discussão

A propriedade mecânica de resistência de revestimentos fosfatados, quando submetidos aos métodos de aquecimento rápido (MAR) ou convencional (MAC), deve ser analisada em decorrência de o revestimento ser aquecido não apenas para eliminação da cera e expansão térmica, mas também para estar em temperatura compatível à da liga fundida no momento da injeção e introdução do metal líquido [13] no interior do molde de revestimento, o qual deve manter-se íntegro para não comprometer a fidelidade da estrutura que está em confecção.

A resistência, após a espatulação e manipulação dos revestimentos e nos momentos de presa de bancada, quando as reações de presa e expansão de presa estão em execução, está diretamente relacionada aos diferentes métodos de aquecimento, porque um dos itens que difere entre eles é o tempo aguardado para expansão de presa de bancada. No MAR este tempo é de 15 a 20 minutos antes da inserção do bloco de revestimento no forno pré-aquecido a 750°C [14, 15], momento em que as reações de presa não foram concluídas e o revestimento deve resistir ao choque térmico [1, 3, 5].

Para comparação dos valores de resistência nestes momentos em que há diferentes temperaturas a ambiente e a elevada, pelos métodos de aquecimento, o teste de compressão [7, 9, 10, 16] foi o selecionado, e não o teste de resistência à ruptura do disco [1, 3, 4, 5], um teste de muito interesse, pois avalia a resistência do revestimento no momento exato em que a liga líquida é injetada no interior do molde, lembrando que este não pode fraturar e nem trincar. Contudo, este teste de resistência a ruptura do disco não possibilita a análise da resistência durante a presa de bancada necessária a ser mensurada quando se compara métodos de aquecimento.

Ao se usar o MAR as reações de presa estão em andamento e o tempo de espera deve ser apenas o suficiente para o bloco de revestimento criar corpo, ter consistência e permitir

que seja colocado no forno, resistindo à expansão térmica adicional que deverá ocorrer para compensar o curto período permitido à expansão de presa, isto é, a maior expansão será exercida termicamente [9, 10, 15]. O MAC não exige alta resistência inicial do revestimento, pois há tempo para expansão de presa e o aquecimento é escalonado, sem choque térmico. Diante disso, foi avaliado o comportamento dos revestimentos fosfatados, quanto à resistência, recomendados para elevadas temperaturas e fundições de ligas alternativas; sendo Castorit Super C para o MAC; Castorit All Speed para o MAR; e Micro Fine 1700 e Heat Shock para ambos os métodos.

Após a análise de variância de dois fatores: tempo e revestimento, foi verificada diferença estatística significativa ($p < 0,01$) para os fatores tempo e revestimento. Ao se considerar de uma maneira independente, sem considerar outros fatores, o revestimento Castorit Super C apresentou os menores valores de resistência; o Heat Shock apresentou os maiores; e Micro Fine 1700 e Castorit All Speed, os valores intermediários. Ao se observar o momento de mensuração, isoladamente, verificou-se que: quanto maior o tempo decorrido e aguardado para presa de bancada, maior a resistência com a *resistência fria*; e esta apresentou os menores valores em relação à *resistência de queima*; e neste momento de mensuração, por sua vez, não apresentou diferenças estatísticas significativas entre MAR e MAC (Tabela 2).

Os resultados encontrados seguem o parâmetro de tempo proporcional à resistência: quanto maior o tempo para presa de bancada, maior a resistência, pois as reações de presa estão se concretizando, as partículas ficam mais compactas e a resistência aumenta em função da coagulação de uma molécula coloidal ($\text{NH}_4\text{MgPO}_4 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$) ao redor do excesso de carga de MgO, e o aglutinante do revestimento é endurecido [17].

Entre os valores de *resistência fria* e de *resistência de queima* houve diferenças estatísticas significativas. O MAR não diferiu do MAC, indicando que, em ambos os métodos e submetido a elevadas temperaturas, o bloco de revestimento consegue resistir

equiparadamente ao impacto do metal líquido [18]. Isso demonstra que a propriedade física de resistência dos revestimentos com o MAR não são diferentes daquelas com o MAC [19].

No trabalho de Yang et al. [9], o valor de resistência à compressão do MAR foi maior que o MAC devido à rápida secagem e desidratação. Yan e Takahashi [10] empregaram MAC aos revestimentos fosfatados para fundições com titânio e encontraram resistência compressiva de 17,6 MPa suficiente a elevadas temperaturas.

Na *resistência fria* os 4 revestimentos pesquisados apresentaram valores de resistência diferentes entre si ($p < 0,01$), sendo que Heat Shock apresentou a maior resistência; seguido do Castorit All Speed e Micro Fine 1700; e Castorit Super C, o menor valor. Embora em valor menor, Castorit Super C não apresentou grandes variações com o passar do tempo. Os valores foram equivalentes, diferente dos outros revestimentos; os quais exibiram valor de resistência crescente, significativo, com o passar do tempo. Chew et al. [16] afirmaram um aumento na resistência em função do tempo e temperatura.

Yang et al. [9], pesquisando revestimentos para fundição de titânio, não conseguiram mensurar a *resistência fria* aos 15 minutos, pois o revestimento não apresentava consistência firme. No presente trabalho, este fato não aconteceu e foi possível observar a resistência neste momento, aos quatro revestimentos, porém, este tempo sempre apresentou os menores valores de resistência.

Castorit All Speed, indicado exclusivamente para o MAR, apresentou os maiores valores de resistência em ambos os métodos de aquecimento quando comparado aos demais revestimentos; seguido imediatamente pelo Heat Shock e Micro Fine 1700, indicados para os dois métodos de aquecimento, MAR e MAC; e Castorit Super C, ao contrário, indicado apenas para o MAC, exibiu os valores menores, independente do método de aquecimento.

Os fabricantes indicam as seguintes resistências à compressão: Castorit All Speed entre 9-11 MPa, e nesta pesquisa o valor médio máximo foi de 7,94 MPa no MAC; para o

Castorit Super C: 3-4 MPa, e o verificado nesta foi de 2,88 MPa no MAR; e para o Heat Shock: 5,4 MPa, e aqui se observou 7,68 no MAC. O revestimento Micro Fine 1700 não traz esta informação. De acordo com a especificação N° 2 da ADA (American Dental Association) e The International Standardization Organization (ISO 9694-1996) [20], a resistência à compressão de um revestimento para fundição não deve ser menor que 2,4MPa (350 psi) quando se faz o teste duas horas após a presa.

A propriedade mecânica de resistência à compressão pode ser influenciada por variações na composição e na concentração do aglutinante, tempo de presa, estocagem em meio ambiente, temperatura de aquecimento, quantidade e tipo de sal fosfatado, e expansão higroscópica [17, 21, 22, 23]. Em relação à composição, as quantidades de quartzo podem influenciar a resistência, e a inversão de sílica, em altas temperaturas, é responsável pela diminuição da resistência dos refratários aglutinados por fosfato [4, 16]. O Castorit Super C tem de 60 a 80% de SiO₂, e o Micro Fine 1700, 30% de quartzo: esta concentração pode explicar o menor valor de resistência do Castorit Super C em altas temperaturas quando comparado aos demais revestimentos.

É válido salientar que um revestimento não necessariamente precisa apresentar um valor de resistência máxima possível e sim um valor apropriado para desenvolver sua função, pois após a fundição este revestimento será removido no processo de desinclusão que deve ser de fácil execução sem a indução de forças que possam comprometer a integridade física da peça metálica fundida.

Para Mencik [24], menores partículas de pó do revestimento, maior a resistência, pois partículas grandes e angulares resultam em maior concentração de estresse e baixa resistência devido à maior localização do estresse no ápice da partícula, o que conduz ao início da fratura [3]. O líquido especial tem efeito marcante na resistência [4] com concentração deste proporcional à resistência. A transformação da sílica, decomposição do aglutinante e reações

de formação trabalham para diminuir a resistência, pois durante estas reações pode haver deslocamento de partículas e ruptura da massa do aglutinante.

Nesta pesquisa foi utilizada a concentração de 75% de líquido especial e 25% de água destilada na manipulação de todos os revestimentos [11] porque o uso da diluição é um artifício utilizado para controlar a maior ou menor expansão térmica do revestimento [18]. A menor quantidade de líquido a ser misturada no pó dos revestimentos que serão submetidos ao MAR em relação aos revestimentos para o MAC permite que se possa aguardar apenas 15 minutos para presa de bancada, pois a quantidade de líquido para evaporar é menor, a presa torna-se mais rápida e a expansão estabiliza-se mais rapidamente [25].

A presença da sílica nos líquidos especiais de manipulação auxilia a manter a expansão térmica e aumenta a *resistência fria* (resistência mensurada à temperatura ambiente durante a expansão de bancada), porém, a maior resistência é alcançada após a queima pela formação de silicofosfato. Em aproximadamente 650°C, os revestimentos alcançam uma fase polimérica não cristalina e, quando aquecidos acima de 1040°C, uma segunda reação ocorre e pode afetar as características de resistência [14].

A temperatura de fundição de uma liga varia entre 950°C e 1500°C [13], assim, a resistência dos revestimentos é sensível à temperatura, e não só à de queima, mas também à temperatura de fundição, isto é, momento em que a liga fundida entra no molde do revestimento. Diferenças entre a temperatura do metal fluído e o molde de revestimento podem levar às deformações que afetam o grau de reprodução de detalhes, e se a resistência aumenta com a elevação da temperatura, o revestimento foi afetado por transformações térmicas da sílica e materiais aglutinantes [5].

O padrão de fratura, nesta pesquisa, foi vertical e/ou diagonal, e não horizontal, característico de deformação plástica, o que demonstra uma compactação das partículas do

bloco de revestimento frente a uma força. [4, 21], e a falta de resistência foi indicada como trincas verticais (Figura 1 – c).

A idéia de que reações a altas temperaturas conferem melhoras à resistência não é seguramente sustentada, pelo menos, não em termos absolutos. Nos revestimentos fosfatados, a maior resistência é alcançada em 900°C e diminui em temperaturas maiores devido à quebra das reações químicas [26]. Para Juszczuk et al. [3] o aumento da resistência acontece entre 900 e 1100°C.

É preciso avaliar a *resistência fria* e a *de queima*, pois para Luk e Darvell [4] a resistência a baixas temperaturas pode conduzir a uma falsa impressão do desempenho do revestimento em função. Para eles, os fatos que ocorrem em temperatura ambiente não são indícios dos acontecimentos em elevadas temperaturas, e que a resistência diminui com o aumento da temperatura.

Desta forma, embora a resistência compressiva demonstre ser sensível à temperatura, não houve diferenças entre o MAR e MAC, contudo o tempo de mensuração é determinante para diferentes valores de resistência e a composição, quantidade de sílica, e granulometria dos revestimentos conduzem a diferentes valores de resistência entre eles.

Conclusão

2.6 Conclusão

Com o teste de resistência à compressão, aplicado em diferentes revestimentos indicados para os métodos de aquecimento rápido ou convencional, em tempos variados, em temperatura ambiente e em altas temperaturas, após análise dos dados, pode-se concluir:

- a *resistência fria*, em todos os revestimentos, foi aumentada em função do tempo, com exceção do revestimento Castorit Super C.

