UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Luciana Mara Negrão Alves

EFEITO DA ATMOSFERA DE SINTERIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DA
PORCELANA COM LIGAS DE NÍQUEL-CROMO E COBALTO-CROMO

Ribeirão Preto

2014

Luciana Mara Negrão Alves

EFEITO DA ATMOSFERA DE SINTERIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DA
PORCELANA COM LIGAS DE NÍQUEL-CROMO E COBALTO-CROMO

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo,
para a obtenção do título de Doutor no Programa
de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon

Ribeirão Preto
2014

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.

Alves, Luciana Mara Negrão

Efeito da atmosfera de sinterização na resistência de união da porcelana com ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo. Ribeirão Preto, 2014.

121 p. : 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. Ligas alternativas 2. Ambiente de sinterização 3. Resistência de união metalocerâmica. 4. Microscopia eletrônica de varredura (MEV).

FOLHA DE APROVAÇÃO

LUCIANA MARA NEGRÃO ALVES

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

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória
Dedicatória

Aos meus pais, **Geraldo e Maria José**, responsáveis pela minha formação humana, que com seus exemplos de virtudes, seu carinho e apoio incondicionais, me ajudaram a manter sempre vivas a esperança e a motivação.

Aos meus irmãos, **Fernanda e Fernando**, tenho muito orgulho de tê-los, como pessoas tão especiais em minha vida.

Ao meu esposo, **Moisés**, que com carinho, paciência e compreensão me incentivou e contribuiu para a realização deste momento.

Ao meu amado filho **Miguel**, por tudo que representa para mim e por tudo que eu desejo para suas vidas. E ainda, peço-lhe desculpas pela minha ausência...

Ao meu cunhado **Leonardo**, que esteve muito presente nesta jornada, pelo incentivo e colaboração

Aos meus sobrinhos, **Rafael e Henrique**, que alegam nossas vidas.

Agradecimentos Especiais

Antes de tudo, agradeço a **Deus**, por ter me dado a família que tenho, ter me cercado de pessoas especiais e me concedido saúde, capacidade e força para seguir meu caminho, abençoando todos os dias da minha vida e iluminando meus pensamentos e atitudes.

Ao Prof. Dr. **Oswaldo Luiz Bezzon**, pela acolhida, pela competente orientação e
atenção dispensada durante o curso.

Meu respeito, minha gratidão e amizade.

Muito Obrigada!

À Profª Drª **Valéria Pagnano** pela a sua valiosa colaboração e irrestrito apoio a
este trabalho.

Muito Obrigada!

Agradecimentos

“Cada pessoa que passa em nossa vida, passa sozinha, é porque cada pessoa é única e nenhuma substitui a outra! Cada pessoa que passa em nossa vida passa sozinha e não nos deixa só porque deixa um pouco de si e leva um pouquinho de nós. Essa é a mais bela responsabilidade da vida e a prova de que as pessoas não se encontram por acaso”

Charles Chaplin

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto e à Comissão de Pós-Graduação, por possibilitarem a realização do curso.

Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto USP, pela amizade, coleguismo e respeito.

A todos os servidores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: Adriana, Ana Paula Macedo, Eduardo, Fernando, Henrique, Júlio, Lício, Luiz Sérgio, Marcelo, Odair, Paulo César, Rafaella, Ricardo, Viviane e em especial Paulo Sergio e Godói pela atenção e gentileza de sempre

Às secretárias Ana Paula Xavier, Fernanda e Regiane, pela paciência e colaboração.

Também às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Isabel, Mary Possani e Regiane, pela competência, disponibilidade e atenção.

Ao técnico Edson Volta do laboratório de ensaios da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pelo apoio na realização dos ensaios mecânicos.

Aos técnicos Helena, Renato, Daniel e Eduardo do Laboratório de Caracterização Estrutural do Departamento de Engenharia de Materiais, da Universidade de São Carlos, pela atenção e apoio técnico prestado para realização da microscopia eletrônica de varredura e EDS realizados nesse trabalho

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior do Ministério da Educação – MEC), pela bolsa de estudo concedida, que me auxiliou financeiramente neste momento tão importante de minha carreira profissional.

A todos os colegas contemporâneos do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, nível de Mestrado e Doutorado, pela partilha vivenciada durante as disciplinas e pelo apoio nos momentos oportunos.

Á minha amiga de longa data, Adriana, pelo carinho, atenção e principalmente paciência comigo! Obrigada pelas palavras de incentivo que você sempre me deu.

À Ana Paula (Goiaba) pela parceria, atenção e presteza com que sempre teve comigo!

À minha amiga Luciana Crizóstomo, pela amizade, palavras de apoio e colaboração em tudo!
Obrigada pelo carinho!

A todos aqueles que colaboraram para a realização deste trabalho.

Muito Obrigada!

