Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Departamento de Materiais Dentários e Prótese

**Avaliação da adaptação marginal e rugosidade de
superfície de *copings* confeccionados de Níquel-Cromo e
Cobalto-Cromo injetados em moldes de revestimento a
temperatura reduzida**

Ana Paula Dias

Ribeirão Preto
2017

Ana Paula Dias

**Avaliação da adaptação marginal e rugosidade de superfície de
copings confeccionados de Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo
injetados em moldes de revestimento a temperatura reduzida**

Tese de apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de
São Paulo, para obtenção do título de Doutora,
junto ao Departamento de Materiais Dentários e
Prótese.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon

Versão Original

Ribeirão Preto

2017

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do *Campus* USP – Ribeirão Preto

Dias, AP

Avaliação da adaptação marginal e rugosidade de superfície de *copings* confeccionados de Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo injetados em moldes de revestimento a temperatura reduzida.

116p. : il. ; 30 cm.

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

Orientador: Bezzon, Osvaldo Luiz

1. Adaptação marginal.
2. Níquel Cromo.
3. Cobalto Cromo.
4. Coroas metalocerâmicas.
5. Ligas alternativas.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Ana Paula Dias

Avaliação da adaptação marginal e rugosidade de superfície de *copings* confeccionados de Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo injetados em moldes de revestimento a temperatura reduzida.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutora.
Área de Concentração: Reabilitação Oral

Data da defesa: ____/____/ 2017

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A Deus, que me concedeu a bênção de ser livre e senhora das minhas decisões.

Aos grandes guerreiros que me doaram grande parte do seu tempo e dos seus sonhos pra que tudo isso se tornasse realidade.

Minha Mãe, Helena Maria Alvez Dias e meu pai, Clayton Marques Dias, que diante das mais variadas dificuldades, sempre me deram apoio e inspiração para ir adiante, a continuar sonhando.

Aos grandes amigos de sangue que a vida me concedeu, meu irmão Guilherme Marques Dias e irmã, Nathália Dias. Com os dois sempre pude compartilhar problemas e multiplicar motivos pra ser sempre melhor e mais feliz.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao professor Osvaldo Luiz Bezzon, meu orientador, por ter me aceitado como orientada, me oferecido parte do seu grande conhecimento e ter acreditado em mim para execução deste trabalho, me ajudado para que este se tornasse realidade.

À professora Valéria Oliveira Pagnano de Souza, que contribuiu com muita dedicação e empenho para a realização deste trabalho desde o princípio.

Ao meu companheiro, amigo e marido Renan de Barros e Lima Bueno, figura fundamental nessa etapa. Aquele que sonha meus sonhos comigo e esteve ao meu lado me oferecendo apoio, amizade, compreensão, carinho e muita paciência nas horas de ansiedade.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto** da Universidade de São Paulo, representada pela **Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva**, por ter me recebido como aluna de doutorado e me dado a oportunidade de estar em uma Universidade de excelência.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), pela bolsa de doutorado concedida.

Ao meu Orientador professor Titular do Departamento de Materiais Dentários e Prótese **Osvaldo Luiz Bezzon**, por ter me acompanhado por todos estes anos de pós graduação, cedendo parte de seu conhecimento, experiência e paciência à minha jornada como profissional e como pessoa. Com certeza saio, em ambos os aspectos, alguém melhor do que quando cheguei.

À funcionária do Departamento de Materiais dentários e Prótese **Ana Paula Macedo** por ter sido parte fundamental neste trabalho, esclarecendo muitas dúvidas, dando sugestões muito pertinentes, realizando a estatística do trabalho, além do suporte emocional sempre.

Ao sempre disposto **Sérgio Godoy**, Técnico do laboratório de fundição do departamento de Reabilitação Oral, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, que foi de grande ajuda e apoio em todo o processo de confecção dos corpos de prova. Sou muito grata pela amizade, gentileza e conhecimento concedidos.

Aos funcionários do laboratório de Prótese do Departamento de Materiais Dentários e Prótese **Paulo Sérgio Fernandes, Lício Firmino Júnior, Fernando Schiaveto, Marcelo Aparecido Vieira e Luiz Sérgio Soares** que foram muito gentis e prestativos sempre quando precisei de ajuda ou do espaço de trabalho.

Ao **Prof. Dr. João Manoel Domingos de Almeida Rollo** de São Carlos – pelo fornecimento da liga experimental para a realização da pesquisa.

Aos **Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese**, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, pelos ensinamentos e contribuição essencial na minha formação profissional.

Às Funcionárias da Secretaria do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, **Regiane de C. Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier e Fernanda Talita de Freitas**, pela atenção e disponibilidade.

Aos Funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da universidade de São Paulo, **Isabel Cristina Galino Sola, Regiane Cristina Moi Sacilloto, Leandro Marin Silva, Mary Possani Carmessano**, pela paciência, simpatia e presteza nas informações e orientações.

Aos meus colegas de turma de Doutorado pela convivência, amizade e troca de experiências durante esta etapa desafiadora.

À minha grande amiga **Ana Carolina Ferreira** desde a graduação, que foi um dos pilares desta etapa. Me recebeu na sua cidade com uma amizade desmedida.

À toda a minha família, por me permitirem um lugar pra onde voltar.

À minha segunda família. Meu sogro, **João Batista e Lima Bueno** e sogra, **Eline Roseane B e Lima Bueno**, sempre presentes e torcedores do meu sucesso. Meus Cunhados **Rafaela De Barros e Lima Bueno, Rodrigo Ribeiro, Ana Cláudia Iwai Moraes Bueno, Marcel de Barros e Lima Bueno e Janaína Pires Serapião**, irmãos que a vida me agregou.

À banca examinadora que irá se dispor em ler, entender e auxiliar no melhoramento do meu trabalho.

A todos que participaram de todas as formas possíveis para que tudo se tornasse real e este projeto fosse executado. Meus sinceros agradecimentos.

ΕΠΙΓΡΑΦΕ

“Porque sou do tamanho do que vejo e não, do tamanho da minha altura”.

Fernando Pessoa

RESUMO

DIAS, AP. **Avaliação da adaptação marginal e rugosidade de superfície de copings confeccionados de Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo injetados em moldes de revestimento a temperatura reduzida.** Ribeirão Preto, 2017. 116p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

A adaptação marginal e a rugosidade de superfície são parâmetros fundamentais para o sucesso clínico e longevidade das coroas metalocerâmicas. O primeiro permite o selamento das bordas do preparo, prevenindo contra problemas relacionados à exposição do preparo aos fluidos orais e à placa bacteriana e o segundo, remete ao auxílio de uma boa adaptação a fatores mecânicos e biológicos importantes à qualidade da restauração final. Visto que ambos os aspectos são diretamente relacionados à temperatura em que as ligas são submetidas, o objetivo deste trabalho foi avaliar o desajuste marginal, por meio de microscopia óptica, e rugosidade de superfície, por meio de microscopia confocal, de *copings* metálicos obtidos com as ligas metálicas de Ni-Cr [Verabond II e experimental (SR)] e Co-Cr (Keragen) injetadas no molde de revestimento a duas diferentes temperaturas de estufagem (900 °C e 700 °C), de forma a avaliar se a redução da temperatura de estufagem possa causar o melhoramento do resultado das fundições, minimizando os efeitos das altas temperaturas. As leituras foram realizadas em *copings* confeccionados a partir da fundição de casquetes de munhão calcináveis. Cada *coping* foi cimentado a uma matriz (munhão) por meio de um padronizador da pressão de assentamento e levado aos respectivos microscópios para leitura de desajuste marginal e rugosidade de superfície. Para a avaliação do desajuste marginal foi calculada a média das distâncias da borda da restauração à borda do preparo a partir de um ponto inicial aleatório selecionado sobre a margem cervical do *coping*. Duas leituras eram realizadas a cada ¼ de volta, totalizando 8 leituras por *coping*. Para os dados obtidos, que tiveram distribuição não normal, foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal Wallis e foi observado que a liga VB apresentou menor desajuste marginal (56,92 µm) quando comparado à liga Keragen (66,75 µm) com $p < 0,05$ e a liga SR apresentou resultado intermediário (49,87 µm), sem diferença estatística entre as demais. Para comparação das temperaturas foi utilizado o teste Mann-Whitney e a fundição a 700 °C resultou em melhor adaptação marginal que a 900 °C (50,75 µm e 66,75 µm, respectivamente) com $p = 0,045$. Para a avaliação da rugosidade foi selecionada uma área do *coping* distante 100 µm da borda cervical da peça e realizada a leitura. Os dados de rugosidade de superfície

seguiram distribuição normal, sendo utilizado um teste paramétrico (ANOVA), seguindo pelo teste de Bonferroni. Ao se compararem as Ligas, SR apresentou menor rugosidade que Keragen ($p=0,002$) e que Vera Bond ($p=0,001$); ao se compararem as temperaturas a fundição a 700 °C resultou em menor rugosidade que a 900 °C ($p=0,045$). O que se concluiu com a presente metodologia apresentada foi que o comportamento das ligas às diferentes temperaturas varia de acordo com a sua composição tanto em relação à superfície quanto à adaptação marginal e que a fundição a 700 °C proporcionou obtenção dos melhores resultados em ambas as variáveis, sendo possível a otimização da superfície da peça fundida sem o comprometimento da adaptação marginal por meio da redução da temperatura de injeção da liga no molde, favorecendo o resultado final das restaurações.

Palavras-chave: desajuste marginal, temperatura de estufagem, ligas alternativas.

ABSTRACT

DIAS, AP. **Evaluation of the marginal fit and surface roughness of Nickel Cromium and Cobalt Cromium copings injected in refractory molds under reduced temperature.** Ribeirão Preto, 2017. 116p. Thesis (Ph.D. in Oral Rehabilitation). Ribeirão Preto School of Dentistry, University of São Paulo, Brazil.

ABSTRACT

A proper marginal fit and surface roughness are fundamental aspects for the clinical success of metal-ceramic crowns. The first parameter allows to preserve the margins adaptation accuracy of the restorations, thus preventing issues related to an improper exposition of the dental tissues into the oral fluids and biofilm. The second parameter is related to mechanical and biological important aspects for the restoration quality and is also able to optimize the piece final adaptation. Both parameters are associated to temperature levels and the understanding of their behavior is convenient for the improvement of the Fixed Prostheses, therefore the aim of this study was to measure the marginal gap by using the optical microscopy and evaluate the surface roughness by confocal microscopy of metallic copings fused with Nickel-Chromium alloys [Verabond II e experimental (SR)] and Cobalt-Chromium (Keragen) under two distinct mold temperature for the alloy injection: 700 °C and 900 °C. Performing those analysis represents a way to find out if the temperature reduction of the mold can be convenient to increase the quality of the casting patterns's surface without affect the marginal fidelity, thus minimizing the overheat casting problems. The measurements were performed in copings fused from resin cylinders for casting and each one, after fused, was cemented in a abutment cylinder analogue with standardized pressure and placed under the respective microscopes for marginal fit and surface analyses. For the marginal fit measurement were selected two equidistant points in a metal coping that representing $\frac{1}{4}$ turn on the measurement device, in a total of 8 measurements for coping in each step that results in a misfit average. Once it was found a non-normal distribution, the non-parametric Kruskal Wallis test was performed for the data and was observed that the alloy VBII conferred lower values of marginal fit (56,92 μm) when compared to Keragen alloy (66,75 μm), $p < 0,05$, and SR conferred average values between the others (49,87 μm), with no statistic difference. In the comparison between the mold temperatures the Mann-Whitney test was implemented and the temperature at 700 °C revealed better results of marginal fit than the 900 °C temperature (50,75 μm e 66,75 μm , respectively) with $p = 0,045$. For the surface analysis was selected an anatomic reference line in each coping and was set up a distance of 100 μm from this point to make the quantification. For the surface

roughness data, with normal distribution, comparisons were performed using a parametric test for independent data (ANOVA), followed by Bonferroni test. The level of significance was set at 5%. At the comparison of alloys, the SR granted lower values of roughness in its patterns than Keragen ($p=0.002$) and Verabond II ($p=0.001$). Comparing the temperatures, the values of roughness of the patterns fused under 700° were lower than those fused under 900° ($p=0.045$). There was no significant difference for interaction between alloy X temperature ($p=0.280$). The conclusion of the present study was that the behavior of the alloys regarding the marginal fit and surface roughness vary depending of its composition and the Mold temperature and Pieces injected at 700°C in the mold conferred better results in both parameters, therefore being possible to optimize the fixed prothesis casting patterns surfaces without marginal fit commitment by reducing the mold temperature for the alloy injection, thus Contributing to the quality of the metal ceramic restorations.