- os valores de *resistência de queima* são maiores que os valores de *resistência fria*.

- não houve diferenças ao valor de resistência à compressão dos revestimentos fosfatados quando comparado os métodos de aquecimento MAC ou MAR.

- o revestimento fosfatado Heat Shock apresentou os maiores valores de resistência, seguido pelo Castorit All Speed, Micro Fine 1700 e Castorit Super C.

Referências

2.7 Referências²

- 1- Juszczuk AS, Radford DR and Curtis RV. Deformation of phosphate-bonded investment materials at elevated temperatures. *Dent Mater*, 2007; 23:579-585.

- 2- Bailey JH and Sherrard DJ. Post-and-core assemblies made with an accelerated pattern elimination technique. *J Prosthodont*, 1994; 3:47-52.

- 3- Juszczuk AS, Radford DR and Curtis RV. Sensitivity of a disc rupture strength test to air bubble pores in phosphate-bonded investment materials at elevated temperatures. *Dent Mater*, 2002; 18:255-262.

- 4- Luk HWK and Darvell BW. Effect of burnout temperature on strength of phosphate-bonded investments. *J Dent*, 1997; 25:153-160.

- 5- Luk HWK and Darvell BW. Effect of burnout temperature on strength of gypsum-bonded investments. *Dent Mater*, 2003; 19:552-557.

- 6- Hsu HC, Kikuchi H, Yen SK and Nishiyama M. Evaluation of different bonded investments for dental titanium casting. *J Mater Sci Mater Med*, 2007; 18:605-609.

² Normas para publicação da Revista *Dental Materials* estão em Anexo A.

- 7- Meng Y, Nakai A and Ogura H. Development of casting investment preventing blackening of noble metal alloys part 3. Effect of reducing agent addition on the strength and expansion of the investments. *Dent Mater J*, 2004; 23:129-135.
- 8- Kitahara K, Kubo F and Takahashi J. Thermal expansion typed investments for casting titanium. *Dent Mater J*, 2004; 23:1-7.
- 9- Yang CC, Yang HH, Ding SJ, Huang TH, Kao CT and Yan M. Characteristics of commercial quick-heating phosphate-bonded investments for the accelerated casting technique. *Quintessence Int*, 2007; 38:271-278.
- 10- Yan M and Takahashi H. Titanium casting using commercial phosphate-bonded investments with quick heating method. *Dent Mater J*, 2006; 25:391-398.
- 11- Ito M, Kuroiwa A, Nagasawa S, Yoshida T, Yagasaki H and Oshida Y. Effect of wax melting range and investment liquid concentration on the accuracy of a three-quarter crown casting. *J Prosthet Dent*, 2002; 87:57-61.
- 12- Council of Dental Materials Instruments and Equipment. Revised American National Standards Institute/American Dental Association Specification No.25 for dental gypsum products. *J Am Dent Assoc*, 1981; 102:351.
- 13- Mori T and Aghajani F. Gypsum-bonded investment and dental precision casting (III) composition of investment for the quick casting technique. *Dent Mater J*, 2004; 23:230-232.

- 14- Takahashi J, Okazaki M, Taira M and Kubo F. Nonuniform vertical and horizontal setting expansion of phosphate-bonded investment. *J Prosthet Dent*, 1999; 81: 386-391.
- 15- Konstantoulakis E, Nakajima H, Woody RD and Miller AW. Marginal fit and surface roughness of crowns made with an accelerated casting technique. *J Prosthet Dent*, 1998; 80:337-345.
- 16- Chew CL, Land MF, Thomas CC and Norman RD. Investment strength as a function of time and temperature. *J Dentistry*, 1999; 27:297-302.
- 17- Anusavice KJ and Phillips RW. Phillip's Science of Dental Materials, 11 ed. Philadelphia: Saunders, 2003.
- 18- Earnshaw R, Morey EF and Edelman D C. The effect of potential investment expansion and hot strength on the fit of full crown castings made with phosphate-bonded investment. *J Oral Rehabil*, 1997; 24: 532-539.
- 19- Yan M, Takahashi H, Nishimura F, Habu N, Nakamura H and Motomura K. Comparison of properties of phosphate-bonded investments for quick heating. *Shika Zairyo Kikai*, 1997; 16:405-414.
- 20- ISO 9694:Dental phosphate-bonded casting investments. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 1996.

- 21- Juszczak AS, Radford DR and Curtis RV. The influence of handling technique on the strength of phosphate-bonded investments. *Dent Mater*, 2000; 16:26-32.
- 22- Scrimgeour SN, Chudek JA, Cowper GA and Lloyd CH. ³¹P solid-state MAS-NMR spectroscopy of the compounds that form in phosphate-bonded dental casting investment materials during setting. *Dent Mater*, 2007; 23:934-943. Epub 2006 Sep 25.
- 23- Eliopoulos D, Zinelis S and Papadopoulos T. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent*, 2005; 94:539-548.
- 24- Mencik J. Strength and fracture of glass and ceramics. New York: Elsevier, 1992.
- 25- Mori T, Aghajani F. Gypsum-bonded investment and dental precision casting (II) investment for the quick casting technique. *Dent Mater J*. 2003;22(4):521-31.
- 26- O'Brien WJ. *Dental Materials-Properties and Selection*. Chicago: Quintessence, 1989.

Capítulo 2

3 Capítulo 2

Alteração dimensional e rugosidade de superfície de ligas metálicas Ni-Cr e Ni-Cr-Ti obtidas com revestimentos fosfatados e métodos de aquecimento rápido ou convencional.

Resumo

3.1 Resumo

O resultado do processo de fundição é a peça metálica com fidelidade em relação ao enceramento original e com superfícies lisas para não comprometer a saúde do tecido gengival circunjacente ao pilar protético. Assim, o presente estudo foi realizado com o objetivo de avaliar a alteração dimensional e a rugosidade de superfície de ligas metálicas Ni-Cr (Verabond II) e Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium) quando são aplicados os métodos de aquecimento convencional (MAC) e rápido (MAR) em revestimentos fosfatados. Os revestimentos estudados foram Castorit Super C, Castorit All Speed, Heat Shock e Micro Fine 1700. Após a inclusão, aplicação dos métodos de aquecimento e fundição das amostras (n=120) foi avaliada a rugosidade de superfície (Ra- μ m), utilizando um rugosímetro Mitutoyo Surftest SJ-401 com cut-off de 0,8mm e três repetições em cada amostra. A alteração dimensional foi determinada pela diferença entre os valores dimensionais da cera e da peça fundida (n=60) por meio do *software* AutoCad2008. Os valores médios obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($p < 0,05$). Não foram observadas diferenças estatísticas significativas na alteração dimensional em relação aos revestimentos, ligas metálicas e métodos de aquecimento; porém, a rugosidade de superfície apresentou todas estas diferenças com menores valores para o revestimento Heat Shock (2,59Ra), liga metálica Fit Cast Titanium (2,42Ra) e MAR (3,17Ra). Pode-se concluir que: ambos os métodos de aquecimento são indicados para fundição, o revestimento Heat Shock confere superfície mais lisa e, em relação à interação dos fatores pesquisados, a combinação liga metálica Fit Cast Titanium com revestimento Castorit All Speed e MAR demonstraram ser mais indicada.

Palavras-chave: técnica de fundição odontológica, revestimento para fundição odontológica, propriedades de superfície, prótese parcial fixa.

Introdução

3.2 Introdução³

A Odontologia restauradora realizada com estruturas protéticas envolve a confecção de elementos dentais por técnicas indiretas. Coroas protéticas, como metalo-cerâmicas ou próteses implanto-suportadas têm como infra-estrutura um componente metálico obtido por meio de um processo de fundição. Para isso, é necessário um material para formar um molde, que é o revestimento, com expansão compatível com a contração de resfriamento da liga metálica. A fidelidade na reprodutibilidade da cera em metal que deve manter as mesmas características, como dimensões e lisura, após o procedimento indireto é fundamental para o sucesso dos trabalhos restauradores protéticos para não obter desconfortos. A exatidão da reprodução depende da qualidade dos materiais e técnicas envolvidas (1), que são técnico-sensíveis.

A rugosidade é um fator que deve ser controlado e eliminado das peças fundidas, pois dificulta o polimento e o acabamento, e ainda pode enfraquecer a estrutura metálica ao se tentar obter a lisura (2). As rugosidades, quando internas à peça, provocam contatos impróprios com a estrutura de suporte, conduzindo à perda de estabilidade e desconfortos (3, 4) e, quando presentes externamente, facilitam a colonização bacteriana e o desenvolvimento de doenças gengivais e dentárias (5, 6, 7). Superfícies mais lisas melhoram a saúde oral, diminuem a retenção de placa bacteriana e aumentam a resistência da liga à corrosão (8). Vários são os fatores determinantes no controle da rugosidade de superfície (irregularidades). Entre eles, os relativos ao revestimento como proporção pó/líquido, composição, presença de bolhas de ar, aquecimento insuficiente ou prolongado, pressão de fundição, técnica de inclusão e fundição (8); e os relativos à liga metálica: impacto do metal líquido, diferenças de composição e fusão (4, 9).

³ Normas para publicação da Revista *Journal of Oral Rehabilitation* estão em Anexo B.

Para confeccionar essas infra-estruturas, a liga metálica de níquel-cromo (Ni-Cr) é um substituto para as ligas áureas e tem recebido muita atenção, pois quando comparada a este metal também apresenta alta resistência, módulo de elasticidade e porcentagem de alongação. Quanto à biocompatibilidade, o Ni-Cr é considerado um metal crítico, pois apresenta potencial carcinogênico e risco para dermatite alérgica por contato (10). O molibdênio e o tungstênio são elementos de baixa toxicidade, enquanto o titânio é essencialmente atóxico, leve e resistente (10, 11). Frente a esses fatores, a indústria disponibilizou ao mercado odontológico uma liga metálica alternativa que associa o níquel, o cromo e o titânio (Ni-Cr-Ti); esta apresenta adaptação marginal satisfatória quando comparada à liga semi-nobre Ag-Pd na utilização para estruturas de próteses implanto-suportadas (12), contudo, existem diferenças nas propriedades de superfície, tais como morfologia, rugosidade superficial e energia de superfície livre quando comparada à liga Ti-6Al-4V, mas não há contraindicação para a utilização em pilares sobre implante (5). As propriedades variam conforme tipo de liga, detalhes de fabricação, modelos de teste e a fusibilidade. Quanto à capacidade de reprodução de detalhes, a do Ni-Cr é similar ao Ti cp. e este inferior ao Ni-Cr-Be (11).

Estas ligas metálicas, para alcançarem excelência na expressão de suas propriedades, precisam receber processos de fundição com revestimentos adequados a elas. Os revestimentos aglutinados por fosfato são materiais dentários rotineiramente empregados nestas fundições, pois apresentam expansão total (expansão de presa e térmica) capaz de compensar a contração de resfriamento das ligas metálicas alternativas (3) e resistência para tolerar altas temperaturas de queima e do metal fluído (13), mas as maiores temperaturas podem conduzir alterações dimensionais e o comportamento do revestimento pode variar independente do método de aquecimento (13, 14).