Resumo
BOZNNQ

Alves, LMN. Efeito da atmosfera de sinterização na resistência de união da porcelana com ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo. Ribeirão Preto, 2014. 122p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de dois diferentes ambientes de sinterização (vácuo e argônio) sobre a resistência da união metalocerâmica (RUMC) envolvendo diferentes ligas de metais básicos (Co-Cr e Ni-Cr) e uma porcelana odontológica, através do teste de flexão de três pontos, conforme preconizado pela ISO 9693:2012. As ligas estudadas foram Co-Cr: Remanium e Keragen e Ni-Cr: Verabond II e uma liga experimental “SR”. Foram obtidos 80 corpos de prova em forma de tiras metálicas medindo 25 X 0,5 X 5 mm. Para esse ensaio, portanto, o número de corpos de prova foi o produto de 4 ligas x 2 condições de atmosfera de sinterização x 10 repetições. A parte metálica de todos os corpos de prova após a fundição foram usinados e jateados com óxido de alumínio (150µm) e a seguir tratados como preconizado pelo fabricante. O corpo cerâmico, com o auxílio de uma matriz, foi confeccionado na área central da tira, 8,0 X 3,0mm, apresentando 1,1mm de espessura, sendo 10 corpos de prova em cada ambiente de sinterização para cada tipo de liga. Os corpos de prova obtidos foram submetidos aos testes de flexão de três pontos na Máquina de Ensaio Mecânicos (EMIC) com velocidade de 1.0mm/min. para determinação da RUMC. Os valores da carga de ruptura obtidos em quilograma-força (Kgf) foram convertidos para Newton (N) e a partir disso foi calculado o valor da RUMC para cada corpo de prova, considerando o coeficiente de elasticidade de cada liga e a espessura exata de cada corpo de prova. Os dados obtidos (MPa) foram submetidos à análise estatística (ANOVA) e Bonferroni. A Análise de Variância indicou diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação ambiente ($P=0,00$), liga ($P=0,009$) e entre as interações ambiente de sinterização e liga ($P=0,000$). Na sinterização a vácuo as ligas Keragen, SR e Verabond II apresentaram maiores valores de RUMC do que o argônio. Para a liga Remanium, não houve diferença entre a sinterização em argônio e a sinterização a vácuo. Dentre os grupos sinterizados no argônio não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas. Entretanto, no vácuo a liga Remanium apresentou menor valor de RUMC do que as demais ligas, que não apresentaram diferença entre si. Os corpos de prova, após os ensaios de flexão, foram submetidos a análise em microscopia óptica, MEV e EDS para avaliar e registrar tipo de falha que sofreram. De acordo com a MO, houve predomínio de fraturas mistas. Os corpos de prova de Co-Cr (Remanium e Keragen), independente do ambiente de sinterização, apresentaram uma fina camada de óxido no corpo cerâmico, o que foi comprovado pelo EDS, com maior presença de íons Cr nessas regiões, já os grupos SR e Verabond II, apresentaram maior quantidade de opaco aderido em suas tiras metálicas. A MEV comprovou os achados da MO, onde foi possível encontrar grandes ilhas de material cerâmico nas ligas de Ni-Cr. A sinterização em argônio influenciou negativamente a RUMC dos pares metalocerâmicos confeccionados em Ni-Cr e na liga Keragem.

Palavras-chave: Ligas alternativas; ambiente de sinterização; resistência de união metalocerâmica, microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Abstract
Abstract

ALVES, LMN. Effect of firing atmosphere on metal ceramic bond strength of nickel-chromium and cobalt-chromium. Ribeirão Preto, 2014. 122p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

The aim of this study was to evaluate the influence of two different firing atmosphere (vacuum and argon) on the metalceramic bond strength (MCBS) involving different base metal alloys (Co-Cr and Ni-Cr) and a dental porcelain through three-point bending test, as recommended by ISO 9693: 2012. Co-Cr alloys studied were: Remanium and Keragen and Ni-Cr: Verabond II and an experimental alloy "SR". 80 specimens were obtained in metallic form strips measuring 25X0.5 X 5.0 mm. For this test, therefore, the number of specimens was the product of 4 x 2 alloy sintering atmosphere conditions x 10 replicates. The metal portion of all specimens were machined after casting and sandblasted with aluminum oxide (100µm) and then treated as recommended by the manufacturer. By using a matrix, the ceramic body was made in the central area of the strip, 8.0 x 3.0 mm, it was made 1.1 mm thickness, 10 specimens in each sintering environment for each type of alloy. The specimens obtained were tested for three-point bending in a universal testing machine with a speed of 1.0mm / min. to determine MCBS. The values of the tensile strength obtained in kilogram-force (kgf) were converted into Newton (N) and from this the value of MCBS for each specimen was calculated, considering the coefficient of elasticity of each league and the exact thickness of each specimen. The data (MPa) were subjected to statistical analysis (ANOVA) and Bonferroni. The analysis of variance indicated statistically significant difference for the environment factors of firing atmosphere ($P = 0.00$) and alloy ($P = 0.009$). There was a statistically significant difference in the interaction factors for firing atmosphere x alloy ($P = 0.000$). In the vacuum Keragen, SR and Verabond II alloys showed higher MCBS than argon. To Remanium, there was no difference between the sintering in argon and vacuum. Among the groups sintered in argon there was no statistically significant difference between the alloys. However, the vacuum Remanium showed the lowest RUMC than other alloys, which showed no difference between them. The specimens after the bending tests, were subjected to analysis in optical microscopy, SEM and EDS to assess and record type of failure they suffered. According to the MO was predominantly mixed fractures. Specimens of Co-Cr (Remanium and Keragen) independent the atmosphere firing, showed a thin oxide layer on the ceramic body, which was confirmed by EDS, with greater presence of Cr in these regions, since the SR groups and Verabond II, presented more opaque stuck in their metal strips. SEM confirmed the findings of MO, where it was possible to find large islands of ceramic material in Ni-Cr alloys. The sintering in argon negatively influenced MCBS metalceramic of pairs made of Ni-Cr alloy and Keragem.