Key words: marginal fit; metal ceramic crowns; metal mould reaction; surface roughness

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	37
2 REVISÃO DE LITERATURA	45
3 PROPOSIÇÃO	57
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	61
4.1 Confecção dos corpos de prova.....	61
4.2 Matriz (munhão) para posicionamento dos <i>copings</i> metálicos	61
4.3 Inclusão dos padrões de cera	63
4.3.1 Divisão dos grupos experimentais.....	64
4.4 Fundição.....	65
4.5 Rugosidade de superfície.....	67
4.6 Preparo para leitura de Adaptação Marginal	68
4.6.1 Matriz de posicionamento.....	68
4.6.2 Dispositivo de assentamento e cimentação	70
4.7 Avaliação do desajuste marginal.....	72
4.8 Planejamento Estatístico	73
5 RESULTADOS.....	77
6 DISCUSSÃO	83
7 CONCLUSÃO	95
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
9 APÊNDICES	111

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As próteses que utilizam metais fundidos são responsáveis por grande parte do cotidiano clínico dos cirurgiões dentistas desde o início do século passado, momento em que o advento da técnica da cera perdida repercutiu no início da utilização do ouro nas fundições de peças unitárias e múltiplas. Posteriormente, com a associação da propriedade mecânica dos metais e a característica estética das porcelanas, as então denominadas coroas metalocerâmicas tornaram-se restaurações consagradas ⁽¹⁾.

Para confecção de coroas metalocerâmicas ou de outras próteses que utilizem metais fundidos, o ato da escolha do metal a ser trabalhado é um ponto relevante, uma vez que características mecânicas, físico-químicas e biológicas influenciarão diretamente na qualidade do trabalho final e na saúde do paciente. Expressiva quantidade de ligas vem sendo estudada na Odontologia há décadas como forma de buscar alternativas mais acessíveis, quando comparadas ao alto preço das ligas nobres já consagradas, contrastando com a demanda e as necessidades da população de forma geral. O estudo e a busca por outras ligas, não nobres, apresenta como desafio o desenvolvimento de um material que apresente propriedades adequadas e que permita ter a mesma indicação segura das ligas nobres. Compostas por metais básicos, relativamente mais baratos, ligas como as de Níquel-Cromo (Ni-Cr), Cobalto-Cromo (Co-Cr) e Titânio (Ti) estimularam pesquisas de aprimoramento por representarem o acesso mais facilitado à população aos tratamentos reabilitadores, fato esse que propiciou que essas ligas fossem denominadas ligas alternativas ⁽²⁾.

Embora os estudos das suas características associados ao avanço tecnológico permitam melhorias na composição e comportamento dessas ligas, muitos aspectos a respeito de algumas dessas ligas ainda são discutidos e postos

em questionamento em termos físico-químicos e também fatores associados à biocompatibilidade. Ligas como a de Ni-Cr, por exemplo, utilizadas desde a década de 30, apresentam características físico-químico-mecânicas apropriadas como: resistência à flexão, condutibilidade térmica e alto módulo de elasticidade, além de satisfatória capacidade de reprodução de detalhes⁽³⁾. No entanto, o risco de liberação de óxidos em meio oral, decorrente da corrosão do material com relativa citotoxicidade, e dificuldade no acabamento são ainda aspectos relevantes quando se discute a utilização destas ligas⁽⁴⁻⁶⁾.

As estruturas metalocerâmicas são as restaurações mais comumente utilizadas nas Próteses Parciais Fixas⁽⁷⁾. O sucesso clínico desse tipo de restauração, que é o resultado da associação das características mecânicas do metal com o adequado efeito estético da cerâmica, conta com vários critérios para avaliação da qualidade destas coroas como: resistência, forma, tamanho, estabilidade de cor, sendo, no entanto, a adaptação marginal o principal parâmetro avaliado. Considerando os eventuais malefícios causados por uma adaptação deficiente, que comprometem não somente a longevidade da restauração indireta como também do dente suporte, torna-se possível entender o grau de importância de não se negligenciar tal parâmetro (8).

Apesar do grande número de pesquisas realizadas com o objetivo de avaliar a precisão de fundições com ligas alternativas, ainda é fundamental avaliar os efeitos de suas variáveis sobre a qualidade final das peças resultantes das fundições relacionados tanto à sua rugosidade quanto à adaptação marginal, aprimorando ambos os aspectos através do refinamento da técnica.

A qualidade das margens destas restaurações metalocerâmicas tem sido avaliada em diversos estudos, haja vista a fundamental importância da perfeita

adaptação das restaurações protéticas no término dentário, representando condição essencial para o perfeito relacionamento entre os tecidos biológicos e os componentes protéticos⁽⁹⁾.

O aumento das fendas marginais promove a descontinuidade da junção entre a parte cervical da prótese e o preparo, expondo o agente de cimentação aos fluidos do meio oral e gerando maior predisposição de acúmulo de biofilme. O resultado deste acúmulo é a microinfiltração e a irritação dos tecidos periodontais e pulpare, levando a um comprometimento da longevidade da restauração protética^(10, 11).

O desajuste marginal das restaurações fixas pode estar relacionado a eventuais erros no procedimento clínico e/ou laboratorial, além das características peculiares de cada liga.

A contração de fundição da liga metálica pode comprometer a adaptação marginal das coroas⁽¹²⁾. Desta forma, a expansão do revestimento e o uso de espaçadores, assim como cuidados técnicos no manuseio, são essenciais para garantir adequada adaptação marginal. Muitos fatores interferem no resultado final do limite cervical, que vão desde a fabricação da liga até o processo de cimentação, envolvendo características influentes de materiais empregados e etapas de confecção com seus pontos críticos tais como expansão do gesso, distorção dimensional do material de moldagem, distorção do metal sob altas temperaturas ou a soma de todas elas. Pesquisas são realizadas sempre com o objetivo de melhorar as técnicas e as características dos materiais para, assim, minimizar os efeitos da fenda marginal. Aspectos relacionados à fundição ainda devem ser avaliados para que haja, cada vez mais, a melhora das propriedades das ligas e dos padrões obtidos como resultado do uso destes materiais⁽¹³⁾.

A fundição é um processo crítico na confecção das próteses em geral. A acuidade no processo de fundição é fundamental para se obter resultados satisfatórios. Alguns fatores primordiais na fundição devem ser considerados, como: tipo de liga, material de inclusão, ciclagem térmica, regulação da centrífuga e da fonte de calor⁽¹⁴⁾.

O aperfeiçoamento do processo de fundição das ligas é tão importante quanto o desenvolvimento de novas ligas e/ou para melhoramento das características das ligas que já existem no mercado.

Estudos prévios demonstram a influência da temperatura nas estruturas metalocerâmicas durante seu processo de fabricação. O estresse gerado pelas altas temperaturas e posterior resfriamento das peças causam distorções que influenciam diretamente não apenas na adaptação das peças, mas em aspectos do trabalho final como cor, força de união, adaptação interna (horizontal) e superfície⁽¹⁵⁻¹⁸⁾. As altas temperaturas a que são submetidos os metais no momento de fusão da liga e no ato de injeção do material no molde do refratário ainda são pontos críticos e relevantes nesse processo.

As peças metálicas resultantes da fundição devem ser submetidas à quantidade de calor propícia para um resultado final mais satisfatório, proporcionando superfícies mais adequadas, uma vez que o nível de rugosidade da superfície dos metais influencia diretamente na qualidade e biocompatibilidade da peça. Um acabamento superficial deficiente traz a possibilidade de antecipação e intensificação do fenômeno da corrosão, além de permitir acúmulo maior de placa bacteriana⁽¹⁹⁾. Superfícies com menor rugosidade são fatores que levam ao melhor acabamento da liga e, em casos em que a liga fica exposta aos fluidos orais, como em estruturas de Próteses Parciais Removíveis, há o melhoramento de aspectos físicos, químicos e de biocompatibilidade.

Sendo a base das distorções de superfície e de desadaptação das peças as condições indevidas de fornecimento de calor, a temperatura de estufagem do revestimento e a temperatura de fusão representam fatores de proporções equivalentes em importância no processo de fundição ao se analisar qualidade do produto final. A injeção da liga no molde às temperaturas propostas pelo fabricante são ainda um problema para a adaptação e características mecânicas das ligas. A liberação de gases na superfície do revestimento e a reação dessa superfície com a liga, que ocorrem durante o processo, podem causar alterações importantes à superfície, portanto, ao sucesso da prótese⁽²⁰⁾. Propor mudanças ou alternativas que possam revelar melhorias nas propriedades das ligas é necessário para minimizar suas limitações de uso.

Devido às diversas composições e porosidades dos revestimentos encontrados no mercado, que se diferem quanto ao comportamento em altas temperaturas, o produto final das ligas varia de acordo com as condições e tipos de revestimentos a que são submetidos. Essas diferenças ocorrem devido à composição química e à afinidade de determinadas ligas a determinados tipos de revestimentos. Revestimentos aglutinados por Sílica e aqueles aglutinados por Fosfato apresentam características de fundição que produzem efeitos de escoamento diferentes à mesma temperatura, alterando, portanto, a superfície das ligas, o que torna importante a avaliação do seu comportamento ao se reduzir a temperatura de injeção no molde refratário⁽²¹⁾.

A proposta de diminuição da temperatura de injeção da liga no revestimento pode ser um fator de redução da reatividade da liga na superfície do refratário e um possível caminho para que as ligas tenham melhores formas de utilização, trazendo resultados finais mais adequados.