O método de aquecimento convencional (MAC) aplicado aos revestimentos fosfatados, nos processos de fundição pela técnica da cera perdida (15), estipula um repouso

do molde de revestimento por 60 minutos para presa e expansão de bancada; em seguida, uma expansão térmica em forno que se inicia em temperatura ambiente, é elevada para 250°C e em seguida para 950°C, com consumo de duas horas, totalizando três horas de procedimento (3, 13, 16). Para reduzir esse tempo operacional, o método de aquecimento rápido (MAR) é aplicado desde a década de 1990 (17), com os moldes de revestimento levados diretamente ao forno pré-aquecido entre 700 a 800°C depois de um tempo de presa de bancada de 20 minutos, e todo o procedimento de fundição é realizado em 60 minutos. Mas o resultado da diferença dos métodos de aquecimento ainda não está bem esclarecido e pode haver interferências na reprodução de detalhes e exatidão dimensionais, por isso é importante avaliá-los (1, 18).

Assim, este trabalho objetivou analisar a rugosidade de superfície e a alteração dimensional entre amostras de cera e peças metálicas fundidas com duas ligas metálicas à base de Ni-Cr, obtidas através do processo de fundição pela aplicação dos métodos de aquecimento convencional ou rápido em diferentes revestimentos fosfatados.

Material e Método

3.3 Material e Método

Obtenção dos corpos de prova

As amostras para avaliação da rugosidade de superfície foram obtidas com o auxílio de uma matriz metálica que apresentava um orifício medindo 10mm de diâmetro e 2mm de altura, fornecida por um espaçador. Foram confeccionados 10 espécimens em resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg Co, Chicago, USA). Estas amostras em resina acrílica foram moldadas com silicone de condensação de laboratório Zetalabor (Zhermack, Badia Polesine (Rovigo) Itália) para formar uma matriz de duplicação com 10 aberturas (Figura 1 – a, b, c). Cera para escultura bloco macro Polidental (Polidental Ind. Ltda, Cotia, São Paulo, Brasil) foi plastificada com auxílio de um plastificador de godiva calibrado na temperatura de 40°C e inserida no interior da matriz. Uma placa de vidro foi posicionada na superfície com pressão digital para extravasar os excessos de cera. Foram confeccionados 120 corpos de prova em cera com formato de discos e dimensões 10mm diâmetro x 1mm altura, cujas superfícies foram lixadas com lixa d'água 200 e 600 para obtenção de superfícies planas (Figura 1-d).

Para a confecção dos corpos de prova a fim de se avaliar a alteração dimensional foi utilizado um bastão de cera para enceramento progressivo (Newwax, Technew, Rio de Janeiro, Brasil), com formato hexagonal, que foi seccionado a uma espessura de 3 mm. Obtido este padrão, e para que todos os corpos de prova tivessem a mesma espessura, utilizou-se silicone de condensação de laboratório Zetalabor (Zhermack, Badia Polesine (Rovigo) Itália) para formar uma matriz que serviu como um guia à secção padronizada dos próximos bastões, com lâmina de bisturi nº11(Carbon steel size 11 surgical blade; BD Bard-Parker, Franklin Lakes, NJ) aquecida em lamparina. Após a secção e antes da remoção do interior da matriz, as amostras de cera foram lixadas com lixa d'água 200 e 600, respectivamente, para se obter uma superfície plana e uniforme, com o final da borda da

matriz delimitando, assim, os 3mm. Desta maneira, foram confeccionadas 60 amostras de cera (3) em formato hexagonal, com lados medindo 3,5mm e altura de 3,0mm.

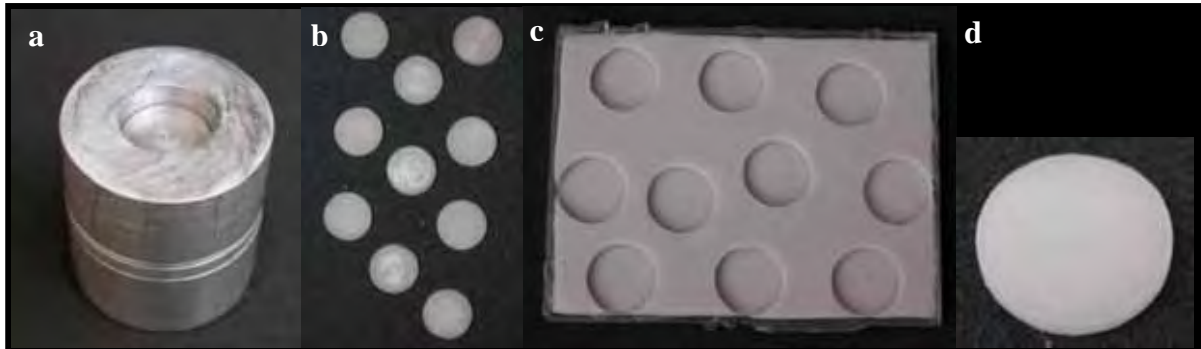


Figura 1. (a) matriz metálica para confecção e padronização dos espécimes; (b) espécimes em resina acrílica Duralay; (c) matriz em silicone com espaços da duplicação dos espécimes em Duralay; (d) amostra em cera no formato de disco (10mm diâmetro x 1mm altura).

Inclusão e fundição

Os discos de cera (12 grupos, n=10) para avaliação da rugosidade de superfície foram fixadas em conjuntos de 10, em anel de silicone de 180g, e as amostras de cera para avaliação da alteração dimensional (12 grupos, n=5) foram fixadas em conjuntos de 5, em anel de silicone de 120g. Todos os corpos de prova foram isolados com líquido anti-bolhas (Excelsior, SSWhite Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) e incluídos com os revestimentos apresentados na Tabela 1. Os revestimentos foram manipulados utilizando-se 75% de líquido especial e 25% de água destilada (18), espatulados por 30 segundos, manualmente, e 60 segundos mecanicamente a vácuo (Espatulador a vácuo Polidental Ind. Ltda, Cotia, São Paulo, Brasil).

Tabela 1. Revestimentos odontológicos estudados, lote, indicação, fabricante e proporção pó/líquido.

Revestimento (nome comercial)	Lote	Indicação/ Método de Aquecimento	Fabricante	Proporção Pó/Líquido
Castorit Super C	090733	Convencional	Dentaurum, Ispringen, Alemanha	60gr/13ml
Castorit All Speed	080712	Rápido	Dentaurum, Ispringen, Alemanha	100gr/26ml
Micro Fine 1700	R8150-1	Convencional e Rápido	Talladium Inc, Valencia, California, USA	90gr/22ml
Heat Shock	22037	Convencional e Rápido	Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil	100gr/25ml

Após inclusão, os blocos de revestimento foram submetidos a dois diferentes ciclos de aquecimento: convencional (MAC) ou rápido (MAR). No MAC, 60 minutos foram aguardados para presa de bancada e, em seguida, os blocos de revestimentos foram levados ao forno (3000, EDG, São Carlos, Brasil) que estava em temperatura ambiente e passou ao aquecimento escalonado (14,7°C/minuto) até atingir 250°C, permanecendo nesta temperatura por 30 minutos e, novamente, elevou-se a temperatura (21,1°C/minuto) a 950°C. Manteve-se nesta temperatura mais 30 minutos para então se proceder a fundição. Em contrapartida, no MAR, 15 minutos foram aguardados para a presa de bancada do revestimento, que foi levado ao forno pré-aquecido em temperatura de 750°C e mantido por 20 minutos. A seguir, a temperatura foi elevada para 950°C e, ao atingir esta, os blocos de revestimento foram mantidos por mais 20 minutos no forno, para então se proceder a fundição.

As ligas metálicas de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., USA) e Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium, Talladium Inc., Valencia, CA, USA) (Tabela 2) foram fundidas em centrífuga por indução (Power Cast – EDG Equipamentos e Controle Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil), ajustadas à temperatura de fundição de cada liga, de acordo com as instruções do fabricante,

em velocidade de aceleração de 100%, rotação de 450 rpm e liberação de gás argônio para fundir o metal.

Tabela 2. Ligas metálicas pesquisadas: nome comercial, composição e fabricante

Liga Metálica	Composição (%) [*]	Fabricante
VERABOND II	Ni 75.0; Cr 11.5; Mo 3.5; Si 3.5; Al 2.25; Nb 4.25.	Aalba Dent, Cordélia, Calif..USA
FIT CAST TITANIUM	Ni 74.0; Cr 14.0; Mo 8.5; Ti 1.8; Be 1.7.	Talladium Inc, Valencia, California, USA

* Valores declarados pelo fabricante.

Depois de aguardar 30 minutos para o resfriamento dos blocos de revestimento, a desinclusão procedeu-se com broca montada em baixa rotação, removendo-se a maior parte do revestimento e posterior jateamento das pastilhas com óxido de alumínio, granulação de 50 μ m (Trijato, Odonto Larcon, Maringá, Paraná, Brasil), sob uma pressão de 50 libras e, então, banhos em ultrassom por 3 minutos. Nenhum procedimento de acabamento e polimento foi realizado nas amostras metálicas com objetivo de manter as características impressas pelo revestimento.

Leitura da Rugosidade de Superfície

Três leituras (2) foram realizadas com o rugosímetro Mitutoyo Surftest SJ-401 (Mitutoyo, Japão), calibrado para um cut-off de 0,8mm (11), velocidade de 0,05mm/s, com 5 repetições de cut-off, pré e pós-leitura de 0,4mm, resultando em uma extensão de leitura de 4,8mm; estipulando-se rotações de 120° em cada disco, para se obter um valor de rugosidade (Ra- μ m) (Figura 2).

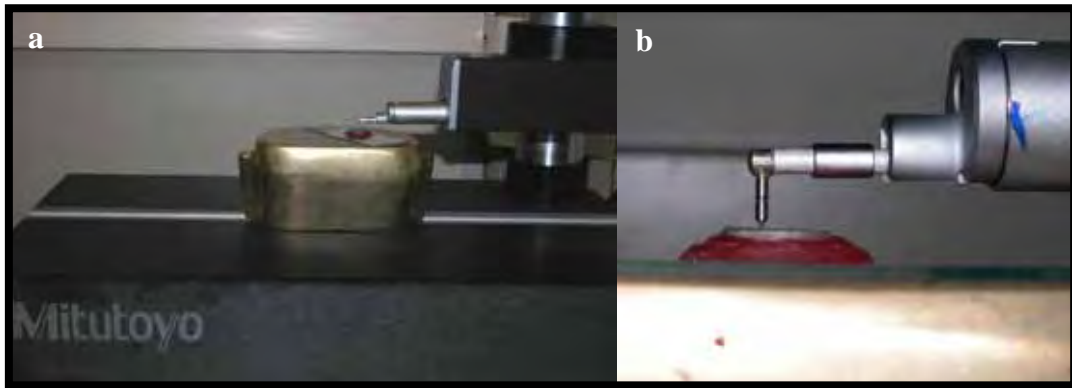


Figura 2. (a) Rugosímetro Mitutoyo SurfTest SJ-401, (b) ponta de leitura na superfície do disco metálico.