Keywords: alternative alloys, firing atmosphere, metalceramic bond strength, scanning electron microscopy (SEM).

Sumário

RESUMO	13
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	24
3 PROPOSIÇÃO	62
4 MATERIAL E MÉTODO	64
5 RESULTADOS	76
6 DISCUSSÃO	92
7 CONCLUSÕES.....	103
8 REFERÊNCIAS	105
APÊNDICES	117

1. Introdução

As restaurações metalocerâmicas ainda são largamente utilizadas na clínica odontológica, constituindo grande parte dos casos de reabilitação oral, devido ao bom desempenho clínico e estético. Há uma combinação da resistência do metal com as características funcionais e estéticas da cerâmica (Fernandes, 2006; Sakaguchi e Powers, 2012), além de baixo custo, quando essas coroas são comparadas às restaurações *metal-free* (Lombardo et al., 2010).

Durante muito tempo, ligas metálicas nobres foram utilizadas para confecção das infraestruturas dessas restaurações, mas com a alta nos preços do ouro, principalmente nos meados da década de 70, a utilização dessas ligas tornou-se pouco viável (Wight et al., 1977; Bertollioti, 1988; Dudek, 1988; Yilmaz e Dinçer, 1999). Assim, foram, gradualmente, substituídas por ligas não nobres (Yilmaz e Dinçer, 1999), de menor custo e propriedades mecânicas adequadas.

Essas ligas, não nobres, apresentam excelentes propriedades mecânicas, tais como: alta resistência à deformação permanente, alto módulo de elasticidade, elevada dureza, excelente resistência à corrosão, baixa densidade relativa e excelente fusibilidade, propiciando a obtenção de estruturas com menor volume e mantendo a rigidez adequada para a prótese parcial fixa (Oliveira Vasconcellos et al., 2011; Bertollioti, 1988; Dudek, 1988; Wu et al., 1991; Grimaudo, 2001).

Entre essas formulações, também nomeadas ligas alternativas, as ligas à base de níquel-cromo (Ni-Cr) se sobressaíram e foram amplamente difundidas. Têm sido alvo, porém, de grandes críticas, pois o níquel, presente nessas ligas, apresenta potencial de toxicidade, passível de causar danos à saúde tanto dos pacientes como dos profissionais envolvidos em sua produção, podendo desencadear reações alérgicas, além de possuir potencial carcinogênico, levando à necessidade de controle na sua manipulação (Morris, 1987; Bezzon,

1993; Bertolotti, 1988; Al-Hiyasat et al., 2003; Reddy et al., 2011; Imirzalioglu et al., 2012; Anusavice et al., 2013).).

Mais recentemente, ligas de cobalto cromo (Co-Cr), já utilizadas para a confecção de próteses parciais removíveis, foram propostas para confecção de restaurações metalocerâmicas, como alternativa para resolver a possível toxicidade das ligas que contêm níquel e berílio. Essas ligas têm sido utilizadas com frequência na Europa e Japão (Baran, 1985; Grimaudo, 2001; Dudek, 1988). Além da biocompatibilidade, as ligas de Co-Cr, apresentam excelente integridade marginal, propriedades mecânicas satisfatórias, como dureza, elasticidade e força de tração e apresentam maior resistência à corrosão, devido às maiores quantidades de cromo na sua composição (Lombardo et al., 2010).

Os bons resultados nas restaurações metalocerâmicas dependem da combinação das propriedades do metal e da porcelana utilizados, o que requer que ambos sejam química, térmica e mecanicamente compatíveis (Fernandes, 2006) levando a um vínculo ideal entre a cerâmica e infraestrutura de metal (Pagnano et al., 2009).