Portanto, a possível melhora da rugosidade de superfície das ligas metálicas, considerando que essa mudança de protocolo não traga alterações negativas sobre a adaptação marginal dos *copings*, faz com que este projeto possa trazer contribuição científica relevante com potencial aplicação na área Reabilitação Oral.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

- **Ligas metálicas**

Roward et al, 2009⁽²²⁾, em uma revisão de literatura sobre ligas utilizadas em coroas metalocerâmicas e suas propriedades, citaram composições e características das ligas de metais básicos como Níquel Cromo e Cobalto Cromo. Entre as características citadas estão o alto módulo de elasticidade, alta dureza, alta temperatura de fusão e facilidade de oxidação de ambas as ligas. Em relação às ligas de níquel cromo, foi ressaltada a presença de molibdênio e tungstênio, oferecendo maior dureza à liga e molibdênio sendo efetivo no coeficiente de expansão térmica. A liga de Cobalto Cromo representa a opção alternativa mais comum em casos de pacientes com histórico de reação alérgica ao Cromo. A liga apresenta uma maior dureza e temperatura de fusão, dificultando a fundibilidade e acabamento das peças.

Roach discutiu em uma revisão de literatura em 2007⁽²³⁾, o papel das ligas metálicas alternativas ou de metais básicos (Níquel-Cromo, Cobalto-Cromo Titanium e nickel-Titanium) no acesso da população aos tratamentos protéticos, assim como descreveram características físico-químicas, mecânicas e estéticas para a aplicação oral das mesmas em restaurações protéticas temporárias ou de longo prazo.

Winkler et al, 1984⁽²⁴⁾, após simular cinco fases de cozimento de coroas metalocerâmicas com ligas nobres (ouro tipo I, tipo II, Tipo III e ouro cerâmico) e não nobres (níquel-cromo), constataram que muitas das propriedades existentes entre essas ligas são similares.

Vieira et al, 1967⁽²⁵⁾, discutiram a necessidade de as ligas metálicas passarem por melhorias das propriedades dos metais puros, visto que em estado isolado não satisfazem as necessidades odontológicas. O autor cita que ligas de metais básicos devem apresentar zona de fusão limitada a fim de evitar segregação da liga. Listou também três etapas distintas em que ocorre a contração de fundição: quando a liga inicia a solidificação, contração entre o líquido e o sólido e por fim a contração do sólido até a temperatura ambiente. Relata ainda que essas alterações podem ser compensadas pela técnica da cera perdida.

Moffa, em 1983⁽²⁶⁾, observou que ligas de alta fusão usadas em coroas metalo-cerâmicas satisfazem tanto física quanto biologicamente os requisitos para essas restaurações. Em adição a isso, o metal deve ser térmica, mecânica e quimicamente compatível com a porcelana para evitar possíveis desadaptações do casquete metálico.

Wataha, 2002⁽²⁷⁾, em uma revisão de literatura sobre ligas odontológicas utilizadas para restaurações citou algumas classificações e nomenclaturas mais comuns das ligas e também citou alguns fatores que influenciaram na evolução e desenvolvimento de das ligas no mercado como: força, dureza, forma estrutural e tamanho do grão das ligas, coloração, coeficiente de expansão térmica, baixa temperatura de fusão, baixo módulo de elasticidade, variação e alta dos preços dos metais nobres, corrosão e biocompatibilidade.

Moffa et al, 1973⁽²⁸⁾, compararam propriedades de duas ligas não nobres a uma liga de ouro convencional após uma sequência de quatro ciclos de queima, simulando os procedimentos de cocção da porcelana. Valores elevados de dureza foram encontrados, considerando que valores que se aproximam do esmalte dental (260 a 300) são desejáveis numa liga para metalocerâmica, conferindo resistência.

Além da dureza, também as propriedades de resistência ao escoamento, deformação permanente, união da liga com a porcelana, apresentaram valores significativamente maiores do que a liga de ouro e também módulo de elasticidade duas vezes maior nas ligas não-áuricas. De um modo geral, as características dessas ligas são superiores às da liga usada como controle, o que justifica o crescente interesse no uso desse material para próteses metalocerâmicas.

Bezzon et al, em 2001⁽²⁹⁾, buscando salientar as vantagens do uso do Berílio nas ligas básicas, apesar dos riscos relacionados à citotoxicidade, testou a dureza, fundibilidade e resistência de união de ligas contendo Berílio (Verabond II e Wiron99), uma liga experimental sem berílio (E3) e uma liga experimental de Ni-Cr(E4). Os resultados demonstraram que, dentro das limitações do estudo, a presença de Berílio nas ligas de Ni-Cr não foi necessária para garantir fundibilidade e resistência de união das ligas testadas.

Rossitti, 1994⁽³⁰⁾, desenvolveu uma liga Ni-Cr experimental denominada SR, que foi comparada a uma liga comercial de Ni-Cr bastante utilizada em restaurações metalocerâmicas. Analisando as curvas de Expansão térmica das ligas e da cerâmica, concluiu que existe uma compatibilidade de comportamento entre os materiais, segundo os conceitos preconizados por (YAMAMOTO 1985).

Bezzon et al, em 1993⁽³¹⁾, testaram o efeito de ligas alternativas em pacientes com histórico de alergia encontraram reações dérmicas causadas por Cr, Co, Mo, Al, Cu e também por ligas confeccionadas por esses metais como Ni-Cr, Co-Cr e Cu-Al.

Bassanta & Muench, 1977⁽³²⁾, demonstraram que queimas sucessivas da porcelana influenciam diretamente na magnitude do desajuste marginal e que os valores variam dependendo da liga utilizada.

- **Adaptação marginal**

Stephano et al, em 1989⁽³³⁾, compararam de forma quantitativa e qualitativa a adaptação cervical de coroas metálicas feitas a partir de ligas de ouro, níquel/cromo e cobre/alumínio. Confeccionaram oito troqueis de gesso pedra a partir de uma réplica metálica de um dente preparado. Os troqueis foram preparados da seguinte forma: 1) encerados sem espaçador. 2) encerados com espaçador. Dos troquéis resultaram 64 coroas metálicas fundidas que, adaptadas ao troquel metálico tiveram seus níveis de desajuste medidos. Os valores de desajuste das coroas sem espaçador foram: Duracast-207,87 µm, Durabond-230 µm, Nicrocast-253,81 µm, ouro-108,81 µm. As coroas fundidas com uso de espaçador tiveram os seguintes resultados: Duracast-47,75 µm, Durabond-62,75 µm, Nicrocast-62,12 µm e ouro-18,56 µm. Os autores concluíram que o uso de espaçadores diminuiu consideravelmente o desajuste marginal.

Soriani, 2007⁽³⁴⁾, com o objetivo de avaliar a influência dos espaçadores de troqueis na adaptação marginal de estruturas em Ni-Cr (Verabond II), NiCrBe (Verabond) e Titânio (Ti-cp), utilizou peças confeccionadas em troquéis com uma camada de espaçador, sem espaçador e com duas camadas de espaçador. As peças foram submetidas à leitura em microscópio ótico e os resultados não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre as ligas Verabond II e Verabond, sendo o Titânio com diferença estatística entre as demais e maiores valores de adaptação. Houve diferença estatisticamente significativa no fator espaçador, sendo a situação de duas camadas a que apresentou melhores valores de adaptação.

Sorensen, 1990⁽³⁵⁾, comparou métodos e a variação de valores na mensuração de desajuste marginal (vertical e horizontal) utilizando 7 sistemas de coroas cimentadas em modelos pré-fabricados e três diferentes avaliadores, que avaliaram cada sistema. Os valores apontaram uma diferença média de 10 µm entre os resultados dados pelos avaliadores.

Requish et al, 2013⁽³⁶⁾, buscou a comparação da adaptação interna e da adaptação marginal de coroas fundidas com *copings* de Níquel-cromo e de coroas feitas com *copings* de zircônia antes e após a cocção da porcelana. Para isto, confeccionou uma matriz metálica pré conformada com preparo para coroas e a partir delas, obteve troqueis de gesso, nos quais confeccionaram as coroas. As leituras foram feitas em microscopia óptica e os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos antes da cocção da porcelana, porém, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos na adaptação marginal e adaptação interna após a cocção, tendo os *copings* de zircônia resultados melhores de adaptação do que os *copings* de Níquel-cromo.

Mc Lean & Fraunhofer, em 1971⁽³⁷⁾, avaliaram a espessura da película de cimentação de coroas à base de ouro e de cerâmica pura utilizando material de moldagem à base de poliéster, baseados na semelhança do material em espessura. Concluíram que valores de desajuste inferiores que 80 µm são difíceis de serem encontrados nesta metodologia e que valores inferiores que 120 µm são clinicamente aceitáveis.

Em 1990, Hunter & Hunter⁽³⁸⁾ revisaram e discutiram a respeito das bordas cervicais de coroas totais e sua importância para a saúde gengival. Relataram que a presença de fendas marginais que favoreçam o acúmulo de placa são clinicamente relevantes e que medidas devem ser tomadas a fim de minimizar essas

discrepâncias, tais como preparos com propriedades deslizantes para melhor assentamento da peça.

Felton et al, 1991⁽³⁹⁾, estudaram a relação da adaptação marginal e a saúde periodontal avaliando clinicamente 45 coroas totais em ouro tipo III em função por, no mínimo 4 anos e com margem subgengival, em 29 pacientes da Universidade da Carolina do Norte (EUA). Foi feita a moldagem das coroas e reproduzidas em modelo para análise de adaptação. Clinicamente foram analisados profundidade de sulco, “index gengival” e exudado inflamatório. Concluíram que não há correlação entre os níveis de desajuste e a profundidade de sulco, porém houve forte correlação com a presença de exudato gengival e “index gengival, reforçando a idéia da importância das margens bem adaptadas à saúde periodontal.

- **Revestimentos e fundição**

Segundo Mori et al, 1994⁽⁴⁰⁾, utilizando uma formulação alternativa refratária aplicada em novo revestimento, baseado Al₂O₃/ concluiu que o valor da expansão térmica do revestimento para compensar a contração do metal é geralmente conseguida através do aquecimento do revestimento à temperatura do molde. A temperatura relativamente baixa dos revestimentos convencionais baseados SiO₂ não promove expansão adequada do molde para compensar a contração do titânio.

Zequetto et al, 2005⁽⁴¹⁾, avaliaram a adaptação marginal de coroas metálicas confeccionadas a partir de técnicas de fundição distintas, com variáveis de tempo (convencional e rápida), revestimento (Micro Fine e Termocast) e padrões pré conformados (cera de escultura e Resina Duralay). Confeccionados os corpos de prova dos diferentes grupos, foram avaliados, por meio de microscopia, os níveis de

desajuste e concluíram que, tanto os padrões de cera quanto os padrões de resina Duralay obtiveram resultados satisfatórios nas diferentes técnicas de fundição, desde que seguidas corretamente as interações e instruções dos fabricantes dos revestimentos.

Gemalmaz & Hasan, 1995⁽⁴²⁾, descreveram que os maiores valores de distorção foram encontrados no ciclo de desgaseificação e não nos subsequentes. A maior parte da distorção marginal parece ocorrer durante o primeiro ciclo de queima. Acredita-se que o estresse residual resultante da fundição e dos processos de polimento foi liberado durante o primeiro estágio da queima. Na distorção do casquete metálico ocorreu o relaxamento do estresse residual contribuindo, assim, para a maior parte da distorção observada. Afirmaram, ainda, que as ligas de metal não-precioso (Ni-Cr) revelaram um desajuste significativamente menor do que os *copings* de liga de metal precioso (Pd-Cu).