Avaliação da alteração dimensional

Para avaliar a exatidão dos corpos de prova e se houve a hipótese de alteração dimensional foi utilizado um *scanner* (HP, Scanjet G4050) e um *software* de computador denominado AutoCad 2008. Com o auxílio do *scanner* (19, 20), os corpos de prova tiveram sua imagem digitalizada pela sua superfície de face hexagonal e plana, e com uma marcação para se manter o mesmo posicionamento. Foram digitalizadas as amostras em cera, isto é, antes da fundição; e as amostras em metal, após a fundição, para avaliar as possíveis alterações (expansão e/ou contração) existentes. Junto de cada imagem também foi digitalizado uma régua milimetrada para se ter o parâmetro de medida milimétrica.

No *software* AutoCad foram feitas 4 leituras em cada imagem: uma vertical, uma horizontal e duas diagonais, sendo que os vértices do hexágono serviram como pontos limítrofes.

Os valores obtidos (mm) foram tabulados e extraídos deles a diferença entre os dados encontrados nas amostras de cera e aqueles correspondentes ao metal fundido para avaliar as alterações dimensionais. O objetivo não foi quantificar a alteração e sim avaliar se presente ou ausente, e qual a intensidade.

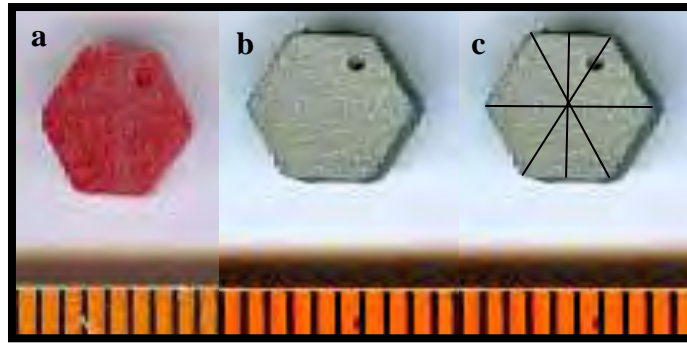


Figura 3. (a) amostra em cera; (b) amostra metálica. Formato hexagonal, marcação superior para posicionamento e milímetros para orientação; (c) linhas representativas dos locais de mensuração para avaliação da alteração dimensional.

Resultado

3.4 Resultado

Os valores médios encontrados na avaliação das alterações dimensionais (mm) decorridas do processo de fundição: diferença entre as imagens iniciais (cera) e as imagens finais (metal) estão apresentados na Figura 4, com valores negativos indicativos de contração e valores positivos de expansão.

Na análise da rugosidade de superfície, os resultados médios obtidos (R_a - μ m) pelas fundições com liga metálica Verabond II ou Fit Cast Titanium, revestimentos Heat Shock, Micro Fine 1700, Castorit Super C e Castorit All Speed e métodos de aquecimento rápido ou convencional estão na Tabela 3.

O teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) ($p < 0,05$) com três fatores de variação: liga metálica, método de aquecimento e revestimentos e suas interações foi aplicado para avaliação das alterações dimensionais e também para rugosidade de superfície. No primeiro não houve diferenças estatísticas significativas entre os fatores, nem mesmo nas interações entre eles (Tabela 4). Contudo, na rugosidade de superfície houve estas diferenças para os fatores estudados (Tabela 5). O teste de Tukey ($p < 0,05$) foi aplicado para a comparação entre as médias e revelou que o método de aquecimento rápido apresentou menor rugosidade de superfície que o convencional. Os revestimentos foram diferentes estatisticamente entre si com Heat Shock, o de menor rugosidade de superfície; e entre as ligas metálicas os menores valores foram encontrados com Fit Cast Titanium. A observação das interações está apresentada na Tabela 3.

Figura 4. Alteração dimensional (mm) – diferença entre cera e metal. Valores positivos indicam expansão e valores negativos contração. Interação entre revestimento x método de aquecimento x liga metálica ($p < 0,05$), $n=5$ para cada grupo.

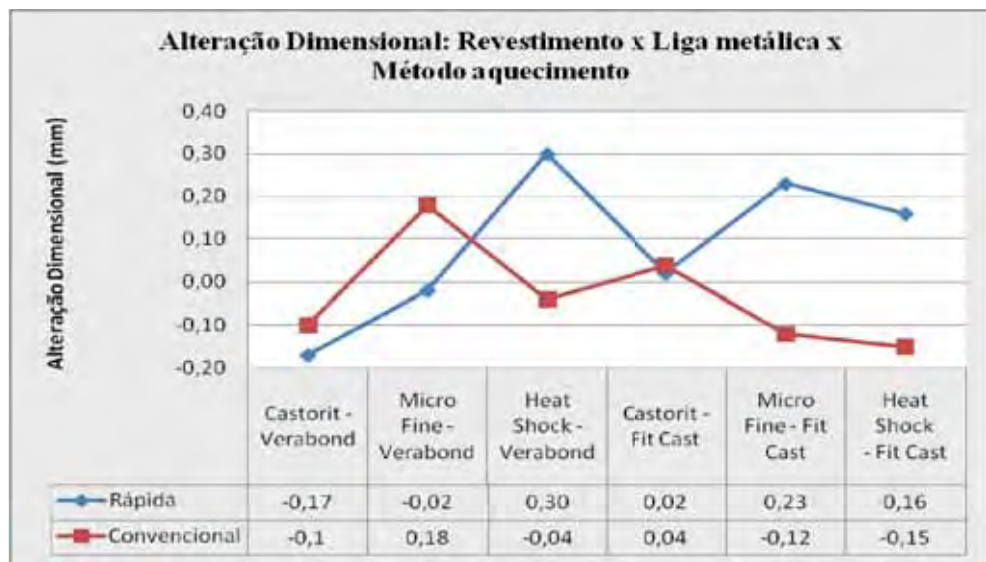


Tabela 3. Valores médios e desvio padrão da Rugosidade de Superfície (R_a - μm) de amostras metálicas obtidas da interação liga metálica x método de aquecimento x revestimento ($p < 0,05$), $n=10$ para cada grupo.

	Verabond II (Ni-Cr)		Fit Cast Titanium (Ni-Cr-Ti)	
	MAR	MAC	MAR	MAC
Heat Shock	3,58 ± 0,88 Aa	2,51 ± 0,20 Ac	2,37 ± 0,48 Ac	1,91 ± 0,24 Ab
Micro Fine 1700	5,74 ± 3,01 Bb	3,18 ± 0,34 Bc	2,81 ± 0,40 Ba	2,96 ± 0,28 Bac
Castorit Super C	-	8,28 ± 2,61 Cb	-	2,77 ± 0,34 Bc
Castorit AllSpeed	2,83 ± 0,50 Cc	-	1,75 ± 0,25 Ca	-

Letras maiúsculas nas colunas e letras minúsculas nas linhas representam diferença estatística significativa para $p < 0,05$.

Tabela 4. Teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) para alteração dimensional com 3 fatores de variação: liga metálica, método de aquecimento e revestimento; e a interação entre eles.

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	Grau de Liberdade	Quadrados Médios	F	P
Aquecimento	0.2172	1	0.2172	2.20	0.14
Revestimento	0.1936	2	0.0968	0.98	0.38
Liga Metálica	0.0006	1	0.0006	0.01	0.06
Aquecimento x Revestimento	0.3614	2	0.1807	1.83	0.17
Liga x Aquecimento	0.1354	1	0.1354	1.37	0.24
Liga x Revestimento	0.2245	2	0.1123	1.13	0.33
Liga x Aquecimento x Revestimento	0.2449	2	0.1225	1.24	0.29
Resíduo	4.7488	48	0.0989		
Variação Total	6.1265	59			

Tabela 5. Teste estatístico de Análise de Variância (ANOVA) para rugosidade de superfície com 3 fatores de variação: liga metálica, método de aquecimento e revestimento; e a interação entre eles.

Fator de Variação	Soma dos Quadrados	Grau de Liberdade	Quadrados Médios	F	P
Aquecimento	0.0425	1	0.0425	5.21	<0.05
Revestimento	0.4125	2	0.2063	25.24	<0.01
Liga Metálica	1.3294	1	1.3294	162.70	<0.01
Aquecimento x Revestimento	1.2507	2	0.6253	76.53	<0.01
Liga x Aquecimento	0.0015	1	0.0015	0.19	0.33
Liga x Revestimento	0.2237	2	0.1119	13.69	<0.01
Liga x Aquecimento x Revestimento	0.3098	2	0.1549	18.96	<0.01
Resíduo	0.8824	108	0.0082		
Variação Total	4.4526	119			

Discussão

3.5 Discussão

O processo de fundição pela cera perdida é um procedimento indicado para obtenção de peças metálicas ou cerâmicas puras e envolve diferentes etapas: enceramento, inclusão e fundição ou prensagem; bem como diferentes materiais: ceras e resinas acrílicas, revestimentos, ligas metálicas ou cerâmicas que devem apresentar afinidade entre si, para que o objetivo final, a peça protética, seja obtido com excelência nos padrões físicos de fidelidade, exatidão, lisura superficial e resistência.

Após inclusão e eliminação da cera, os passos seguintes para obtenção de uma peça metálica ou cerâmica (seja incrustação, coping ou coroa total) e as propriedades finais (como rugosidade de superfície e exatidão dimensional) apresentadas conduzem o sucesso do tratamento reabilitador.

Neste trabalho, estas propriedades supracitadas foram estudadas em amostras metálicas oriundas de ligas metálicas de Ni-Cr ou Ni-Cr-Ti. É importante analisar o comportamento de diferentes ligas, pois as associações de metais e essas combinações devem, constantemente, ser investigadas com o intuito de se encontrar aquela que melhor satisfaça os requisitos biofísicos para uma restauração dentária. Devido à interação e afinidade que existe entre os materiais (13, 21) e as diferentes marcas comerciais de revestimentos fosfatados, estes foram submetidos ao MAC e ao MAR, para então se proceder a fundição.

O método de avaliação da alteração dimensional utilizado foi semelhante ao especificado pela ADA n°19 e realizado por Abdullah (22), que mensura a distância entre dois pontos determinados, formando uma reta, apesar de, nos estudos afins (1, 16, 18, 21), os trabalhos mais encontrados avaliarem a alteração dimensional por meio da desadaptação marginal que tem a força de assentamento e o formato do preparo como variáveis, mas neste método, com *software* AutoCad 2008, foi realizada uma análise dimensional livre.

Foi realizada uma análise de variância (ANOVA) de três fatores: liga metálica, método de aquecimento e revestimento, que na avaliação do teste de alteração dimensional existente da diferença entre a cera e a peça metálica não apresentou diferenças estatísticas significativas ($p < 0,05$) entre os fatores de variação independentes e nem mesmo entre as interações (Tabela 4); ao passo que, no teste da rugosidade de superfície, os três fatores apresentaram significância ($p < 0,05$) entre eles (Tabela 5).

Na análise da alteração dimensional, apesar de não haver significância de diferença entre os valores, a Figura 4 apresenta as tendências de comportamento das interações e os valores semelhantes das ligas metálicas estudadas: 0,22mm Verabond II e 0,29mm Fit Cast Titanium confirmam este fato.

O revestimento Castorit Super C com o MAC, e Castorit All Speed com o MAR, resultante na liga metálica Fit Cast Titanium apresentaram a diferença entre os valores, cera – metal, o mais próximo do zero (0,04mm e 0,02mm, respectivamente); por outro lado, a combinação liga metálica Verabond II com o revestimento Heat Shock no MAR exibiu uma maior distância da linha do zero (0,30mm de expansão).