Os mecanismos de união entre o metal e a porcelana, essenciais para a resistência do sistema, são: retenção mecânica, que depende da rugosidade superficial e contribui para o aumento da área de reações, promovendo maior molhamento de cerâmica ao metal (McLean, 1973); forças de van der Waals, atração eletrostática mútua entre dois átomos que se aproximam mantendo uma distância, na qual a ligação química não ocorre - são ligações secundárias e pouco contribuem para a resistência de união, mas são significativas no início do mecanismo de interação química e não dependem de uma camada metálica oxidada (Shell e Nielsen, 1962); força compressiva, que ocorre devido às diferenças dos coeficientes de expansão térmico linear dos materiais envolvidos - o metal apresenta coeficiente ligeiramente superior ao da cerâmica (em torno de $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), colocando-a sob discreta compressão residual durante o resfriamento, condição em que a cerâmica se mostra mais resistente às

forças de tração aplicadas (Sakaguchi e Powers, 2012); ligação química (Knap e Rydge, 1966; Fernandes, 1992; Bagby et al., 1990; Lacy, 1977; Anusavice et al., 2013) que ocorre na interface entre os materiais e representa o principal fator de união nos sistemas metalocerâmicos (Knap e Ryge, 1966; Anusavice et al., 1980), onde os óxidos, produzidos por oxidação seletiva durante o aquecimento, dissolvem-se na porcelana para formar ligações por meio de átomos de oxigênio (Fernandes, 1992; Lombardo et al., 2010). A composição e espessura dessa camada de óxido podem ser determinantes para o sucesso da união metalocerâmica e são dependentes da técnica e dos materiais utilizados no sistema. (Anusavice et al., 1980).

A presença de Cr nas formulações das ligas Ni-Cr e Co-Cr promove a formação de camada superficial de óxido extremamente aderente ao substrato metálico (Mackert et al., 1986; O'Connor et al., 1996). Entretanto, camadas de óxidos mais espessas aumentam o risco da falha na união da cerâmica ao metal (Wataha e Messer, 2004), porque são mais fracas e quebradiças do que a interface com a porcelana e o metal.

Para Daftary e Donovan, 1986, a espessura da camada de óxido deve ser fina, (menor ou igual a 1µm), na superfície do metal. Os resultados dos testes de resistência da união metalocerâmica são dependentes da composição química da liga, do tipo de porcelana, da condição superficial da liga, da taxa de resfriamento da cerâmica e do tipo de ensaio utilizado.

A dificuldade em controlar a formação dessa camada de óxido na superfície do metal a temperaturas elevadas durante a cocção da cerâmica, devido à presença de oxigênio, diminuindo a resistência de união (Sakaguchi & Powers, 2012) é um dos principais fatores responsáveis pelas falhas que afetam a união metalocerâmica.

Leone e Fairhust, 1967, trabalhando com ligas áuricas, relataram que a sinterização em presença de ar ou oxigênio resultou em valores de resistência de união metalocerâmica superiores aos dos corpos de prova cuja sinterização foi realizada em atmosfera de nitrogênio

ou argônio, revelando a importância dos óxidos formados na superfície do substrato metálico para a interação metalocerâmica.

Sadeq et al., em 2003, afirmaram que o uso de ambientes controlados para a sinterização da cerâmica como, por exemplo, em atmosfera reduzida de argônio onde há pouca quantidade de oxigênio, pode prevenir a excessiva camada de oxidação que ocorre nas ligas que contêm cromo.

A confecção de próteses metalocerâmicas com ligas à base de Co-Cr tem sido utilizada devido as suas adequadas propriedades mecânica e de biocompatibilidade. Por outro lado, são escassos os estudos em relação à influência do ambiente de sinterização na resistência da união metalocerâmica dessas ligas alternativas. Dessa forma, o presente estudo tem como objetivo estudar a influência de diferentes ambientes de sinterização da porcelana (vácuo e argônio) na resistência de união metalocerâmica (RUMC), a partir de diferentes substratos metálicos (ligas de Ni-Cr e Co-Cr), utilizando o teste de flexão de três pontos, seguindo a norma ISO 9693:2012.

2. Revisão de Literatura

Shell e Nielsen, 1962, trabalhando com ligas áuricas, atribuíram papel insignificante às forças mecânicas de união metalocerâmica; observaram que a RUMC aumentava, quando traços de certos elementos metálicos eram adicionados à liga e, especialmente, quando óxidos destes mesmos elementos eram adicionados à porcelana. Na opinião destes autores, cerca de 1/3 da resistência dessa união pode ocorrer pelas forças de Van der Waals, devido ao molhamento do metal pela porcelana; 2/3 pela união química dos dois componentes, através da interação de ligações iônicas, covalentes e metálicas.

Borom e Pask (1966) relataram que a presença de óxidos na superfície metálica é fundamental para a formação de forte união entre metal e cerâmica.

Knap e Ryge (1966), relatam que para evitar tensões na interface da união metalocerâmica, os coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica devem ser próximos e deve haver forte união química na interface entre metal e cerâmica.

Leone e Fairhurst (1967) relataram que a cocção das cerâmicas Ceramco n. 1, Ney P16 e Microbond PS em presença de ar ou oxigênio resultou em valores de RUMC superiores aos dos espécimes cuja cocção foi realizada em atmosfera de nitrogênio ou argônio, revelando a importância dos óxidos formados na superfície do substrato metálico (liga de ouro) para a interação metalocerâmica.