Aquino & Alves, 2006⁽⁴³⁾, avaliaram a adaptação de componentes protéticos tipo UCLA calcináveis sobre implantes, antes e depois de serem fundidos em liga metálica do sistema. Os resultados mostraram que, para todos os cinco corpos-de-prova, a fundição contribuiu significativamente para a desadaptação da interface UCLA/implante. Os valores médios da interface para as cinco UCLA calcináveis antes da fundição foram de 4,92 μm . Após a fundição, este valor aumentou, em média, para 48,9 μm .

Yamaguti et al., 2007⁽⁴⁴⁾, avaliaram a adaptação cervical de infra-estruturas metálicas à base de Ni-Cr obtidas com quatro revestimentos odontológicos para a técnica de fundição rápida e analisaram as expansões de presa e térmica dos mesmos. Eles concluíram que todos os revestimentos têm o potencial a oferecer peças fundidas com adaptação cervical adequada e que a obtenção da mesma não

depende apenas da maior expansão total, mas também do comportamento da expansão de presa e da expansão térmica.

Pickett, 2017⁽⁴⁵⁾, citou fatores relacionados ao ambiente de trabalho que podem interferir na inclusão e fundição, tais como temperatura do ar, e humidade, temperatura dos produtos de inclusão, velocidade de espatulação, citando que a fundição se resulta no mix de tempo, equipamento e técnica. Ressaltou ainda a necessidade de temperaturas e técnica propriamente aplicadas para a qualidade da fundição e frisou a necessidade de não superaquecer o padrão de fundição no ato da injeção, uma vez que pode resultar em superfícies rugosas e/ou distorcidas.

Mochel, em 2000⁽⁴⁶⁾, estudou a influência dos revestimentos fosfatados Microfine 1700 (R1) e Termocast (R2), às ligas de níquel-crômio Verabond (L1) e Durabond (L2), submetidas as temperaturas normais e de 100 °C acima da normalidade para estufagem de anéis e fusão das ligas, na rugosidade superficial, utilizando o rugosímetro DENTAK II. Concluíram que melhor combinação do revestimento/liga foi a do revestimento Microfine 1700 (R1) associado à liga Durabond (L2) e que a variação das temperaturas acima das convencionais tiveram interferência negativa nos valores de rugosidade de superfície.

Vermilyea et al, 1983⁽⁴⁷⁾, avaliaram a influência dos tipos de revestimento na adaptação marginal de cinco diferentes tipos de ligas metálicas não nobres e concluíram que o tipo de investimento tem interferência no término cervical uma vez que há interação significativa entre revestimento e liga metálica, reforçando a proposta de se alterarem técnicas e materiais para melhor qualidade das restaurações.

- **Rugosidade de superfície**

Sorensen relatou, em 1989, numa revisão de literatura⁽⁴⁸⁾ a sequência de iniciação, formação, desenvolvimento e maturação do biofilme nos tecidos. Relacionaram a forte relação entre rugosidade de superfície, sobrecontorno e desadaptação marginal das coroas totais com o estado de doença periodontal, uma vez que facilitam o acúmulo de placa bacteriana. Citaram estes três fatores como os principais agentes de problemas periodontais citados relacionados à próteses fixas e a necessidade de se minimizar a retenção de placa para a saúde gengival.

Cooney, 1979⁽⁴⁹⁾, avaliou dois revestimentos fosfatados e outro de sulfato de cálcio sobre a rugosidade de superfície e adaptação marginal de coroas metálicas em ouro. Concluíram que a adaptação marginal para os revestimentos fosfatados tem melhores resultados que os revestimentos de fosfato de cálcio; que a prevalência de nódulos e rugosidade de superfície foi maior nos revestimentos fosfatados. Relataram que a relação entre tipos revestimentos fosfatados/ técnica de inlusão e rugosidade de superfície ainda não foram bem estabelecidos, o que requer maiores estudos.

Asgar & Asgar⁽⁵⁰⁾, avaliaram a reação entre revestimento e liga metálica e a influência na rugosidade de superfície em padrões de fundição confeccionados com Níquel-cromo. Os resultados da análise, feita por microsonda eletrônica (EPMA), demonstraram forte interação química entre os elementos com alteração da rugosidade e coloração da superfície.

Thelgels et al, 2006⁽⁵¹⁾, discutiram a influência da rugosidade de superfície dos materiais expostos aos fluidos orais na cavidade bucal e a predisposição à formação de grossas camadas de biofilme, comprometendo a saúde dos tecidos

orais. Citaram o mecanismo de aderência das bactérias para resistir às forças e a facilidade em ocorrer em superfícies irregulares. A permanência do biofilme predispõe à cáries, gengivites, periodontites, peri-implantites e estomatites.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o desajuste marginal, por meio de microscopia óptica, e a rugosidade de superfície, por meio de microscopia confocal, de *copings* fundidos em função dos seguintes fatores de variação:

- a) Liga metálica: Co-Cr (Keragen) e Ni-Cr (Verabond II e liga experimental SR)
- b) Temperatura de injeção no molde: 700 °C e 900 °C

4 MATERIAIS E MÉTODO

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Confeccção dos corpos de prova

Os *copings* metálicos foram confeccionados (fundidos) a partir de padrões de fundição de resina acrílica pré fabricados e calcináveis, chamados de Cilindros Calcináveis para Munhão Universal (Neodent-JGC IND. E COM. DE MAT. DENTÁRIOS S.A., Brasil) (**Figura 1**), com as dimensões internas proporcionais aos do preparo do Munhão Universal, com encaixe sob medida e, que, quando posicionados sobre os munhões formam o conjunto *coping*+Preparo.

Figura 1. Padrão de fundição para os *copings* metálicos.

4.2 Matriz (munhão) para posicionamento dos *copings* metálicos

Para o posicionamento e leitura dos *copings* metálicos após a fundição, foram utilizados análogos de munhões universais (Neodent-JGC IND. E COM. DE MAT. DENTÁRIOS S.A., Brasil), os quais receberam os *copings* metálicos para cimentação e posterior leitura de desajuste marginal. As dimensões de cada munhão são 4 mm de diâmetro e 6mm de altura nas porções oclusais (**Figura 2**).

Figura 2. Munhão para posicionamento dos *copings* metálicos para leitura de desajuste marginal

Uma avaliação individual previamente à fundição foi feita para confirmar a adaptação adequada de cada conjunto preparo (munhão) + padrão (cilindro). Foram inspecionados para garantir o encaixe adequado do cilindro no preparo (que deveria estar justaposto de forma a não ser removido com facilidade ou girar sobre o preparo), a ausência de bolhas internas ou falhas de estrutura e encaixe cervical apropriado (**Figura 3**).

Figura 3. Conjunto Padrão de fundição+preparo

4.3 Inclusão dos padrões de cera

Após a avaliação de pré adaptação das peças nos munhões, os padrões de resina (cilindros) foram fixados em *sprues* de cera e presos no anel para a inclusão (Figura 4). Foi utilizado o revestimento Microfine 1700 (Talladium Inc, Valencia, EUA), seguindo a proporção de 180 g / 32 ml líquido e 12 ml de água destilada e duração total do ciclo: 2:10 horas, de acordo com as recomendações do fabricante

Figura 4. *Sprue* em cera no anel com os padrões fixados prontos para inclusão no revestimento

Os padrões em resina foram aleatoriamente distribuídos para confecção dos *copings* metálicos em três diferentes ligas metálicas (fator de variação 1, de acordo com a **Tabela 1**) e duas diferentes temperaturas de injeção da liga (fator de variação 2, de acordo com a **Tabela 2**), constituindo 6 grupos experimentais (**Tabela 3**) com n=10 cada.

4.3.1 Divisão dos grupos experimentais

Tabela 1. Ligas metálicas utilizadas:

Liga	Fabricante	Composição
Verabond II	Albadent, Cordelia, USA	Ni-75,55%, Cr-11,5%, Mo-3,5%, Si-3,5%, Nb-4,25%, Al 2,25%
Kerangen	Mecalogic, Barcelona, Espanha	Co-61%, Cr-28%, W-8,5%, Mn-0,25%, Si-1,65%, Fe-≤0,5%, C-≤1%
SR	Escola de Engenharia de São Carlos, São Paulo, Brasil.	C-0,1%, Si-2%, Mn-2%, Cr-15%, Ni-72%, Mo-4%, Nb-1%, Cu-1,5%, Sn-1,3%

Informações oferecidas pelos fabricantes

Tabela 2. Temperaturas de injeção no molde preconizadas:

Temperaturas de injeção	900°	700°
----------------------------	------	------

Tabela 3. Grupos experimentais resultantes dos dois fatores de variação:

	Temperatura de injeção 900°	Temperatura de injeção 700°
Verabond II	G1	G2
Kerangen	G3	G4
SR	G5	G6

As inclusões, assim como as fundições de cada grupo, foram separadas em três ou quatro etapas, para evitar que todas as peças fossem resultado da mesma fundição. Foi feita a inclusão e fundição apenas de um anel por vez. Portanto, cada grupo, com total de 10 corpos de prova, é resultado de 3 fundições em datas distintas, na busca de reduzir a inserção de vieses.

4.4 Fundição

Na sequência, os anéis foram levados ao forno Edcom 5P (EDG, São Carlos, Brasil) (**Figura 5**) e submetidos a ciclos térmicos para eliminação da cera/resina. Com os padrões de fundição, foram seguidos patamares de temperatura distintos a fim de se chegar à temperatura final de injeção da liga metálica no molde preconizada para cada grupo.

Para os grupos (G1, G3 e G5) cuja temperatura preconizada foi a de 900 °C, temperatura padrão para injeção no molde para ligas de Co-Cr e Ni-Cr, foram seguidas as instruções dadas pelo fabricante do revestimento e utilizado o seguinte patamar de temperatura (**Tabela 4**).

Tabela 4. Patamares de temperatura para injeção da liga a 900 °C

	Temperatura	Velocidade	Permanência
Patamar 1	400°	15°/min	40min
Patamar 2	900°	15°/min	60min

Já para os grupos (G2, G4 e G6) em que a temperatura de injeção no molde preconizada foi de 700 °C, foi utilizado um ciclo de eliminação de cera, cujas temperaturas iniciais foram mantidas e seus respectivos patamares, porém houve a adição de um terceiro patamar de temperatura, cujo objetivo era aguardar que o molde, depois de atingir os 900 °C do segundo patamar, esfriasse dentro do forno, com temperatura controlada e atingisse os 700 °C antes de fazer a injeção da liga (**Tabela 5**).

Tabela 5. Patamares de temperatura para injeção da liga a 700 °C

	Temperatura	Velocidade	Permanência
Patamar 1	400°	15°/min	40min
Patamar 2	900°	15°/min	60min
Patamar 3	700°	11°/min	Não controlado

Após a remoção do forno de acordo com as respectivas temperaturas finais para a posterior injeção da liga, os anéis foram fundidos e as ligas injetadas nos moldes de revestimento por indução a vácuo na Máquina de Fundição por Indução Eletrônica (Neutrodyn Easyti, Manfredi Spa, Torino, Itália), sendo o preenchimento do molde realizado por centrifugação (**Figura 6 e 7**).

Figura 5. Forno para expansão do revestimento. **Figura 6.** máquina de fundição por indução eletrônica **Figura 7.** Preenchimento do molde por centrifugação

Após a fundição, os *copings* foram desincluídos do revestimento (**Figura 8**), usinados e jateados para remoção de pequenos nódulos resultantes da fundição que poderiam interferir nos resultados de adaptação. Imediatamente após obtidas as fundições, foram feitas as leituras para avaliação do desajuste marginal.