Estes fatos colaboram com as informações de que a alteração dimensional é afetada por vários fatores: tipo de cera, tipo de liga metálica, tipo de anel de fundição, resistência do revestimento e pressão de fundição (9).

As alterações dimensionais estão relacionadas com a contração de resfriamento da liga (21); e os métodos de aquecimento, por não terem apresentado diferenças entre si, condizem com os resultados de Yan e Takahashi (23), Shilling et al. (24), Konstantoulakis et al. (16). Blackman (13), contudo, defende que um curto período de queima pode levar a menores alterações dimensionais devido a pouca expansão sofrida pelo revestimento.

Analisando os valores próximos de zero (Figura 4), o que indica fidelidade dimensional, pode-se ter como parâmetro que a utilização de 75% de líquido especial e 25%

de água foi suficiente para promover as expansões necessárias para compensar a contração da liga (18), e aqueles grupos que se distanciaram do marco zero, uma eventual manipulação com 100% de líquido especial pudesse controlar esta diferença.

A rugosidade de superfície de uma estrutura metálica apresenta importância relevante à saúde periodontal dos tecidos circunjacentes ao elemento dental restaurado. Quanto maior a rugosidade após a fundição, maior será a dificuldade ao polimento e conseqüentemente maior será a aderência de placa bacteriana e inflamação gengival ao se considerar um coping metálico rugoso sobre implante ou dente, cujas margens ocupam o sulco periodontal (4, 5). Por outro lado, a tentativa de regularização e polimento de uma superfície rugosa pode, eventualmente, conduzir a um comprometimento estrutural da peça metálica.

Entre as ligas metálicas pesquisadas, Verabond II exibiu os maiores valores de rugosidade quando comparada a Fit Cast Titanium, assim, estatisticamente significativa ($p < 0,05$). As ligas estudadas são à base de Ni-Cr, porém, a presença de pequena porcentagem de Be (1,7%) agiu positivamente à obtenção de superfícies mais lisas. O berílio pode ser tóxico se sua concentração não for controlada (10), e sua presença é responsável pela menor contração de resfriamento da liga, melhor exatidão dimensional e menor variações (25). Em relação à fusibilidade, o titânio apresenta propriedade similar ao Ni-Cr e inferior ao Ni-Cr-Be (11), uma vez que a fluidez e viscosidade da liga fluída interferem na rugosidade (21).

O revestimento Heat Shock proporcionou estruturas mais lisas, seguido pelo Castorit All Speed e Castorit Super C; e o Micro Fine 1700 apresentou os maiores valores de rugosidade de superfície na estrutura fundida obtida.

A interação dos fatores liga metálica e método de aquecimento não apresentou diferenças estatísticas significativas, podendo indicar que as características dos revestimentos fosfatados são responsáveis pelas propriedades de superfície, pois são eles que envolvem e

mantêm íntimo contato: primeiro com a escultura em cera ou resina acrílica e, depois, com a liga metálica até seu resfriamento e solidificação (23).

Ao mesmo tempo, quando há interação dos fatores de variação, os valores podem ser diferentes, pois o revestimento Castorit Super C apresentou os maiores valores (8,29 Ra) com MAC e liga Verabond II, e o revestimento Castorit All Speed, do mesmo fabricante, exibiu os menores valores no MAR com a liga Fit Cast Titanium (1,75 Ra). Os valores da segunda associação estão de acordo com as indicações do fabricante que recomenda Castorit All Speed para MAR, porém, a primeira associação foge deste preceito, pois Castorit Super C é indicado para MAC e tal fato não apresentou resultados favoráveis quanto à rugosidade, provavelmente, devido à interação com a liga metálica Verabond II.

O MAR, em relação ao MAC, produziu superfícies de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti com os menores valores de rugosidade, sendo mesmo semelhantes aos obtidos em liga áurea; e a rugosidade de superfície foi reduzida com MAR (13). Contudo, diferente de outros autores (3, 16, 23), os quais não verificaram diferenças na rugosidade de superfície quando utilizaram MAC e MAR.

O quesito de vantagem que difere os métodos de aquecimento é o consumo de tempo reduzido no MAR em relação ao MAC. Assim, para que o MAR possa ser aplicado com eficiência, a avaliação das características de expansão dos revestimentos, associados aos valores de contração das ligas metálicas de melhores características, devem ser ponderadas, para que a rugosidade de superfície e alterações dimensionais das peças obtidas estejam sempre mais próximas possível de zero.

Conclusão

3.6 Conclusão

Os valores encontrados neste estudo e sua submissão ao teste estatístico permitem concluir que:

- os métodos de aquecimento não interferem na alteração dimensional, mas na rugosidade de superfície a interação do MAR com revestimento Castorit All Speed e MAC com revestimento Heat Shock produziu peças metálicas com menor rugosidade de superfície.
- não houve diferenças entre as ligas pesquisadas quanto à alteração dimensional, e a liga Fit Cast Titanium exibiu superfície com menor rugosidade.
- os revestimentos não diferiram em relação à alteração dimensional. De uma forma geral, quanto à rugosidade, as amostras metálicas obtidas do Micro Fine 1700 foram as mais rugosas e as com Heat Shock, as de menor rugosidade, no MAC.
- a combinação Castorit All Speed no método de aquecimento rápido e liga metálica Fit Cast Titanium apresentou a menor rugosidade de superfície.

Referências

3.7 Referências⁴

- 1- Lombardas P, Carbunaru A, McAlarney ME, Toothaker RW. Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84:27-31.
- 2- Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, Silva, TBC. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium. *J Prosthet Dent.* 2004;92:274-277.
- 3- Yang CC, Yang HH, Ding SJ, Huang TH, Kao CT, Yan M. Characteristics of commercial quick-heating phosphate-bonded investments for the accelerated casting technique. *Quintessence Int.* 2007;38:271-278.
- 4- Bedi A, Michalakis KX, Hirayama H, Stark PC. The effect of different investment technique on the surface roughness and irregularities of gold palladium alloy castings. *J Prosthet Dent.* 2008; 99:282-286.
- 5- Lima EM, Silva WJ, Moura JS, Faot F, Del Bel Cury AA. Evaluation of surface characteristics of Ti-6Al-4V and Tilitite alloys used for implant abutments. *Braz Oral Res.* 2006;20:307-311.

⁴ Normas para publicação da Revista *Journal of Oral Rehabilitation* estão em Anexo B.

-
- 6- Tanner J, Carlen A, Soderling E, Vallittu PK. Adsorption of parotid saliva proteins and adhesion of *Streptococcus mutans* ATCC 21752 to dental fiber-reinforced composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;66:391-398.
- 7- Grossner-Schreiber B, Griepentrog M, Haustein I, Muller WD, Lange KP, Briedifkeit H et al. Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:543-551.
- 8- Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent.* 2000; 83:223-234.
- 9- Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials, 11th. ed. Philadelphia: Saunders; 2003.
- 10- Torres EM, Rodrigues RC, Mattos MGC, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007;35:800-805.
- 11- Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon OL. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2007;98:445-454.
- 12- Costa HMF, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. *Braz Dent J.* 2003; 14: 197-202.

- 13- Blackman RB. Evaluation of the dimensional changes and surface roughness of gold crowns cast with rapidly prepared phosphate-bonded investment: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000;83:187-193.
- 14- Luk WK, Darvell BW. Effect of burnout temperature on strength of gypsum-bonded investments. *Dent Mater.* 2003;19: 552–557.
- 15- Taggart WH. A new and accurant method of making gold inlays. *Dent Cosmos.* 1907;49:1117-1121.
- 16- Konstantoulakis E, Nakajima H, Woody RD, Miller AW. Marginal fit and surface roughness of crowns made with an accelerated casting technique. *J Prosthet Dent.* 1998;80:337-345.
- 17- Bailey JH, Sherrard DJ. Post-and-core assemblies made with an accelerated pattern elimination technique. *J Prosthodont.* 1994; 3:47-52.
- 18- Ito M, Kuroiwa A, Nagasawa S, Yoshida T, Yagasaki H, Oshida Y. Effect of wax melting range and investment liquid concentration on the accuracy of a three-quarter crown casting. *J Prosthet Dent.* 2002;87:57-61.
- 19- Quick DC, Holtan JR, Gross GK. Use os scanning laser three-dimensional digitizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 229-235.

- 20- Juszczak AS, Radford DR, Curtis RV. Deformation of phosphate-bonded investment materials at elevated temperatures. *Dent Mater.* 2007;23:579-585.
- 21- Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y, Okabe T. Casting accuracy of experimental Ti-Cu alloys. *Dent Mater J.* 2001; 20:16-23.
- 22- Abdullah, MA. Surface detail, compressive strength, and dimensional accuracy of gypsum casts after repeated immersion in hypochlorite solution. *J Prosthet Dent.* 2006;95:462-468.
- 23- Yan M, Takahashi H. Titanium casting using commercial phosphate-bonded investments with quick heating method. *Dent Mater J.* 2006;25:391-398
- 24- Schilling ER, Miller BH, Woody RD, Miller AW, Nunn ME. Marginal gap of crowns made with a phosphate-bonded investment and accelerated casting method. *J Prosthet Dent.* 1999;81:129-134.
- 25- Duncan JD. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 1982; 47:63-64.

Anexos

Anexo

Anexo A- Normas da revista Dental Materials

1- Dental Materials

Guide for Authors

Official Publication of the Academy of Dental Materials (ISSN: **0109-5641**)

Guide for Authors

Authors are requested to submit their original manuscript and figures via the online submission and editorial system for Dental Materials. Using this online system, authors may submit manuscripts and track their progress through the system to publication. Reviewers can download manuscripts and submit their opinions to the editor. Editors can manage the whole submission/review/revise/publish process. Please register at: <http://ees.elsevier.com/dema>.

Dental Materials now only accepts online submissions.

The Artwork Quality Control Tool is now available to users of the online submission system. To help authors submit high-quality artwork early in the process, this tool checks the submitted artwork and other file types against the artwork requirements outlined in the Artwork Instructions to Authors on www.elsevier.com/artworkinstructions. The Artwork Quality Control Tool automatically checks all artwork files when they are first uploaded. Each figure/file is checked only once, so further along in the process only new uploaded files will be checked.

Manuscripts

The journal is principally for publication of *Original Research Reports*, which should

preferably investigate a defined hypothesis. Maximum length 6 journal pages (approximately 20 double-spaced typescript pages) including illustrations and tables.

Systematic Reviews will however be considered. Intending authors should communicate with the Editor beforehand, *by email*, outlining the proposed scope of the review. Maximum length 10 journal pages (approximately 33 double-spaced typescript pages) including figures and tables.

Three copies of the manuscript should be submitted: each accompanied by a set of illustrations. The requirements for submission are in accordance with the "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals", *Annals of Internal Medicine*, 1977,126, 36-47. All manuscripts must be written in American English. Authors are urged to write as concisely as possible.