Sced e McLean (1972) avaliaram as causas de falhas na interface metal/cerâmica. Os autores idealizaram um dispositivo de teste, com uma interface metalocerâmica cônica de área definida. Em particular, este cone adaptado para o teste foi usado para permitir que o ângulo de falha na porcelana opaca ocorresse na direção aproximada da máxima tensão de cisalhamento. Os autores compararam duas ligas não nobres de Ni-Cr (Wiron) e Co-Cr (Wisil) e uma áurica (Degudent Gold). A superfície de fratura de cada amostra foi analisada microscopicamente, assim como algumas secções transversais. Para a liga de ouro, todas as

amostras fraturaram na cerâmica opaca, próximo à interface adesiva. Em contraste, as falhas com as ligas de níquel cromo e cobalto cromo ocorreram predominantemente pelo destacamento da porcelana da superfície metálica.

Moffa et al. (1973) avaliaram as propriedades físicas e a resistência de união metalocerâmica de duas ligas de Ni-Cr e uma liga áurica. De acordo com os resultados obtidos, a RUMC das ligas alternativas foi superior à da liga áurica.

McLean e Sced (1973) relataram que a presença de óxido na superfície das ligas básicas pode influenciar a resistência de união entre cerâmica e metal. Segundo o autor, excessiva quantidade de óxido de cromo pode induzir estresse interno por meio de alterações no coeficiente de expansão térmico da camada de porcelana, resultando em decréscimo da resistência de união metalocerâmica.

Para Moffa, em 1974, além dos fatores químicos envolvidos, outros fatores termomecânicos como: disponibilidade de íons metálicos específicos à formação de óxidos, a topografia macro e microscópica do metal e a distribuição de tensões na interface metal-porcelana, também interferem com a RUMC. O autor acrescentou também que as ligas de metais básicos apresentam outros elementos metálicos como: berílio, titânio, alumínio e manganês, com potencial de oxidação superior ao do cromo, que deveriam ser considerados, antes da análise da influência do óxido de cromo, que parece uma simplificação exagerada de um fenômeno bem complexo.

Weiss (1977) relatou que as ligas áuricas foram substituídas pelas ligas alternativas não somente devido ao elevado preço do ouro, mas também devido à maior resistência das estruturas metálicas. Além disso, afirmou que as ligas de Ni-Cr apresentam adequada fluidez durante a fundição, resistência durante a sinterização da cerâmica e produzem união metalocerâmica superior.

Anusavice et al. (1977a) realizaram um estudo com os seguintes objetivos: a) caracterizar a natureza dos perfis de difusão da zona de adesão de ligas não nobres, pela análise de energia dispersiva de raios-X; b) determinar o efeito de agentes de união no comportamento de difusão dos elementos; c) correlacionar as alterações da morfologia de interface com o comportamento de difusão, em sistemas com e sem os agentes de união recomendados. Este estudo mostrou que a interação da liga de Ni-Cr com a cerâmica e agentes de união pode produzir uma variedade de produtos de reação química da zona de adesão. A formação de tais produtos pode depender da cinética de oxidação-redução da difusão de íons metálicos e, subsequente, adesão química com os agentes de união ou elementos cerâmicos. A presença de agentes de união pode aumentar ou suprimir a espessura da camada de interação metal-cerâmica, dependendo do sistema específico.

Anusavice et al. (1977b) afirmaram que a adesão entre cerâmica e metal é dependente do estabelecimento de uma estrutura contínua de elétrons, por meio da interface. Tal estrutura é resultado provável da compatibilidade de íons metálicos na superfície saturada por óxidos com a matriz cerâmica. Este estudo se concentrou na determinação de uma zona de adesão em quatro tipos de composições metalocerâmicas, examinadas pela espectroscopia de energia dispersiva de raios-X. Os corpos-de-prova foram confeccionados em liga Microbond N/P, em seguida foi realizado tratamento de superfícies e a aplicação da porcelana seguiu uma sequência de queima distinta, para cada grupo. As amostras foram digitalizadas em uma linha perpendicular a cada interface com aumento de 5000x. Os pontos avaliados foram analisados a intervalos de 1µm e intervalo total de 15-16µm. A análise dos elementos dos quatro complexos mostrou presença de interação predominante de Al-Cr, resultante da formação de um composto de Al-Cr-O ou um complexo óxido misto. Os íons Cr foram providos pela camada de óxido Cr₂O₃ na superfície metálica, e o Al foi munido pelo agente de união inicial de cobertura.