Figura 8. *Copings* fundidos e removidos do revestimento

4.5 Rugosidade de superfície

Feito o acabamento dos corpos de prova fundidos, cada *coping* foi submetido à limpeza com escova de Robinson montada em baixa rotação e pedra pomes e submetidos a jato de água da seringa tríplice pra remoção de qualquer sujeira na superfície, secos por papel absorvente e levados para análise de Rugosidade Superficial. Foram posicionados com sua superfície lateral paralela à mesa do microscópio confocal à laser LEXT OLS4000 (Olympus, Japão) e fixados por cera 7. Das linhas paralelas à linha do término cervical contidas na anatomia do *coping*, foi selecionada para cada espécime fundida a segunda linha, no sentido cérvico-olusal, como ponto de referência e delimitada uma área de leitura distante 100 μm dela (Figura 9).

Após selecionar a área representativa, foi realizada a captura de imagem em zoom óptico com 417 vezes de aumento. Após a aquisição das imagens, elas foram

analisadas quanto à Rugosidade de Superfície (em μm) da área selecionada por meio de *software* específico.

Figura 9. Linhas de referência de leitura

4.6 Preparo para leitura de Adaptação Marginal

4.6.1 Matriz de posicionamento

Após feito o acabamento e jateamento dos *copings* metálicos, cada *coping* era posicionado sobre seu respectivo munhão (previamente era feito o teste de adaptação pós fundição para avaliar os mesmos quesitos do teste prévio à fundição) e foram cimentados utilizando cimento de Fosfato de zinco LS (Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), seguindo as instruções de proporção e manipulação dadas pelo fabricante

Para auxiliar na cimentação e posterior leitura de adaptação marginal, foi desenvolvida uma matriz de posicionamento do conjunto Munhão+*coping*, que consiste numa base quadrada de teflon, com uma perfuração de 3 mm de diâmetro (que consiste na espessura em diâmetro da base do munhão), vazada de uma face

à outra da matriz. Considerando que a base da porção oclusal do munhão é mais espessa e apresenta um degrau entre a parte oclusal e apical (**Figura 10**), o munhão se encaixa em toda sua extensão apical dentro do orifício da matriz e tem seu limite no degrau, deixando toda a parte oclusal exposta (**Figura 11**). Para remoção do munhão da matriz foi desenvolvido outro dispositivo, com uma porção metálica que se encaixa internamente no orifício e, fazendo pressão pelo lado oposto da perfuração e causa a remoção (**Figura 12**).

Figura 10. Porções do munhão universal.

Figura 11. Cilindro pré adaptado no munhão e matriz de posicionamento.

Figura 12. Dispositivo de remoção do munhão da matriz

4.6.2 Dispositivo de assentamento e cimentação

Após serem fundidos e feito o acabamento, os *copings* metálicos foram cimentados sobre preparos dos munhões, que foram um a um previamente posicionados na matriz para receberem os respectivos *copings*. A cimentação das peças foi feita com o auxílio do “Dispositivo para padronização de medição e pressão de assentamento (DP)”, (submetido à apreciação para obtenção de patente no Instituto Nacional de Propriedade Industrial, sob o número de processo: PI 0505.036-7, por (SORIANI 2007), que permite que o conjunto munhão-*Coping* seja submetido a uma carga de assentamento padronizada e a força exercida sobre o conjunto seja feita na porção central e ao seu longo eixo, evitando distorções nas bordas cervicais, que poderiam alterar as medidas desajuste marginal (**Figura 13**).

Figura 13.. “Dispositivo para padronização de medição e pressão de assentamento (DP) com a matriz posicionada.

Para a definição da carga de assentamento foi preconizado que 3 kgf de compressão seria ideal para o total assentamento da peça (SORIANI 2007). Houve a transferência do dispositivo matriz-*coping* para a máquina de ensaios mecânicos modelo DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) e feita a tração da haste do dispositivo com carga estipulada e o valor de deslocamento angular de 60°

(deslocamento medido a partir do momento em que a ponta enconstava no *coping*) que foi o ângulo padrão utilizado para fixar e assentar as peças na matriz de leitura por meio do Dispositivo de Pressão (DP) (**Figura 14**). À medida em que o ângulo de assentamento é acionado na porção da haste, a ponta do dispositivo é acionada sobre o *coping*/munhão na matriz e estabelece uma pressão de assentamento proporcional ao ângulo dado (**Figura15**).

Figura 14. Haste que determina o deslocamento angular e a carga de assentamento.

Figura 15. Ponta acionada sobre o conjunto enquanto é acionada a haste

A ponta de posicionamento do dispositivo apresenta formato esférico e assenta o *coping* exatamente no centro da matriz quando acionado o ângulo, permitindo uma distribuição de forças uniforme por toda extensão do *coping* no momento da cimentação (**Figura 16**).

Figura 16. Ponta posicionando o *coping* metálico.

4.7 Avaliação do desajuste marginal

Após a usinagem dos *copings* e correto assentamento, os conjuntos Matriz-*coping* adaptados ao D.P. foram levados ao microscópio (Lupa Esteroscópica Nikon, SMZ 800, Tóquio, Japão) (**Figura 17**) para quantificação do desajuste marginal, por meio de mensuração digital. O *software* utilizado foi o NIS Elements for basic Research (Nikon, Tóquio, Japão) licenciado sob o número 0ABAEDE49.

Figura 17. Microscópio (Lupa Esteroscópica Nikon, SMZ 800, Tóquio, Japão).

Para a leitura do desajuste, foram marcados quatro pontos ortogonais, correspondentes ao giro de $\frac{1}{4}$ de volta do dispositivo de Pressão e feitas duas leituras equidistantes de um ponto aleatório demarcado no perímetro da borda cervical (**Figura 18**). Foram realizadas 8 leituras em cada *coping* e calculadas as médias do desajuste Marginal por corpo de prova.

Figura 18. Ilustração do corte transversal do *coping* com os pontos selecionados para leitura em "X". Os pontos pretos representam $\frac{1}{4}$ de volta dado pelo dispositivo de leitura.

A leitura de desajuste oclusal é feita através da imagem da fenda marginal em aumento pelo microscópio e é calculada a distância, em μm , entre a borda do *coping* metálico (x) e a borda do preparo cervical do munhão (y) como ilustrado na **Figura 19**.

Figura 19. Distância entre X e Y, que corresponde ao desajuste marginal.

4.8 Planejamento Estatístico

Os dados utilizados consistiram de valores numéricos equivalentes ao desajuste marginal e rugosidade de superfície de cada *coping* metálico. Os dados de cada variável foram provenientes do cruzamento de dois fatores de variação: Temperatura de injeção (T1-900 °C e T2-700 °C) e Liga metálica (L1-VBII, L2-Keragen e L3-SR) com 10 repetições, resultando em um produto fatorial de $2 \times 3 \times 10 = 60$ para cada uma. A análise estatística foi realizada por meio do programa SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Foi aplicado o teste de normalidade Kolmogorov-Smirnova para ambas as variáveis (adaptação marginal e rugosidade de superfície) para determinação da distribuição dos dados (**Apêndice A, pág. 111**).

- **Adaptação marginal**

Tabela 6. Valores médios de desajuste marginal e desvio padrão (liga metálica x temperatura)

Liga	Temperatura	
	700 °C	900 °C
Keragen	53,38(10,4)	135,4(96,8)
SR	50,7668 (7,05)	109,45 (52,6)
VB	51,10(11,25)	48,77(6,01)

De acordo o teste de normalidade aplicado, os dados da variável adaptação marginal apresentaram distribuição não normal, sendo utilizada estatística não paramétrica, com aplicação do teste de Kruskal Wallis para comparação das ligas:

Tabela 7. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: liga metálica.

Liga	Sa (µm)
Keragen	66,75 (55,09; 127,65) ^a
SR	56,92 (58,60; 101,62) ^{a,b}
VB	49,87 (45,79; 54,09) ^b
P	0,008

^{a,b} Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes (p<0,05)

A liga VB apresentou menor desajuste marginal comparada à liga Keragen. A liga SR apresentou resultado intermediário. Pelo teste, foi refutada a hipótese nula de que os valores de adaptação são os mesmos de acordo com o fator liga metálica (**Apêndice B, pág. 112**).

Para comparação das temperaturas foi utilizado o teste Mann-Whitney.

Tabela 8. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: temperatura.

Liga	Sa (μm)
700	50,75 (48,26; 55,24) ^a
900	66,75 (69,69; 122,03) ^b
P	0,045

^{a,b} Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

A fundição a 700 °C resultou em melhor adaptação marginal que a 900 °C ($p=0,045$). Pelo teste, foi refutada a hipótese nula de que os valores de adaptação são os mesmos de acordo com o fator temperatura (**Apêndice C, pág. 113**).

- **Rugosidade de superfície**

Tabela 9. Valores médios de rugosidade de superfície e desvio padrão.

Liga	Temperatura	
	700 °C	900 °C
Keragen	2,98 (0,83)	3,10 (0,18)
SR	1,90 (0,28)	2,62 (0,50)
VB	2,94 (0,33)	3,13 (0,31)

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição amostral dos dados de rugosidade superficial era

normal. Foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos) que é utilizado na análise de dados onde às respostas de um mesmo corpo-de-prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada.

Tabela 10. Resultados da Análise de Variância:

Dependent Variable: Rugosidade

Source	Type III Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Liga	7,659	2	3,829	9,756	,000
Temperatura	1,661	1	1,661	4,232	,045
Liga * Temperatura	1,027	2	,513	1,308	,280
Error	19,233	49	,393		
Total	447,929	55			
Corrected Total	29,844	54			

a. R Squared = ,356 (Adjusted R Squared = ,290)

A análise de variância indicou que houve diferença significativa entre ligas ($p < 0,001$) e entre temperaturas ($p = 0,045$), porém a interação liga x temperatura não é significativa ($p = 0,280$). Para indicar estas diferenças foi realizado o teste de Bonferroni para comparações múltiplas. As médias e desvios-padrão destes fatores estão presentes nas Tabelas 11 e 12.

Tabela 11. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: liga metálica

Liga	Sa (μm)
Keragen	3,04 (0,98) ^a
SR	2,26 (0,54) ^b
VB	3,04 (0,33) ^a
P	< 0,001

^{a,b} Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$)

SR apresentou menor rugosidade que Keragen ($p=0,002$) e que Vera Bond ($p=0,001$).

Tabela 12. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: temperatura.

Liga	Sa (μm)
700	2,56 (0,72) ^a
900	2,94 (0,73) ^b
P	0,045

^{a,b} Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes ($p<0,05$)

A fundição a 700 °C resultou em menor rugosidade que a 900 °C ($p=0,045$)

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O controle do desajuste marginal assim como o melhoramento da superfície dos padrões de fundição são fatores fundamentais na qualidade final das próteses fixas que utilizam a técnica da cera perdida como base de sua confecção. A proposta de novas formas de utilização dos materiais já existentes e do processo empregado até então vem ao encontro do aperfeiçoamento de técnicas e materiais, resultando na otimização da técnica de fundição e, conseqüentemente, no resultado final das próteses fixas. A busca por materiais de baixo custo e alto rendimento, tem como objetivo a substituição segura, que não ofereça prejuízos funcionais e biológicos, das ligas nobres pelas ligas de metais básicos. Apesar de haver volumoso estudo em relação às coroas metalocerâmicas confeccionadas com ligas de Ni-cr, o assunto se restringe com relação às confeccionadas com ligas de Co-Cr e também às confeccionadas em titânio ainda pouco citadas⁽⁵²⁾.