The Editor and Publisher reserve the right to make minimal literary corrections for the sake of clarity. Authors for whom English is not the first language should have their manuscripts read by colleagues fluent in English. If extensive English corrections are needed, authors may be charged for the cost of editing. For additional reference, consult issues of *Dental Materials* published after January 1999 or the Council of Biology Editors Style Manual (1995 ed.). All manuscripts should be accompanied by a **letter of transmittal**, signed by each author, and stating that the manuscript is not concurrently under consideration for publication in another journal, that all of the named authors were involved in the work leading to the publication of the paper, and that all the named authors have read the paper before it is submitted for publication.

Always keep a backup copy of the electronic file for reference and safety.

Manuscripts not conforming to the journal style will be returned. In addition, manuscripts which are not written in fluent English will be rejected automatically without refereeing.

Format

General

- number all pages consecutively.
- type double-spaced on A4 or 8.5 x 11-inch bond paper, with margins of 30 mm.
- double-space references.
- indent or space paragraphs.
- arrange article in the following order: Title, Abstract, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusion, Acknowledgements, References, Tables, Figures, Captions.
- start each section on a separate page.

Title page

- Title (capitalize the first letter of the first word) e.g. Comparison of the color stability of ten new composites.
- Authors (first name, middle initial, surname) e.g. Kenneth J. Anusavice 1, Victoria Marker 2
- Authors' addresses (abbreviated) e.g.
1 Department of Biomaterials, University of Florida, Gainesville, Florida, USA
2 Department of Biomaterials Science, Baylor College of Dentistry, Dallas, Texas, USA
- Short Title (45 characters) e.g Color stability of composites

- **Corresponding Author details (essential): Name, complete address, phone, fax, and E-mail numbers**

Abstract (structured format)

- 250 words or less.
- subheadings should appear in the text of the abstract as follows: Objectives, Methods, Results, Significance. (For Systematic Reviews: Objectives, Data, Sources, Study selection, Conclusions). The Results section may incorporate small tabulations of data, normally 3 rows maximum.

Keywords

Up to 10 keywords should be supplied e.g. dental material, composite resin, adhesion.

Introduction

This must be presented in a structured format, covering the following subjects, although actual subheadings should not be included:

- succinct statements of the issue in question;
- the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue (reference);
- the aims and objectives of the research being reported relating the research to dentistry, where not obvious.

Materials and methods

- describe the procedures and analytical techniques.
- only cite references to published methods.

- include at least general composition details and batch numbers for all materials.
- identify names and sources of all commercial products e.g.
"The composite (Silar, 3M Co., St. Paul, MN, USA)..."
"... an Au-Pd alloy (Estheticor Opal, Cendres et Metaux, Switzerland)."
- specify statistical significance test methods.

Results

- refer to appropriate tables and figures.
- refrain from subjective comments.
- make no reference to previous literature.
- report statistical findings.

Discussion

- explain and interpret data.
- state implications of the results, relate to composition.
- indicate limitations of findings.
- relate to other relevant research.
- suggest directions for future research.

Conclusion (if included)

- must NOT repeat Results or Discussion
- must concisely state inference, significance, or consequences

Acknowledgements

As appropriate, e.g.:

"Based on a thesis submitted to the graduate faculty, University of Virginia, in partial fulfilment of the requirements for the M.S. degree."

"This investigation was supported in part by Research Grant DE 00000 from the National Institute of Dental Research, Bethesda, MD 20892."

References - must now be given **according to the following numeric system:**

Cite references in text in numerical order. Use square brackets: in-line, not superscript e.g. [23]. All references must be listed at the end of the paper, double-spaced, without indents. For example:

1. Moulin P, Picard B and Degrange M. Water resistance of resin-bonded joints with time related to alloy surface treatments. *J Dent*, 1999; 27:79-87.

2. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR and Wilder AD. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. *Dent Mater*, 1989; 5:157-160.

Avoid referencing abstracts if possible. If unavoidable, reference as follows:

3. Demarest VA and Greener EH . Storage moduli and interaction parameters of experimental dental composites. *J Dent Res*, 1996; 67:221, Abstr. No. 868.

Tables and figures

All tables and figures must be thoroughly discussed in the text of the manuscript.

Tables

- one table to a page, each with a title.

- number tables in order of mention using Arabic numerals.
- must be able to "stand alone" apart from text.

garantee acceptance or preference for.

Figures

- Do not import the figures into the text file but, instead, indicate their approximate locations directly in the electronic text. Images to be supplied separately in jpg, gif or other graphics file.
- only black and white photographs for print publication.
- omit titles and other information contained in the figure caption.
- maximum of 6 figures per manuscript.
- figures grouped together should have similar dimensions and be labelled "a, b, c", etc.
- place magnification markers directly on the micrographs.
- authors should consider that the majority of figures will be reduced to the width of a single column (approximately 85 mm). Preferably figures should exactly match, or be no more than 1.5 times that width.
- authors can indicate if they feel a figure should be full page width.

Dental Materials has been selected for inclusion in a new 'colourful e-products' workflow. Figures that appear in black and white in the printed version of the journal can be IN COLOUR, online, in ScienceDirect. Authors wishing to make use of this facility should ensure that 1. the artwork is in an acceptable format (TIFF, EPS or MS Office files) and at the correct resolution 2. RGB colourspace is used and 3. for colour online and black and white in print, both colour and black and white artwork (file and/or hardcopy) is provided. **There will**

be no charges to the authors for colour figures online.

Graphs

- unique, concise axis labels; do not repeat the Figure caption.
- uniform size for graphs of similar type.
- type size that will be easily read when the graph is reduced to one column width.
- lines that are thick and solid (100% black).

Captions to tables and figures

- list together on a separate page.
- should be complete and understandable apart from the text.
- include key for symbols or abbreviations used in Figures.
- individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

General Notes on Text

Abbreviations and acronyms: terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned.

Correct Usage

- use S.I. units (International System of Units). If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses.
- use correct symbols for μ , L (as in μm , mL, etc.)
- put leading zeros in all numbers less than 1.0
- write out number of ten or fewer (ten rats) except when indicating inanimate quantities (10

mL)

- always use digits for dates, dimensions, degrees, doses, time, percentages, ratios, statistical results, measurements, culture cells, and teeth.
- the complete names of individual teeth must be given in the text.

General Policy

- receipt of manuscripts will be acknowledged.
- after initial review, authors will be notified of status.
- every effort is made to obtain timely reviews; please remember that the referees and the editor are volunteers.
- a list of revisions and responses to reviewers' critiques must accompany resubmitted revised manuscripts.

On Submission: Agreement, by the act of ticking a box, to the statement, "This paper has been compiled with the knowledge, input and approval of all the named authors."

On acceptance, authors will be required to sign a *transfer of copyright agreement* . If figures, tables, or other excerpts, are included from copyrighted works the author is responsible for obtaining written permission from the copyright holder prior to submitting the final version of the paper. Full credit must be given to such sources.

Offprints and page charges: no page charges are levied on articles published in *Dental Materials*. Each corresponding author receives 25 offprints of their article free of charge after it has been published; they will also have the opportunity to order additional copies.

Submission Package Checklist:

- *letter of transmittal* signed by all authors.
- One electronic copy of the manuscript.
- One electronic copy of each image and table, all labelled.

For further guidance on electronic submission, please contact Author Services, Log-In department, Elsevier Ltd, The Boulevard, Langford Lane, Kidlington, Oxford, OX5 1GB, UK. E-mail: authors@elsevier.co.uk, fax: +44 (0)1865 843905, tel: +44 (0)1865 843900.

Anexo B- Normas da revista Journal of Oral Rehabilitation

2- Journal of Oral Rehabilitation

ISSN:0305-182X

On Line ISSN:1365-2842

Author Guidelines

MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

1.Format

Language: The language of publication is British English. Authors for whom English is a second language must have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at

www.blackwellpublishing.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication.

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: *Journal of Oral Rehabilitation* adheres to the conventions outlined in *Units, Symbols and Abbreviations: A Guide for Medical and Scientific Editors and Authors*. Non-standard abbreviations must be used three or more times and written out completely in the text when first used.

2.Structure

All manuscripts submitted to the *Journal of Oral Rehabilitation* should include: Title page,

abstract, main text, acknowledgements, references and tables, figures and figure legends as appropriate.

Title: must be concise and contain no more than 100 characters including spaces. The title page should include a running title of no more than 50 characters; 5-10 key words, complete names of institutions for each author, and the name, address, telephone number, fax number and e-mail address for the corresponding author. The title page should also include the date of submission (or revision/resubmission).

Abstract: should be 250 words in length and not contain abbreviations. References must be cited in full.

Main Text of Original Research Articles should include Introduction, Materials and Methods, Results and Discussions.

Introduction: should be focused, outlining the historical or logical origins of the study and not summarise the results; exhaustive literature reviews are not appropriate.

Materials and Methods: must contain sufficient detail such that, in combination with the references cited, all experiments reported can be fully reproduced. As a condition of publication, authors are required to make materials and methods used freely available to academic researchers for their own use. This includes antibodies and the constructs used to make transgenic animals, although not the animals themselves. Papers reporting protein or DNA sequences and crystallographic structure determinations will not be accepted without a Genbank or Brookhaven accession number, respectively. Other supporting data sets must be made available on the publication date from the authors directly.

(i) Experimental Subjects: When human subjects are used, manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject. Authors should be aware of the Code of Ethics of the World Medical

Association (Declaration of Helsinki), which has been printed in the *British Medical Journal* (18 July 1964).

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimise pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC).

All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and approval committee for each study, if applicable.

The Editor in Chief reserves the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

(ii) Suppliers: Suppliers of materials should be named and, with the exception of well-known suppliers, such as Straumann, Colgate and Biocare, their location (town, state/county, country) included.

Results: should present the observations with minimal reference to earlier literature or to possible interpretations.

Discussion: may usefully start with a brief summary of the major findings, but repetition of parts of the abstract or of the results section should be avoided.

Main Text of Reviews and Case Reports: need not follow the usual divisions of original research articles, but should contain appropriate headings and subheadings.

Acknowledgements: should follow the References. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or

contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

3. References

References should be numbered consecutively in the order in which they are first mentioned in the text. Identify references in text, tables, and legends by Arabic numerals in parentheses. References cited only in tables or figure legends should be numbered in accordance with the sequence established by the first identification in the text of the particular table or figure. Use the style of the examples below, which are based on the formats used by the NLM in Index Medicus. The titles of journals should be abbreviated according to the style used in Index Medicus. Consult the List of Journals Indexed in Index Medicus, published annually as a separate publication by the library and as a list in the January issue of Index Medicus. The list can also be obtained through the library's web site (www.nlm.nih.gov).

Journals

Lobbezoo F, van der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 293-300

(If more than six authors please list the first six authors followed by et al.):

Takata Y, Ansai T, Awano S, Fukuhara M, Sonoki K, Wakisaka M et al. Chewing ability and quality of life in an 80-year-old population. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 330-334

Books:

Fejerskov O, Kidd E. (eds) *Dental caries: The Disease and its Clinical Management.* Copenhagen: Blackwell Munksgaard; 2003.

We recommend the use of a tool such as EndNote or Reference Manager for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp . Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: should be double-spaced with no vertical rulings, with a single bold ruling beneath the column titles. Units of measurements must be included in the column title.