Wight et al. (1977) avaliaram quatro variáveis que podem afetar a resistência adesiva da porcelana a uma liga não preciosa: a) direção do preparo do metal, b) atmosfera de desgaseificação, c) tempo do limite superior do ciclo de desgaseificação, d) temperatura de queima do opaco. O total de 162 interfaces em liga Ticon foram preparadas, formando 81 amostras pareadas. Porcelana foi aplicada às amostras, segundo as variáveis propostas e testadas, utilizando uma máquina de ensaios universal Instron. Foi determinado que a queima da camada de opaco a 1840°F, a uma taxa de 75°F por minuto, mais que dobrou a resistência das amostras. O tempo de limite superior do ciclo de desgaseificação também teve influência na resistência adesiva, sendo que, com o aumento do tempo, a resistência diminuiu. Adesão completa entre porcelana e metais não nobres foi demonstrada, quando a fratura ocorreu na porcelana, e não na interface. É recomendado pelos autores que a queima do opaco e a desgaseificação sejam feitos de acordo com estes achados.

Stein e Kuwata (1977) comentaram que os autores não são unânimes sobre a natureza exata da união metalocerâmica. Salientaram que existem duas teorias para explicar a união: 1. interação físico-química, ou seja, a união ocorre entre elementos da cerâmica e elementos minoritários da camada de óxido que envolve a superfície da liga; 2. teoria mecânica, relacionada às características físicas do metal, como a rugosidade gerada após o polimento ou jateamento com óxido de alumínio.

Em 1979, Carter et al. avaliaram a adesão da porcelana a uma liga de Ni-Cr (Wiron S). Os seguintes fatores foram selecionados neste estudo: a) rugosidade de superfície (acabamento com lixas ou jateamento), b) agente de união, c) pré-oxidação. Os autores desenvolveram um teste de torção para avaliar a adesão metal-cerâmica, no qual uma placa recoberta por cerâmica é rotacionada no seu longo eixo. Os grupos foram divididos segundo os parâmetros citados e os ensaios realizados. Os autores observaram que óxidos de superfície favorecem a adesão. Os resultados deste estudo não suportam a hipótese que óxido de cromo

tem efeito deletério na adesão. O jateamento da superfície antes da aplicação da cerâmica aumenta a adesão, de forma que amostras lisas e não recobertas, onde o óxido foi removido antes da aplicação de cerâmica, apresentaram piores resultados. Eles também observaram que quanto maior a extensão da zona de interação, maior será a distância da fratura em relação à interface.

Ringle et al. (1979) realizaram um estudo com o propósito de caracterizar a microestrutura da interface, entre quatro diferentes ligas metálicas de Ni-Cr (Ceramaloy, Jelbon, VeraBond e Ômega Alpha MS) e duas cerâmicas odontológicas (Ceramco e Hi life), utilizando energia dispersiva de raios-X (EDS), além de avaliar os perfis de concentração de elementos químicos na zona de interação metal/cerâmica. Amostras foram confeccionadas e, com um detector acoplado a um microscópio eletrônico de varredura, foi realizada a análise por EDS. Áreas de interesse foram examinadas por meio de pontos analisados na interface em intervalos regulares, e os perfis de concentração dos elementos gerados. Foram observadas nas quatro ligas investigadas que fases secundárias ou terciárias devem ser consideradas antes da interpretação do comportamento da zona de interação química. Amostras altamente polidas não permitiram visualização destas fases, sendo mais adequado o tratamento químico, que permitiu a identificação de microestruturas nas ligas.

Segundo McLean, em 1979, para melhorar a RUMC, os óxidos que se formam na superfície do metal devem ter coeficiente térmico de expansão semelhante ao da liga e da porcelana; ter boa adesão à superfície da liga e reagir com a porcelana, mas sem alterar suas características primordiais, tais como: expansão térmica, resistência, cor e opacidade. Assim destacou que os óxidos de estanho e irídio, presentes nas superfícies das ligas nobres, cumprem a maioria desses requisitos. Por sua vez, o óxido de cromo, principal produto de oxidação das ligas de níquel e cromo gera tensão que pode provocar fratura prematura no recobrimento cerâmico.

Carpenter e Goodkind (1979) avaliaram o efeito da textura superficial de ligas semipreciosas e não preciosas na RUMC. Comentaram que as principais vantagens da rugosidade do metal são: aumento da molhabilidade do metal pela porcelana, aumento da união pelo embricamento mecânico da porcelana por compressão e aumento da área de superfície para ocorrência de interações químicas.

Anusavice et al. (1980) analisaram onze testes mecânicos que avaliavam a adesão entre metal e cerâmica, usando a análise de elementos finitos. Os testes foram: cisalhamento paralelo regular – carga na interface (RPS I), cisalhamento paralelo regular – carga distribuída (RPS II), cisalhamento interfacial cônico (CS), teste de tração (PULL), teste de compressão (PUSH), tensão ao cisalhamento (TS), flexão de arco semicircular (SF), teste de três pontos – porcelana sob compressão (3BC), teste de três pontos – porcelana sob tensão (3BT), teste de quatro pontos – porcelana sob compressão (4BC), teste de quatro pontos – porcelana sob tensão (4BT). Os efeitos de concentração das tensões foram significantes em dez dos onze avaliados (exceção do RPS I). A alta probabilidade de falha de tensão dentro da porcelana ou na região interfacial foi encontrada em oito dos onze testes analisados (exceção dos grupos RPS I, 3BC e 4BC).