A precisão marginal é considerada fator fundamental no sucesso e longevidade de uma prótese que requeira a fundição de sua infraestrutura. Segundo Al Wazzan e Al-Nazzawi, em 2007⁽⁵³⁾, no que se refere às margens das restaurações fundidas cimentadas, a linha de assentamento final ao pilar protético deve apresentar uma junção não detectável para que sejam cumpridos os requisitos de boa adaptação e qualidade a longo prazo, sejam para próteses ancoradas em dentes, implantes ou ainda intermediários protéticos. Nestes casos o que garante a qualidade de assentamento final irá depender: dos ângulos de convergência oclusal/incisal do pilar protético; da utilização de dispositivos, como canaletas ou sulcos guias que permitam a orientação do posicionamento e trajeto a ser percorrido até o assentamento final da peça sobre a linha de término; do espaço disponível

entre infraestrutura metálica e seu pilar e tudo o que remete a características dos preparos, das ligas e as formas de manuseio dos materiais e da técnica durante a fundição para minimizar os efeitos de contração.

Holmes et al., em 1989⁽⁵⁴⁾, sugeriram classificar tipos de desajustes devido à vasta gama de termos utilizados. Ficou definido que GAP seria a sigla que representaria o espaço interno entre a superfície interna da prótese e a parede axial do preparo e GAP marginal o mesmo espaço mensurado na parte cervical do preparo. O espaço mensurado paralelamente à trajetória de inserção da peça foi denominado como discrepância marginal vertical (desajuste ou desadaptação) e discrepância marginal horizontal o espaço mensurado perpendicular à trajetória de inserção. Tjan et al., em 1991⁽⁵⁵⁾, consideraram que uma restauração tinha aceitável desajuste cervical quando a fenda era imperceptível visualmente ou por sondagem. Os autores ponderaram que a existência de fenda cervical permitia a dissolução do material de cimentação exposto ao meio bucal, formando um nicho para crescimento bacteriano que possibilitava a ocorrência de inflamação gengival, recidiva de cárie e inflamação pulpar comprometendo a saúde dos tecidos circundantes.

Não existe consenso na literatura a respeito dos valores aceitáveis para o desajuste marginal^(56, 57). De acordo com a regra nº 8 da *American Dental Association (ADA)* a adaptação marginal da peça protética na cimentação deveria estar próxima a 25 μm ⁽⁵⁸⁾, entretanto, trabalhos na literatura relatam como clinicamente aceitáveis valores próximos a 100 μm ⁽⁵⁹⁻⁶¹⁾. Sobretudo, os valores mais citados na literatura como aceitáveis estão em torno de 120 μm como valor máximo⁽⁶²⁻⁷⁰⁾.

Na metodologia adotada no presente estudo, a média de valores de desajuste marginal das ligas metálicas fundidas a 900 °C foi de 66,75 μm e das ligas metálicas

fundidas a 700 °C foi de 50,75 µm. Os valores encontrados são, portanto, compatíveis com os valores de desajuste médios citados como clinicamente aceitáveis na literatura. Para os valores maiores de desajuste marginal da liga de Co-Cr, o que pode justificar o resultado é a presença do cobalto que confere ao material, além da dureza e rigidez, redução da fusibilidade que compromete a capacidade de cópias detalhadas⁽⁷¹⁾. É importante notar que o fator da fusibilidade é característica importante para cópia fiel dos detalhes no preparo⁽⁷²⁾. O ponto de fusão das ligas à base de níquel varia de 1275 °C a 1375 °C e nas ligas à base de cobalto de 1370 °C a 1470 °C. A maior temperatura de fundição na liga de Co-Cr poderia causar maior desajuste devido à maior contração durante o processo de fundição⁽⁷³⁾ Bezzon et al. Em 2001⁽⁷⁴⁾, relataram que a presença de Ni na composição da liga de Ni-Cr causa redução da contração de fundição desta liga ao ser comparada com a liga de Co-Cr, auxiliando conseqüentemente, nos valores de desajuste.

Na análise das interações, não houve diferença significativa entre os grupos, tendo demonstrado que o comportamento das ligas avaliadas foi semelhante no decorrer do processo de fundição e variação de temperatura. No fator liga Metálica, ao se compararem as diferentes composições, as ligas de Ni-Cr não apresentaram diferença estatística entre si nos valores de desajuste marginal (SR=56,92 µm e VBII=49,87 µm), apresentando valores menores do que a liga composta por Co-Cr, Keragen. Houve diferença estatística nos valores de desajuste entre VBII e Keragen, todavia, a liga experimental SR não apresentou diferença significativa de desajuste quando comparada com os valores de desajuste da liga de Co-Cr, tendo portanto, valores intermediários.

A diferença não significativa de desajuste marginal entre as ligas de Cobalto-Cromo e Níquel Cromo, no presente experimento representadas pela liga experimental SR, de Ni-Cr, e pela liga Keragen, de Co-Cr, foi também observada por outros autores com diferentes marcas comerciais⁽⁷⁵⁾ reforçando a ideia de que a liga de Co-Cr possa substituir com maior segurança a liga de Ni-Cr para a confecção de restaurações metalocerâmicas, uma vez que não possui como elemento constituinte o níquel, que pode desencadear reações alérgicas⁽⁷⁶⁻⁷⁸⁾.

Ao se realizar uma fundição a peça protética é resultado da habilidade do operador, associado uma soma de atividades tais como cuidados e domínio dos materiais, instrumentos e equipamentos envolvidos, importantes em cada uma das diversas fases que caracterizam o processo. O controle sobre a utilização das ceras para fundição, o manuseio e preparo apropriado dos troquéis de gesso, a escolha do revestimento e das técnicas de inclusão dos padrões de cera/resina, respeito à manipulação apropriada, tempo de trabalho e de presa, assim como a técnica de fundição seguramente aplicada são pontos cruciais e não devem ser negligenciados. À interdependência entre esses inúmeros fatores se deve, ao final do processo de fundição, a obtenção de uma peça fundida que seja uma réplica precisa, exata, das partes preparadas dos dentes⁽⁷⁹⁾.

Sendo o resultado final formemente sensível à técnica, o uso de *copings* padronizados através da fundição de casquetes calcináveis e posicionados posteriormente sobre munhões pré-fabricados de implantes, favoreceu a padronização da espessura dos *copings* metálicos e das dimensões do preparo, uma vez que são obtidos pelo processo de fabricação industrial permitindo, dessa forma, a avaliação isolada e específica do comportamento das ligas referente ao desajuste marginal e rugosidade de superfície nas temperaturas de estufagem

propostas, reduzindo fatores interferentes pelo processo de manuseio tradicional que poderiam levar alterações dimensionais antes e depois do processo⁽⁸⁰⁾.

Com relação ao fator Temperatura, quando comparados os valores de desajuste os resultados do presente trabalho demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os dois patamares avaliados, sendo que a Injeção da liga a 700 °C apresentou melhores resultados comparados aos injetados à temperatura de 900 °C, convencionalmente utilizada para as fundições com revestimentos fosfatados. Tal fato caracteriza certa divergência aos resultados obtidos no presente estudo. A fundibilidade da liga, grau de fluidez do material, está diretamente relacionada às maiores temperaturas. Ligas com maior grau de fluidez tem maior potencial de preenchimento do molde de revestimento no momento da sua injeção, como citado no trabalho de Bombonatti et al, em 1989⁽⁸¹⁾, que realizaram a comparação de fundibilidade em diferentes temperaturas de estufagem. Maiores temperaturas remetem maior grau de fluidez, influenciando, portanto, positivamente na qualidade da borda cervical.

Todavia, há dois fatores que, supostamente, explicam os valores de desajuste marginal menores das peças quando injetadas a uma menor temperatura (700 °C): a diferença de metodologia aplicada no presente trabalho e fatores que compensam a menor fluidez da liga, como a taxa de produção e eliminação de gases. O primeiro fator, relacionado à metodologia, são os patamares de aquecimento aplicados no ciclo onde ocorre aumento gradual de temperatura, alcançando primeiramente a temperatura de 900 °C (processo convencional) e, posteriormente, entra em processo de resfriamento, atingindo a temperatura final de 700 °C. É provável que o fato de o ciclo atingir primeiramente a máxima temperatura de 900 °C permitiu a máxima expansão do revestimento antes que a liga fosse injetada⁽⁸²⁾.

A contração de solidificação das ligas é um fator muito influente na adaptação dos *copings* metálicos. No caso das ligas nobres, a contração de fundição atinge valores em torno de 2% em volume. Para as ligas alternativas, à base de níquel-cromo, a contração pode chegar a 3% ^(83, 84), podendo ser ainda maior para as ligas de Co-Cr, sendo a temperatura acima de 700 °C necessária para a compensação dessa contração da liga por parte do revestimento, o que na metodologia adotada, provavelmente favoreceu os valores de adaptação marginal. O Outro fator que, supostamente, poderia explicar esses resultados é a menor taxa de produção de gases (produção de gases/tempo) e sua maior liberação no decorrer do processo, o que compensaria positivamente a menor fluidez da liga e facilitaria a injeção da liga no molde.

Os revestimentos fosfatados tem se tornado a primeira opção para a utilização em fundições odontológicas, visto que a utilização das ligas nobres vem sendo substituída por metais não nobres e de menor custo, com alto ponto de fusão e que não apresentam bons resultados em revestimentos de gesso, necessitando de revestimentos com maior poder de expansão. Tais revestimentos são compostos por uma porção de carga refratária de Sílica (em média 80% do peso), que confere resistência e expansão térmica, e pelo Aglutinante, que consiste em óxido de magnésio (básico) e um fosfato de natureza ácida. São também adicionadas porções de carbono para facilitar a desinclusão das peças e, normalmente, é utilizada a espatulação com sílica coloidal em substituição da água, permitindo maior expansão ao molde ⁽⁸⁵⁾.

Assim como as ligas metálicas, os revestimentos, embora apresentem boas propriedades a altas temperaturas, são diretamente afetados pela ação do

aquecimento e diversas reações ocorrem em sua estrutura à medida em que há o aumento de temperatura.

Em 2016, Svensson & Schmidt citaram a ocorrência de uma interface gasosa entre o molde e a liga metálica que ocorre devido à expansão térmica dos gases, formada por ar, mas dependendo da temperatura e da composição do molde também apresenta vapor de água, hidrogênio, dióxido e monóxido de carbono⁽⁸⁶⁾. Na região em que a sílica é estruturada para formar o molde, esses gases são produzidos, sendo o produto da reação que ocorre entre o vapor de água e o carbono. O carbono produzido pela cera começa a reagir e, quando a temperatura ultrapassa os 500°C, esse carbono começa a oxidar e transforma-se em CO₂ (Dióxido de carbono ou gás carbônico). A reação do vapor de água e do dióxido de carbono com o material fundido provoca a formação tanto de oxigênio como de hidrogênio. Isto é indicado pelo aumento observado do teor de hidrogênio no metal, bem como sua alta concentração na atmosfera, em casos de em que não se utiliza atmosfera a vácuo, enchendo a cavidade do molde durante o vazamento. À medida que os gases se movem em direção ao limite de fase metal-molde, o aumento da temperatura provoca um aumento significativo da pressão⁽⁸⁷⁻⁸⁹⁾.