Figures: All figures should be planned to fit within either 1 column width (8.0 cm), 1.5 column widths (13.0 cm) or 2 column widths (17.0 cm). Lettering on figures should be in a clear, sans serif typeface (e.g. Helvetica); if possible, the same typeface should be used for all figures in a paper. After reduction for publication, upper-case text and numbers should be at least 1.5-2.0 mm high (10 point Helvetica). After reduction symbols should be at least 2.0-3.0 mm high (10 point). In general, multi-part figures should be arranged as they would appear in the final version. Any special requirements (such as the separation distance of stereo pairs) should be clearly specified.

Unnecessary figures and parts (panels) of figures should be avoided: data presented in small tables or histograms, for instance, can generally be stated briefly in the text instead. Figures should not contain more than one panel unless the parts are logically connected; each panel of a multipart figure should be sized so that the whole figure can be reduced by the same amount and reproduced on the printed page at the smallest size at which essential details are visible.

The vertical axis of histograms should not be truncated to exaggerate small differences. The line spacing should be wide enough to remain clear on reduction to the minimum acceptable printed size.

Figures divided into parts should be labeled with a lower-case, boldface, roman letter, a, b, and so on, in the same typesize as used elsewhere in the figure. Lettering in figures should be in lower-case type, with the first letter capitalized. Units should have a single space between the number and the unit, and follow SI nomenclature or the nomenclature common to a particular field. Thousands should be separated by thin spaces (1 000). Unusual units or abbreviations should be spelled out in full or defined in the legend. Scale bars should be used rather than magnification factors, with the length of the bar defined in the legend rather than on the bar itself. In general, visual cues (on the figures themselves) are preferred to verbal explanations in the legend (e.g. broken line, open red triangles etc.)

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). Please submit the data for figures in black and white or submit a colourwork agreement form. EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible). For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures:
www.blackwellpublishing.com/bauthor/illustration.asp

Permissions: If all or part of previously published illustrations are to be used, permission **must** be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

Colour Charges: It is the policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* for authors to pay the full cost for the reproduction of their colour artwork. Therefore, please note that if there is colour artwork in your manuscript when it is accepted for publication, Blackwell Publishing require you to complete and return a Colour Work Agreement Form before your paper can be published. The Colour Work Agreement Form should be returned to the Production Editor, Karen Zafaralla, at Wiley Services Singapore, 600 North Bridge Road, 05-01 Parkview Square, Singapore 188778. Any article received by Blackwell Publishing with colour work will not be published until the form has been returned. If you are unable to access the internet, or are unable to download the form, please contact Karen Zafaralla, the Production Editor of *Journal of Oral Rehabilitation* (e-mail: jor@oxon.blackwellpublishing.com).

Figure Legends: should be a separate section of the manuscript, and should begin with a brief title for the whole figure and continue with a short description of each panel and the symbols used; they should not contain any details of methods.

5.SupportingInformation

Publication in electronic formats has created opportunities for adding details or whole sections in the electronic version only. Authors need to work closely with the editors in developing or using such new publication formats.

Supporting Information, such as data sets or additional figures or tables, that will not be published in the print edition of the journal, but which will be viewable via the online edition, can be submitted.

It should be clearly stated at the time of submission that the Supporting Information is intended to be made available through the online edition. If the size or format of the Supporting Information is such that it cannot be accommodated on the journal's Web site, the author agrees to make the Supporting Information available free of charge on a permanent Web site, to which links will be set up from the journal's website. The author must advise Blackwell Publishing if the URL of the website where the Supporting Information is located changes. The content of the Supporting Information must not be altered after the paper has been accepted for publication.

The availability of Supporting Information should be indicated in the main manuscript by a paragraph, to appear after the References, headed "Supporting Information" and providing titles of figures, tables, etc. In order to protect reviewer anonymity, material posted on the authors Web site cannot be reviewed. The Supporting Information is an integral part of the article and will be reviewed accordingly.

Anexo C- Ilustrações, gráficos, tabelas

Tabela 1- Grupos de pesquisa formados pela interação revestimento x método de aquecimento x liga metálica pesquisados.

Grupos	Revestimentos	Método de Aquecimento	Liga Metálica
I	Castorit Super C	Convencional	Ni-Cr (Verabond II) Ni-Cr-Ti (Fit Cast)
II	Castorit All Speed	Rápido	Ni-Cr (Verabond II) Ni-Cr-Ti (Fit Cast)
III	Micro Fine 1700	Convencional	Ni-Cr (Verabond II) Ni-Cr-Ti (Fit Cast)
IV	Micro Fine 1700	Rápido	Ni-Cr (Verabond II) Ni-Cr-Ti (Fit Cast)
V	Heat Shock	Convencional	Ni-Cr (Verabond II) Ni-Cr-Ti (Fit Cast)
VI	Heat Shock	Rápido	Ni-Cr (Verabond II) Ni-Cr-Ti (Fit Cast)

Tabelas com os valores gerais, médias e desvio padrão de Rugosidade de Superfície (Ra- μ m)

Tabela 2 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μ m) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média de Leituras
1	4,27	3,91	3,26	3,813
2	2,56	3,09	2,93	2,860
3	3,22	3,81	3,09	3,373
4	3,24	3,53	4,62	3,797
5	6,34	4,43	5,30	5,357
6	3,02	3,00	2,88	2,967
7	3,05	3,54	2,76	3,117
8	2,32	2,45	2,80	2,523
9	5,62	5,51	3,05	4,727
10	3,54	2,68	3,64	3,287
Médias	3,718	3,595	3,433	3,582 \pm
Desvio Padrão				0,876

Tabela 3 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média de Leitura
1	2,98	3,05	3,9	3,310
2	1,96	2,12	1,89	1,990
3	2,47	2,79	3,43	2,897
4	2,66	2,42	2,62	2,567
5	2,35	2,92	2,98	2,750
6	2,19	2,16	1,87	2,073
7	1,90	1,90	1,84	1,880
8	2,10	2,41	2,01	2,173
9	2,33	1,92	2,13	2,127
10	2,11	1,76	1,99	1,953
Médias	2,305	2,345	2,466	2,372 \pm
Desvio Padrão				0,482

Tabela 4 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média de Leitura
1	3,74	3,37	3,83	3,647
2	5,58	4,34	5,21	5,043
3	7,62	7,19	8,28	7,697
4	3,30	3,59	4,07	3,653
5	4,17	4,81	4,69	4,557
6	4,02	4,60	4,80	4,473
7	7,25	8,63	8,60	8,160
8	3,74	4,32	3,66	3,907
9	13,77	10,31	14,57	12,883
10	3,51	3,38	3,28	3,390
Médias	5,670	5,454	6,099	5,741 \pm
Desvio Padrão				3,015

Tabela 5 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	3,82	3,81	3,02	3,550
2	2,48	3,11	2,81	2,800
3	2,73	2,65	2,65	2,677
4	2,16	2,10	2,51	2,257
5	3,20	2,82	3,26	3,093
6	2,17	2,97	2,50	2,547
7	3,11	3,38	3,30	3,263
8	2,60	2,88	2,92	2,800
9	2,72	2,89	2,59	2,733
10	2,30	2,50	2,39	2,397
Médias	2,729	2,911	2,795	2,812 \pm
Desvio Padrão				0,397

Tabela 6 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Castorit All Speed e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	3,32	3,31	3,79	3,473
2	3,11	2,80	2,26	2,723
3	2,06	2,38	2,03	2,157
4	2,67	2,39	2,36	2,473
5	3,89	3,58	3,64	3,703
6	2,96	2,79	2,42	2,723
7	2,14	2,16	2,33	2,210
8	3,29	2,29	3,40	2,993
9	2,59	2,92	2,85	2,787
10	3,42	2,72	3,00	3,047
Médias	2,945	2,734	2,808	2,829 \pm
Desvio Padrão				0,499

Tabela 7 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Castorit All Speed e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	1,44	1,77	1,69	1,633
2	1,48	1,79	1,82	1,697
3	2,34	2,11	1,93	2,127
4	1,83	1,77	1,75	1,783
5	1,59	1,71	1,83	1,710
6	2,08	2,12	2,22	2,140
7	1,86	1,49	1,65	1,667
8	1,25	1,34	1,11	1,233
9	1,95	1,72	1,66	1,777
10	1,758	1,758	1,740	1,752
Médias	1,758	1,758	1,740	1,752 \pm
Desvio Padrão				0,256

Tabela 8 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	2,34	2,51	2,08	2,310
2	2,68	2,47	2,08	2,410
3	3,21	3,29	2,08	2,860
4	3,40	2,80	2,08	2,760
5	2,78	2,53	2,08	2,463
6	3,07	3,04	2,08	2,730
7	2,74	2,38	2,08	2,400
8	2,41	2,29	2,08	2,260
9	2,53	2,78	2,08	2,463
10	2,55	2,65	2,08	2,427
Médias	2,771	2,674	2,080	2,508 \pm
Desvio Padrão				0,203

Tabela 9 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média de Leitura
1	1,57	1,97	1,94	1,827
2	1,95	1,89	1,57	1,803
3	1,86	2,03	1,81	1,900
4	1,95	2,73	2,21	2,297
5	2,15	2,1	2,22	2,157
6	1,86	2,02	1,69	1,857
7	1,87	2,03	2,19	2,030
8	1,78	1,87	1,66	1,770
9	1,93	2,01	2,23	2,057
10	1,61	1,25	1,47	1,443
Médias	1,853	1,990	1,899	1,914 \pm
Desvio Padrão				0,237

Tabela 10 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média de Leitura
1	3,24	2,63	2,17	2,680
2	3,22	3,90	3,81	3,643
3	3,03	3,05	2,43	2,837
4	3,54	2,96	3,35	3,283
5	3,00	3,26	3,36	3,207
6	3,48	3,24	3,66	3,460
7	3,39	3,72	3,85	3,653
8	2,93	2,91	2,87	2,903
9	2,97	3,09	2,79	2,950
10	3,36	3,44	2,83	3,210
Médias	3,216	3,220	3,112	3,183 \pm
Desvio Padrão				0,338

Tabela 11 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	2,68	2,82	2,83	2,777
2	3,22	2,56	3,59	3,123
3	2,91	3,05	3,05	3,003
4	2,91	2,57	2,70	2,727
5	2,68	2,15	2,89	2,573
6	3,08	3,43	2,72	3,077
7	3,03	3,28	3,47	3,260
8	2,75	2,73	2,37	2,617
9	3,03	2,60	3,28	2,970
10	3,80	3,27	3,26	3,443
Médias	3,009	2,846	3,016	2,957 \pm
Desvio Padrão				0,283

Tabela 12 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Castorit Super C e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	4,44	4,62	5,86	4,973
2	5,50	4,77	5,57	5,280
3	10,46	9,91	10,09	10,153
4	8,66	7,96	7,79	8,137
5	9,28	12,70	8,82	10,267
6	12,47	10,90	9,54	10,970
7	5,35	9,11	8,11	7,523
8	7,78	7,19	4,57	6,513
9	6,98	5,49	6,16	6,210
10	11,01	14,24	13,22	12,823
Médias	8,193	8,689	7,973	8,285 \pm
Desvio Padrão				2,651