Chong et al. (1980) desenvolveram um teste de cisalhamento e avaliaram a interface de união de vários sistemas metalocerâmicos, sendo três com liga de níquel-cromo (liga Victory/cerâmica Vita; liga Ultratek/cerâmica Vivodent PE; liga Ceramalloy/cerâmica Ceramco) e uma liga de ouro-paládio (Engelbond com cerâmica Biodent), que também foi testada com as outras cerâmicas. Foi avaliada a utilização de dois tratamentos de superfície: a eletrodeposição e um agente de união (Ceramco). Os testes foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos Shimadzu 10T, com velocidade de 1mm/min, até que ocorresse a fratura. Foi observada grande variabilidade, quando as amostras metálicas não foram tratadas, tanto entre os metais, como dentro do próprio grupo. Com a utilização da eletrodeposição

houve grande melhora nos resultados com os sistemas Victory (9,1 MPa) e Ultratek (15,1 MPa), tanto nos valores médios como na dispersão dos dados. Com o sistema Ceramco houve falha em todos os corpos-de-prova, quando utilizada a eletrodeposição, porém melhores resultados foram obtidos com o segundo tratamento de superfície estudado (24,7 MPa). A liga áurica mostrou bons valores de resistência, sendo que os mais altos foram observados com a cerâmica Biodent (27,3 MPa).

Malhorta e Maickel (1980a) verificaram a resistência ao cisalhamento da união, formada pelas interações entre três cerâmicas e cinco ligas com diferentes conteúdos de elementos nobres. Foram observados melhores resultados para a cerâmica Biobond, seguida da Vita e Ceramco. A liga áurica, livre de prata, mostrou os melhores resultados em relação à resistência adesiva para todas as cerâmicas testadas.

Malhorta e Maickel (1980b) demonstraram variações no ensaio de cisalhamento, utilizado para avaliar a adesividade entre metal e porcelana, comparando duas modalidades de testes: de compressão e tensão. Para isso, foi utilizada a liga Ceramco Gold, e a porcelana Ceramco porcelain (Ceramco Inc.). Os ensaios foram realizados e foi observada diferença nos resultados entre os dois testes, sendo que o método de teste de compressão mostrou valores maiores de resistência adesiva (12000 psi) que o teste de tensão (9700 psi).

Fairhurst et al. (1980) afirmaram que a diferença entre o coeficiente de expansão térmica da cerâmica, do metal e do óxido metálico pode induzir tensões na interface metalocerâmica.

Em 1981, Johnson afirmou que as ligas de Co-Cr apresentam como vantagens: alto módulo de elasticidade, alta resistência mecânica e baixa densidade, permitindo a confecção de estruturas bem mais leves e confortáveis.

Landesman et al. (1981) comentaram que o aumento do custo do ouro estimulou o aparecimento das ligas alternativas. Compararam a corrosão e o manchamento de duas ligas

semipreciosas e uma não preciosa em relação a uma liga áurica, revelando que não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas avaliadas.

Bridger e Nicholls (1981) avaliaram a distorção de próteses parciais fixas metalocerâmicas durante o ciclo de queima da cerâmica. De acordo com os resultados, as maiores alterações ocorreram durante a pré-oxidação do metal e glazeamento da porcelana.

Gavelis et al. (1982) compararam dois sistemas metalocerâmicos utilizando o teste de cisalhamento. O primeiro sistema utilizado foi porcelana Vita VMK 68 (Vita Zahnfabrik) e liga Ney SMG-3 (J.M. Ney Co.), que possui 98% de ouro, platina, paládio e 2% de ferro, estanho e índio. Estudos prévios suportam o fato de que no sistema SMG- 3 – Vita, a adesão é primariamente química. O segundo sistema testado foi porcelana Kuwata e liga KPD (Kuwata Pan Dent Corp.), à base de apenas ouro e platina, onde, acredita-se, que a adesão seja primariamente mecânica. Os autores concluíram que o sistema SMG-3 - Vita foi comparável com o sistema KPD na resistência adesiva; a adesão mecânica pode ter uma função significativa da força adesiva e as forças de Van der Waals podem contribuir com 5000 psi nesta resistência.

Strandman e Landt (1982) avaliaram a resistência à oxidação de uma liga metalocerâmica de Co-Cr (Wisil) e concluíram que esta liga poderia ser fundida em temperaturas superiores a 1000 °C, sem que ocorresse diminuição das propriedades desejáveis. Verificaram que a camada de óxido formada na superfície da liga foi tão pequena que pôde ser removida facilmente e que o óxido penetrou no interior da liga de forma contínua, sem que houvesse oxidação intercrystalina.

Dent et al. (1982) afirmaram que o sucesso das restaurações metalocerâmicas depende das características de resistência do metal e da cerâmica, da força de união entre ambos e, sobretudo, do domínio da técnica de processamento.