Em casos de superaquecimento ou aquecimento rápido, que provocam a evaporação rápida de água do molde e liberação rápida de gases, pode-se causar reações na interface metal-molde como expulsar o metal líquido do molde, provocando rugosidades ou penetrações metálicas devido à pressão gasosa⁽⁹⁰⁾.

Na metodologia adotada, o tempo de resfriamento do molde desde a temperatura de 900 °C até 700 °C em ambiente não controlado antes da injeção da liga pode ter permitido a liberação mais efetiva dos gases produzidos pelo processo de aquecimento⁽⁹¹⁾, criando menor barreira desses gases no momento da injeção.

Além da maior eliminação dos gases no decorrer do processo de resfriamento antes da injeção da liga no molde, um outro ponto a ser considerado é que no ato da injeção da liga a taxa de produção e liberação momentânea de gases (momento em que a liga reage com o revestimento) é menor, uma vez que a temperatura da superfície do molde é inferior, gerando uma resultante de calor menor na interface entre os materiais^(86, 92). A presença de menor quantidade de gases permitiu que a liga tivesse mais facilidade de escoar pelo molde, impulsionada pela força centrífuga, realizando um preenchimento efetivo do molde, mesmo em situação de eventual menor fluidez. Dessa forma, possivelmente, a redução da reatividade da liga metálica com o molde de revestimento foi suficiente para compensar a menor fluidez da liga e, ainda, capaz de melhorar o escoamento da liga através da superfície do molde.

Uma das condições desejadas em uma restauração metálica fundida é sua perfeita adaptação ao preparo dental. Neste aspecto, é importante que a fundição seja livre de defeitos superficiais como rugosidade, nódulos e poros⁽⁹³⁾. A busca por uma superfície ideal se baseia na reprodução fiel da superfície do padrão de cera que precede a fundição, contudo, na prática, a maioria das fundições possui maior grau de rugosidade superficial do que o correspondente modelo prévio em cera/resina, gerando fatores limitantes à restauração em termos mecânicos, microbiológicos e comprometendo inclusive a adaptação da peça, por formação de porosidades internas às peças a serem cimentadas, dificultando o assentamento⁽⁹⁴⁾.

A rugosidade superficial representa a propriedade dos materiais restauradores que desempenha maior influência no processo de formação do biofilme dentário, sendo nas superfícies rugosas e irregulares onde o biofilme forma-se em maior quantidade e apresenta maturação mais rápida quando comparado as

superfícies lisas, além de elas induzirem maiores falhas na estrutura com o decorrer do tempo⁽⁹⁵⁾.

Considerando a variável rugosidade de superfície, ao se compararem as diferentes ligas, notou-se diferença estatisticamente significativa da liga experimental SR, apresentando menor rugosidade em relação às ligas Keragen e VeraBond II. No fator temperatura, os valores de rugosidade à temperatura de 700 °C foram melhores e estatisticamente significantes em relação aos valores de rugosidade à 900 °C. Tais resultados, com diferentes graus de porosidade de superfície, confirmam que a rugosidade superficial varia de acordo com a composição das ligas utilizadas a determinado tipo de revestimento^(35, 96, 97).

A liga experimental SR foi desenvolvida visando melhorias no coeficiente de expansão térmica de ligas de Ni-Cr para obtenção de melhores resultados, tanto de resistência de união metalocerâmica, como também de superfície, fusibilidade⁽⁹⁸⁾, fator que pode explicar os valores de superfície melhorados, quando utilizada sob as mesmas condições que as demais.

Valores de rugosidade de superfície como os do presente trabalho, em que a temperatura de 900 °C apresenta fundições com maior grau de rugosidade do que a temperatura de 700 °C vão ao encontro com vários trabalhos na literatura que relatam aumento progressivo da rugosidade à medida que se eleva a temperatura de estufagem dos revestimentos, embora sejam estudos com outras ligas⁽⁹⁹⁻¹⁰¹⁾. A explicação para a melhor superfície dos padrões de fundição quando injetados em moldes a temperatura reduzida também pode se basear na teoria de menor produção de gases pelo material do revestimento quando submetido à temperatura de estufagem e, portanto, à menor reatividade da liga com o material refratário, como já citado, gerando superfícies menos irregulares^(102, 103).

Além dos fatores liga metálica e temperatura de estufagem dos revestimentos, há fatores relacionados entre si que têm influência no comportamento dos padrões de fundição, tais como Liga x Revestimento, Liga x Temperatura de Estufagem e Revestimento x Temperatura de Estufagem que devem ser estudados e correlacionados. Portanto, do estudo das combinações entre estes elementos é que dependerá o grau de preenchimento do molde e características finais de superfície e adaptação.

Desta forma, é razoável trabalhar no desenvolvimento de todo processo visando a interrelação das condições ideais e, destas, procurar combinações que resultem na obtenção de melhor fluidez e/ou preenchimento do molde, obtendo os melhores resultados em todas as variáveis importantes ao sucesso clínico das restaurações. Isto implica, em trabalhos futuros, relacionar o efeito da redução de temperatura do molde ao uso de espaçadores, técnicas de expansão higroscópica, uso de canais de ventilação, desenvolvimentos de novos materiais refratários, etc.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Conclui-se que;

a) Adaptação marginal: a liga VBII (Ni-Cr) apresentou menor desajuste marginal comparada à liga Keragen (Co-Cr). A liga SR (Ni-Cr) apresentou resultado intermediário.

b) A fundição a 700 °C resultou em melhor adaptação marginal que a 900 °C ($p=0,045$).

c) Rugosidade: SR apresentou menor rugosidade que Keragen e que Vera Bond.

A fundição a 700 °C resultou em menor rugosidade que a 900 °C ($p=0,045$).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

* De acordo com: International Committee of Medical Journal Editors, adaptado pela U.S. National Library of Medicine (estilo Vancouver). Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/bookshelf/br.fcgi?book=citmed>

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Shillingburg HT, Jr., Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1973;29(3):276-84.
2. Bauer JRdO, Calheiros FC, Braga RR, Junior WGM. Alloys for metaloceramic restorations: literature review. *Revista da Faculdade de Odontologia de Passo Fundo.* 2004 9(2): 83-7.
3. Hobo S, Shillingburg HT. Porcelain fused to metal: Tooth preparation and coping design. *Journal of Prosthetic Dentistry.*30(1):28-36.
4. Geurtsen W. Biocompatibility of Dental Casting Alloys. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 2002;13(1):71-84.
5. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dental Materials.*18(5):396-406.
6. Glantz PO. Intraoral behaviour and biocompatibility of gold versus non precious alloys. *J Biol Buccale.* 1984;12(1):3-16.
7. Christensen GJ. The use of porcelain-fused-to-metal restorations in current dental practice: a survey. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):1-3.
8. Gardner FM. Margins of complete crowns—Literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1982;48(4):396-400.
9. Buso L FP, Balducci I, Bottino MA. Evaluation of marginal fit of a Cobalt-Chromium alloy varying the cervical design. *PCL - Revista Ibero-americana de Prótese Clínica e Laboratorial.* 2005;7:139-46.
10. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1992;67(5):594-9.
11. Gwinner FP, Bottino MA, Nogueira-Junior L, Bona AD. Effect of Finish Line on Marginal Fit of Sintered Gold Copings. *Brazilian Dental Journal.* 2013;24:322-5.

12. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Sousa-Neto MD, Knowles JC. Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Brazilian Dental Journal*. 2004;15:127-32.
13. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, da 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(3):274-7.
14. Johnson A, Winstanley RB. The evaluation of factors affecting the castability of metal ceramic alloy--investment combinations. *Int J Prosthodont*. 1996;9(1):74-8.
15. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 93(4):346-55.
16. Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(2):33-8.
17. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;74(5):476-81.
18. Cho S-H, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;107(1):17-23.
19. Guilherme AS, Henriques GEP, Zavanelli RA, Mesquita MF. Surface roughness and fatigue performance of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy after different polishing protocols. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 93(4):378-85.
20. Anusavice K. *Phillips Materiais dentários*. 12 ed 2013. p. 592.
21. Pellizzer AJB, P.E.; Valério Filho, W.V. Castability of nickel-chromium Brazilian alloys. Action of the rise of mold temperature of phosphate bonded investments. *Rev odontol UNESP*. 1995;24(n1):99-107.
22. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics*. 2009;18(2):188-94.

23. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):603-27, vi.
24. Winkler S, Morris HF, Monteiro JM. Changes in mechanical properties and microstructure following heat treatment of a nickel-chromium base alloy. *J Prosthet Dent.* 1984;52(6):821-7.
25. Vieira DF. Metais e ligas metálicas: noções básicas para os dentistas. *Rev at São Paulo.* 1967;2:143-57.
26. Moffa JP. Alternative dental casting alloys. *Dent Clin North Am.* 1983;27(4):733-46.
27. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):351-63.
28. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1973;30(4):424-31.
29. Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):299-304.
30. Rossiti MS. Compatibilidade entre cerâmicas e ligas níquel-cromo. *Escola de engenharia de São Carlos.: USP;* 1994.
31. Bezzon OLB, S.; Freire, T.F.C.; Panzerl, H. Allergic sensitivity to several base metals; a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1993;69:243-4.
32. Bassanta A, Muench, A. Desajuste da prótese metálo-cerâmica em decorrência da aplicação da porcelana. *Rev Fac Odont.* 1977;15:69-72.
33. Stephano CR, RF; Roselino, RB. . Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troqueis com e sem espaçador. *Ver Odontol Univ São Paulo.* 1989;3:383-9, .
34. Soriani NCL, M. B. Paulino, S. M. Pagnano, V. O. Bezzon, O. L. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Braz Dent J.* 2007;18(3):225-30.

35. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent*. 1990;64(1):18-24.
36. Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR, Nair A, Raghavan R. Evaluation and comparison of the internal fit and marginal accuracy of base metal (nickelchromium) and zirconia copings before and after ceramic veneering: a sem study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2013;21(1):44-8.
37. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971;131(3):107-11.
38. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent*. 1990;64(5):548-52.
39. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):357-64.
40. Mori T J-LM, Yabugami M, Togaya T. The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. *Australian Dent J* 1994;39:348-52.
41. Zequetto MM. Comparação da desadaptação marginal de infra-estruturas metálicas obtidas com variações na técnica de fundição, revestimentos e material para obtenção dos padrões.: Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; 2005.
42. MGemalmaz D AH. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;73(1):49-54].
43. Aquino EBd. Influência das técnicas de cimentação, fundição em monobloco e brasagem na adaptação de componentes protéticos de próteses sobre implantes fundidos em Cr-Co 2006.
44. Yamaguti PF. Análise da técnica de fundição rápida segundo a adaptação cervical de infra-estrutura de liga à base de Ni-Cr e expansões de presa e térmica de quatro revestimentos: Universidade de São Paulo; 2007.
45. Craig T. Pickett C, RG. What 3 factors in dental labs affect consistency in casting during investment process? Tulsa, Oklahoma2014 [cited 2017]. Available from: <http://www.dentistryiq.com/articles/2014/07/what-3-factors-are-affecting-consistency-in-casting-during-the-investment-process.html>.