Tabela 13 - Valores gerais, médias e desvio padrão de rugosidade superficial (Ra- μm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Castorit Super C e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	Leitura			Média de Leitura
	1	2	3	
1	3,46	2,37	3,53	3,120
2	2,93	2,31	2,14	2,460
3	2,82	3,1	2,48	2,800
4	2,67	2,76	2,54	2,657
5	3,02	2,05	2,71	2,593
6	2,15	2,13	2,55	2,277
7	2,86	3,71	3,81	3,460
8	2,91	2,58	3,33	2,940
9	2,69	2,82	2,44	2,650
10	2,68	2,89	2,54	2,703
Médias	2,819	2,672	2,807	2,766 \pm
Desvio Padrão				0,338

Tabelas com os valores gerais, médias e desvio padrão de Alteração Dimensional (mm)

Tabela 14 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Castorit All Speed e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	A	A	Diferença	B	B	Diferença
	cera	fundição		cera	fundição	
1	9,15	8,50	-0,65	10,52	8,72	-1,80
2	8,22	7,60	-0,62	9,09	8,62	-0,47
3	7,75	7,97	0,22	8,46	8,99	0,53
4	7,37	7,97	0,60	8,35	9,14	0,79
5	8,13	7,69	-0,44	8,29	8,82	0,53
Média	8,12	7,95	-0,17	8,94	8,86	-0,08
Desvio Padrão			\pm 0,56			

Tabela 15 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
6	7,67	8,31	0,64	8,79	8,45	-0,34
7	7,62	7,94	0,32	8,77	8,75	-0,02
8	8,41	7,87	-0,54	8,80	9,21	0,41
9	7,90	7,85	-0,05	9,21	8,95	-0,26
10	8,24	7,80	-0,44	8,59	9,03	0,44
Média	7,97	7,95	-0,02	8,83	8,88	0,05
Desvio Padrão			± 0,50			

Tabela 16 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	A cera	A Fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
11	7,77	8,16	0,39	8,68	8,76	0,08
12	8,03	7,92	-0,11	8,46	8,93	0,47
13	7,01	7,97	0,96	8,03	8,69	0,66
14	7,83	8,17	0,34	8,64	8,86	0,22
15	8,21	8,12	-0,09	8,89	8,97	0,08
Média	7,77	8,07	0,30	8,54	8,84	0,30
Desvio Padrão			± 0,44			

Tabela 17 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Castorit All Speed e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
46	7,69	8,06	0,37	8,50	8,83	0,33
47	7,96	7,73	-0,23	8,70	8,63	-0,07
48	7,96	7,91	-0,05	8,80	8,63	-0,17
49	7,63	7,60	-0,03	8,76	8,58	-0,18
50	8,09	8,13	0,04	8,71	8,76	0,05
Média	7,87	7,89	0,02	8,69	8,69	0,00
Desvio Padrão			±0,22			

Tabela 18 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
51	7,68	7,71	0,03	8,86	8,83	-0,03
52	7,69	8,06	0,37	8,45	8,76	0,31
53	7,83	8,06	0,23	8,48	9,15	0,67
54	7,77	8,02	0,25	9,38	9,13	-0,25
55	7,68	7,95	0,27	8,79	8,69	-0,10
Média	7,73	7,96	0,23	8,79	8,91	0,12
Desvio Padrão			± 0,12			

Tabela 19 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento rápido, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
56	7,57	7,51	-0,06	8,54	8,46	-0,08
57	7,59	8,09	0,50	8,77	9,10	0,33
58	7,85	8,13	0,28	8,62	9,05	0,43
59	7,86	7,92	0,06	8,80	8,97	0,17
60	7,92	7,94	0,02	8,85	8,83	-0,02
Média	7,76	7,92	0,16	8,72	8,88	0,16
Desvio Padrão			± 0,23			

Tabela 20 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Castorit Super C e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
21	8,00	7,87	-0,13	9,04	8,93	-0,11
22	7,51	7,63	0,12	8,88	8,83	-0,05
23	7,92	7,96	0,04	8,96	9,25	0,29
24	7,89	7,74	-0,15	8,99	8,97	-0,02
25	8,33	7,94	-0,39	9,31	9,04	-0,27
Média	7,93	7,83	-0,10	9,03	9,00	-0,03
Desvio Padrão			± 0,20			

Tabela 21 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
26	8,01	8,06	0,05	8,90	9,31	0,41
27	7,93	8,14	0,21	9,02	9,24	0,22
28	8,06	8,09	0,03	9,50	9,01	-0,49
29	7,81	8,07	0,26	8,97	9,13	0,16
30	7,95	8,28	0,33	8,49	8,46	-0,03
Média	7,95	8,13	0,18	8,98	9,03	0,05
Desvio Padrão			±0,13			

Tabela 22 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr (Verabond II).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
16	8,07	7,72	-0,35	9,07	8,78	-0,29
17	8,41	8,30	-0,11	8,92	8,91	-0,01
18	8,06	8,13	0,07	8,98	8,96	-0,02
19	8,18	8,35	0,17	8,76	8,97	0,21
20	7,93	7,93	0,00	8,67	8,65	-0,02
Média	8,13	8,09	-0,04	8,88	8,85	-0,03
Desvio Padrão			± 0,20			

Tabela 23 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Castorit Super C e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
31	8,09	7,93	-0,16	9,21	9,17	-0,04
32	7,54	7,97	0,43	8,36	9,05	0,69
33	7,96	8,29	0,33	8,76	8,84	0,08
34	8,27	8,23	-0,04	9,15	8,80	-0,35
35	8,40	8,05	-0,35	9,02	8,90	-0,12
Média	8,05	8,09	0,04	8,90	8,95	0,05
Desvio Padrão			± 0,33			

Tabela 24 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Micro Fine 1700 e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
36	8,15	7,92	-0,23	8,86	8,68	-0,18
37	8,14	8,19	0,05	9,24	9,18	-0,06
38	8,06	7,97	-0,09	8,58	8,57	-0,01
39	7,95	8,04	0,09	8,76	8,69	-0,07
40	7,87	7,41	-0,46	8,55	8,57	0,02
Média	8,03	7,91	-0,12	8,80	8,74	-0,06
Desvio Padrão			± 0,20			

Tabela 25 - Valores gerais, médias e desvio padrão de alteração dimensional (mm) de corpos de prova obtidos pelo método de aquecimento convencional, com revestimento Heat Shock e liga metálica Ni-Cr-Ti (Fit Cast Titanium).

Corpo de Prova	A cera	A fundição	Diferença	B cera	B fundição	Diferença
41	8,27	7,91	-0,36	8,86	8,93	0,07
42	8,27	7,92	-0,35	9,21	8,94	-0,27
43	8,05	7,91	-0,14	8,96	8,81	-0,15
44	8,03	7,87	-0,16	8,84	8,79	-0,05
45	7,89	8,15	0,26	8,89	8,92	0,03
Média	8,10	7,95	-0,15	8,95	8,88	-0,07
Desvio Padrão			±0,22			

Tabelas com os valores gerais, médias e desvio padrão de Resistência à Compressão (MPa)

Tabela 26 – Valores gerais, médias e desvio padrão da resistência à compressão (MPa) de revestimentos odontológicos após presa de bancada de 15 minutos (*resistência fria*).

Corpo de Prova	Heat Shock	Castorit Super C	Castorit All Speed	Micro Fine 1700
1	0,60	0,44	0,17	0,22
2	0,50	0,32	0,24	0,12
3	0,73	0,50	0,42	0,36
4	0,51	0,75	0,44	0,64
5	0,73	0,62	0,27	0,35
6	0,54	0,51	0,48	0,63
7	0,83	0,66	0,68	0,53
8	0,92	0,72	0,47	0,24
9	0,99	0,98	0,72	0,29
10	1,34	1,25	0,43	0,88
Média	0,77	0,68	0,43	0,43
Desvio Padrão	±0,26	±0,27	±0,20	±0,24

Tabela 27 – Valores gerais, médias e desvio padrão da resistência à compressão (MPa) de revestimentos odontológicos após presa de bancada de 30 minutos (*resistência fria*).

Corpo de Prova	Heat Shock	Castorit Super C	Castorit All Speed	Micro Fine 1700
1	1,13	0,78	0,69	0,55
2	1,27	0,78	0,49	1,05
3	0,74	0,77	0,55	0,76
4	1,25	0,26	0,89	0,88
5	1,74	0,68	0,45	0,82
6	1,77	0,75	1,23	0,78
7	0,87	0,21	0,96	1,16
8	2,05	0,27	0,65	1,25
9	1,55	0,45	1,18	0,66
10	1,73	0,91	1,02	1,13
Média	1,41	0,57	0,81	0,90
Desvio Padrão	±0,43	±0,26	±0,28	±0,23

Tabela 28 – Valores gerais, médias e desvio padrão da resistência à compressão (MPa) de revestimentos odontológicos após presa de bancada de 60 minutos (*resistência fria*).

Corpo de Prova	Heat Shock	Castorit Super C	Castorit All Speed	Micro Fine 1700
1	2,42	0,63	1,49	1,07
2	1,35	0,71	0,73	1,53
3	2,92	0,81	0,93	1,31
4	2,41	0,28	1,08	0,95
5	1,21	1,04	1,52	0,75
6	1,40	0,93	0,76	0,82
7	1,56	0,30	1,21	1,34
8	1,58	0,77	1,68	1,35
9	2,29	1,05	1,60	1,50
10	2,64	0,69	1,22	0,63
Média	1,98	0,72	1,22	1,13
Desvio Padrão	±0,62	±0,27	±0,35	±0,32

Tabela 29 – Valores gerais, médias e desvio padrão da resistência à compressão (MPa) de revestimentos odontológicos após retirada do forno com o método de aquecimento rápido (*resistência de queima*).

CP	Heat Shock	Castorit Super C	Castorit All Speed	Micro Fine 1700
1	8,53	2,31	8,94	4,13
2	5,7	2,85	5,72	4,22
3	5,32	2,23	4,81	3,49
4	2,36	2,39	11,75	3,32
5	7,78	3,74	9,99	4,02
6	6,25	4,28	6,30	5,78
7	6,7	3,5	6,60	3,19
8	7,19	3,9	3,63	3,01
9	5,16	1,77	7,32	5,29
10	2,63	1,83	4,17	3,18
Média	5,76	2,88	6,92	3,96
Desvio Padrão	±2,02	±0,91	±2,62	±0,94

Tabela 30 – Valores gerais, médias e desvio padrão da resistência à compressão (MPa) de revestimentos odontológicos após retirada do forno com o método de aquecimento convencional (*resistência de queima*).

CP	Heat Shock	Castorit Super C	Castorit All Speed	Micro Fine 1700
1	9,76	2,45	6,37	7,40
2	5,83	2,98	9,92	5,01
3	7,07	2,65	7,09	5,59
4	7,88	1,71	7,48	3,66
5	11,32	2,08	7,93	4,38
6	8,47	2,30	9,55	5,26
7	6,64	1,94	7,91	3,59
8	8,22	1,18	8,15	2,47
9	5,20	2,37	8,51	7,06
10	6,22	1,65	6,48	6,55
Média	7,66	2,13	7,94	5,10
Desvio Padrão	±1,88	±0,53	±1,17	±1,61