46. Filho JRM. Avaliação da rugosidade de fundição de ligas de níquel-cromo em função da liga, do revestimento, temperatura de estufagem e da respectiva temperatura de fusão: Universidade Federal do Rio de Janeiro. Faculdade de Odontologia, Rio de Janeiro; 2000.
47. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Tamura JJ. Casting accuracy of base metal alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 50(5):651-3.
48. Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*. 1989;62(3):264-9.
49. efeito do sobreaquecimento *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;3(1):48-54.
50. Asgar AFCk. Reaction of Cobalt-chromium alloy with investment. *J Dent Res*. 1966;6(1):1516-28.
51. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*. 2006;17(S2):68-81.
52. Costa EMVdJ, Renato Morales; Bottino, Marco Antônio; Murakami, Rui Hiroshi; Alves, Giovana Pereira. Use of base alloy metal in ceramo-metal restorations. *Odonto*. 2006;14:152-7.
53. Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(1):19-26.
54. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(4):405-8.
55. Tjan AHL, Li T, Irving Logan G, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;66(2):157-64.
56. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review. *Journal of Prosthodontics*. 2013;22(5):419-28.
57. Larson TD. The clinical significance of marginal fit. *Northwest Dent*. 2012;91(1):22-9.

58. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*.80(3):280-301.
59. Wilder AD, May, K.N., Leinfelder, K.F. Two year clinical evaluation of profile in posterior teeth. . *J Dent Res*. 1982;61:215.
60. Leong DJCL, Eugene; Gilbert, Jeremy. Marginal Fit of Machine-Milled Titanium and Cast Titanium Single Crowns. *International Journal of Prosthodontics* 1994; 7 (5): p440-7.
61. Soriani N, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. . Effect of the Use of Die Spacer on the Marginal .Fit of Copings Cast in nitr, nitrbe and Commercially Pure Titanium. *Braz Dent Journal* 2007;18 (3):225-30
62. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*. 1966;16(2):297-305.
63. Hung SH HK, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1990;63(1):26-31.
64. Torres JWM, Fragoso WS, Henriques GEP, Mesquita MF, Daroz LGD. Influence of casting pattern made from wax, Duraly™ resin and Pattern™ resin in marginal misfit of cast the commercially pure titanium crowns. *RFO UPF* 2006;11(2):36-40.
65. Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int*. 2007;38(7):e425-32.
66. Vojdani M TK, Farjood E, Khaledi A. Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. *J Dent Shiraz Univ Med* 2013;14(3):118-29.
67. Sundar KM CS, Pasha F. . Marginal fit and microleakage of castand metal laser sinteredcopings—An in vitro study. . *JProsthodont Res* 2014;58(4):252-8.
68. Vaidya S P, BhargavaA, Gupta S. . Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated on three different marginal designs using conventional and accelerated casting techniques: An in vitro study. . *Indian JDent Res* 2014;25(5):641-7.

69. Park KJ LW, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont* 2015;7(2):122-8.
70. Pimenta MA FL, Lopes R, Rivaldo E. . Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. . *J Prosthet Dent* 2015;114(2):223-8.
71. Carreiro AFPR, R. F.; Bezzon, O. L.; Mattos, M. G. C. Castability evaluation of a cobalt-chromium alloy. . *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1999;13(2):119-25.
72. Oliveira A, Saito, T, Oliveira SHG. Adaptação Marginal de copings de três Sistemas Cerâmicos em função de dois tipos diferentes de terminação cervical. *Revista Ciência Em Extensão*. 2007;3(2):26-9.
73. Santos MP. Ligas metálicas odontológicas [Trabalho de Conclusão de curso]. São José do Rio Preto-SP: ETEC Philadelpho Gouvêa Netto; 2010.
74. Bezzon OR, RF.; ROLLO, JMDA.; Crossara, S. . Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent* 2001;85:299-304.
75. Tiozzi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont*. 2008;21(2):121-3.
76. Schmalz G, Garhammer P. Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater*. 2002;18(5):396-406.
77. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*. 2000;83(2):223-34.
78. al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. *Int J Prosthodont*. 2002;15(5):473-8.
79. Marchiori AV. Avaliação da desadaptação marginal de estruturas metálicas obtidas com variações quanto aos tipos cera e às técnicas de inclusão e fundição. Araçatuba-SP: Faculdade de Odontologia-Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho; 2004.

80. Bezzon OLB, S.; Freire, T.F.C.; Panzeri, H. Allergic sensitivity to several base metals – A clinical report. *J Prosth Dent*. 1993;69(3): 243-4.
81. Bombonatti PEB, L.E.; Scaranelo, R.M.; Pellizzer, A.J. Effect of increased mold temperature of phosphate bonded investments, on the castability of copper - aluminum alloys. *Rev odontol UNESP*. 1989;18.
82. MARCHIORI AV, SILVA EMMd, ZEQUETTO MM. Effect of the conventional and fast inclusion techniques on the impact strength of dental investments. *RGO - Rev Gaúcha Odontol*. 2010;58(2):161-6.
83. Gregory DO. Nickel-chromium alloys in casting. *Miss Dent Assoc J*. 1982;38(4):18-20.
84. Fusayama T. Factors and technique of precision casting part I. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1959;9(3):468-85.
85. Kenneth J. Anusavice cS, H Ralph Rawls. *Phillips Materiais Dentários*. 12 ed. LTDA EE, editor2013. 645 p.
86. Svensson IL, Schmidt P. Thermal Expansion of Gases at the Metal/Mould Interface in Permanent-mould Casting. *Cast Metals*. 1993;6(3):127-30.
87. A. Chojecki JM. Effect of atmosphere in a foundry mould on casting surface quality. *Archives of Foundry Engineering*. 2012;12(Issue 1/2012):13-8.
88. Shin TS, Hsiau, S. S. and Hong, C. H. Movement of Vaporization Interface and Temperature Distributions in Green Sand Molds. *AFS Trans*. 1996;104: 258-73.
89. Nishida YaD, W. and Engler, S. The Air-Gap Formation Process at the Casting Mold Interface and the Heat Transfer Mechanism through the Gap. *Metallurgical Transacton B*. 1986;17B:833-44.
90. Oliveira BFd. Fundação. In: Instituto, Federal de Educação CeTdUFdSMCB, editors. Belém2013. p. 108 p. .
91. Kokkonen PKVM. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995;74(4):412-9
92. Atterton DVH, D. H. Measurement of Temperatures of Metal/Mould Interfaces. *Nature*. 1953;171(4361):980-1.

93. Custer F, Desalvo. The accuracy of casting produced by various investments. *J Prosthet Dent*. 1968;19: 273-80.
94. Arfaei AHA, K. Influence of roughness on fit of dental castings. *J Dent Res*. 1976;55:899.
95. Quirynen MB, C.M.L. . The influence of surface roughness and surface free energy on supra and subgingival plaque formation in man . A review of literature. *J Clin Periodontal*. 1995;v.22:1-14.
96. Ogura H, Raptis CN, Asgar K. Inner surface roughness of complete cast crowns made by centrifugal casting machines. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;45(5):529-35.
97. Bedi A, Michalakakis KX, Hirayama H, Stark PC. The effect of different investment techniques on the surface roughness and irregularities of gold palladium alloy castings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;99(4):282-6.
98. Rossiti MS. Compatibilidade entre cerâmicas e ligas níquel-cromo. Escola de engenharia de são Carlos. : universidade de são paulo, ; 1994.
99. Ogura H, Raptis, C. N., Asgar, K. Inner surface roughness of complete cast crowns made by centrifugal casting machines. *J Prosthet Dent*. 1981.;45: 529-35.
100. Barone JJ, Huff. R. L., Dickson, G. Surface roughness of gold castings. *Dent Progress*. 1961;1:78-84.
101. Jarvis RH, Jenkins, T. J., Tedesco, L. A A Castability study of nonprecious ceramometal alloys. *s J Prosthet Dent*. 1984;51:. 490-4.
102. Kumar S, Kumar P, Shan HS. Effect of evaporative pattern casting process parameters on the surface roughness of Al-7% Si alloy castings. *Journal of Materials Processing Technology*. 2007;182(1-3):615-23.
103. Isaac J, Reddy G, Sharma G. Experimental investigation of the influence of casting parameters on the formation and distribution of air gap during the solidification of castings in metallic molds. *AFS Trans*. 1985;93:29-34.

9 APÊNDICES

9 APÊNDICES

Apêndice A. Resultados do teste de normalidade

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Statistic	Df	Sig.
Rugosidade	,088	55	,200 [*]
Adaptação	,327	55	,000

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Apêndice B: Teste de hipótese nula para o fator Liga metálica.

Hypothesis Test Summary				
	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Adaptação is the same across categories of Liga.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,008	Reject the null hypothesis.
Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.				

Apendice C: Teste de hipótese nula para o fator temperatura.

Hypothesis Test Summary				
	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Adaptação is the same across categories of Temperatura.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,001	Reject the null hypothesis.
Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.				

Apêndice D. Resultados da avaliação do desajuste marginal (μm).

LIGA	T=900°C	T=700°C
	51,575	53,525
	37,583	37,94
	39,586	43,435
	51,122	37,645
NI-CR	48,231	48,621
	53,621	45,635
	55,555	51,476
	54,359	54,181
	47,792	66,614
	48,373	71,945
	161,82	51,162
	124,914	60,009
	66,603	68,118
CO-CR	365,472	68,36
	81,017	41,248
	213,78	45,748
	65,703	44,449
	72,69	50,345
	66,896	43,369
	74,664	61,039
	61,041	54,728
	151,716	49,538
	67,257	44,64
	41,444	61,094
NI-CR EXPERIMENTAL	170,153	48,084
	168,972	52,295
	128,96	48,725
	129,127	59,112
	48,98	51,713
	126,86	37,739
MÉDIA	61,041	54,728
DESVIO PADRÃO	69,18641	9,215892

Apêndice E. Valores médios dos valores de rugosidade de superfície.

DESCRIPTIVE STATISTICS				
DEPENDENT VARIABLE: RUGOSIDADE				
LIGA	Temperatura	Mean	Std. Deviation	N
KERAGEN	700	2,9778	,82584	8
	900	3,1031	1,17893	8
	Total	3,0404	,98543	16
SR	700	1,8975	,27901	10
	900	2,6256	,50068	10
	Total	2,2615	,54325	20
VB	700	2,9378	,33273	9
	900	3,1322	,31408	10
	Total	3,0401	,32935	19
TOTAL	700	2,5643	,71869	27
	900	2,9430	,73140	28
	Total	2,7571	,74341	55

Pairwise Comparisons							
Measure: MEASURE_1							
(I)	(J)	Mean	Std. Error	Sig. ^a	95% Confidence Interval for Difference ^a	Lower Bound	Upper Bound
Ligas	Ligas	Difference (I-J)					
1.00	2.00	-14.052	12.542	.817	-46.064		17.960
	3.00	40.476 [*]	12.542	.010	8.464		72.488
2.00	1.00	14.052	12.542	.817	-17.960		46.064
	3.00	54.529 [*]	12.542	.001	22.517		86.541
3.00	1.00	-40.476 [*]	12.542	.010	-72.488		-8.464
	2.00	-54.529 [*]	12.542	.001	-86.541		-22.517

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

*. The mean difference is significant at the .05 level.