Kelly e Rose (1983) realizaram revisão bibliográfica a respeito das ligas metálicas alternativas, considerando: composição, propriedades físicas, biocompatibilidade, adesão à porcelana e corrosão. Foram avaliadas 4 ligas de metais básicos: Ni-Cr, Co-Cr, Fe-Cr e Ti-Cu. Segundo os autores, não existe um método plenamente aceito para avaliar a resistência de união metalocerâmica. Ressaltaram que quando Cr e Co estão combinados podem passivar uma liga e permitir a formação de fina camada de óxido, propiciando diminuição da corrosão.

Baran (1983) ressaltou que a natureza da união metalocerâmica pode ser revelada pelo uso de técnicas avançadas de análise química para determinar processos que ocorrem em nível atômico, com identificação dos óxidos e zonas de reação, podendo fornecer dados para o desenvolvimento de novas ligas para sistemas metalocerâmicos.

Blanco-Dalmau et al. (1984) realizaram estudo sobre alergia ao níquel. Foram avaliados 403 indivíduos, em um total de 30% de homens e 70% de mulheres. Amostras contendo 5% de sulfato de níquel foram aplicadas sobre os braços dos pacientes que foram avaliados após o período de 48 horas. Foram consideradas reações positivas quando estiveram presentes: eritemas e pápulas; eritemas, pápulas e vesículas. De acordo com as observações deste trabalho, 28,5% dos indivíduos apresentaram reação alérgica ao níquel e a hipersensibilidade foi mais incidente em mulheres.

Drummond et al. (1984) verificaram a influência do armazenamento em água, na resistência ao cisalhamento de sistemas metalocerâmicos. Foram utilizadas duas ligas, sendo uma áurica (PG+, Englehard) e uma não nobre (Unibond, Unitek). Os corpos-de-prova foram divididos em três grupos de doze discos, segundo o tempo de envelhecimento utilizado: controle, quatro meses e doze meses em água destilada, a 37°C. Os corpos-de-prova foram submetidos aos testes de cisalhamento em máquina de ensaios mecânicos Instron. O processo de envelhecimento artificial das amostras mostrou decréscimo, estatisticamente significativo,

nos valores de resistência ao cisalhamento, após 12 meses de armazenamento. Por outro lado, foram observados valores superiores de resistência da liga nobre em relação à não nobre.

Bowers et al. (1985) salientaram que a união metalocerâmica depende da formação de uma camada de óxidos na superfície da liga metálica. Segundo os autores, o sucesso da adesão está relacionado à formação de uma camada de óxidos com espessura menor ou igual a 1µm. A técnica e os materiais utilizados no sistema são fatores que influenciam tanto a espessura como a composição desta camada. Sugeriram a utilização de agentes condicionantes para minimizar a ação dos óxidos na união metalocerâmica.

Quinones et al. (1985) avaliaram a resistência de união entre cerâmica e liga metálica, sendo utilizadas cinco ligas não nobres (Rexillum III, Pentillum, Co-Span, Bak-On-NP e Unibond) e quatro cerâmicas (Biobond, Vita VMK-68-Paint-on 88, Ceramco e Will-Ceram). Foram obtidos corpos-de-prova em forma de discos, sobre os quais foram aplicadas as cerâmicas, de forma que houvesse a intersecção entre todas cerâmicas e ligas. As amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento em máquina de ensaios mecânicos Instron. A partir dos resultados obtidos, os autores concluíram que o uso das cerâmicas Vita, Ceramco ou Will-Ceram com Rexillum III, Pentillum ou Bak-On-NP proporcionaram valores similares de adesão. Com exceção da liga Unibond, os valores de resistência adesiva obtidos com Biobond foram menores que os obtidos com os outros materiais cerâmicos.

Phillips, em 1986, mencionou a importância das forças mecânicas de compressão para a união metalocerâmica, salientando que esses sistemas são, deliberadamente, planejados com grau pequeno de diferença de expansão térmica, para, propositadamente, manter a porcelana em estado de compressão. Comentou, entretanto, que a diferença deve ser pequena, para prevenir o aparecimento de tensões na interface metalocerâmica, durante o esfriamento, que poderia causar fratura do recobrimento cerâmico.

Mackert et al. (1986) investigaram a influência dos óxidos superficiais na interação metalocerâmica. Utilizaram uma técnica que permitia a separação dos óxidos formados na superfície do metal. Os autores relataram que a presença de óxido na superfície da liga é importante para promover o molhamento do metal pela porcelana no estágio inicial da queima. No entanto, observaram que existiam óxidos pouco aderentes com perda localizada de contato com o metal, predominantemente em fases ricas em cromo. Por outro lado, filmes de óxidos fortemente aderentes apresentavam verdadeiras traves de óxidos, que se estendiam para o interior de fases eutéticas Ni-Be, interdendríticas, ou sobre as dentritas onde o berílio mantinha-se em solução sólida. Segundo os autores, o berílio mostrou-se como elemento oxigênio ativo responsável pela formação de óxidos fortemente aderentes ao metal.

Daftary e Donovan (1987) avaliaram o efeito da eletrodeposição de ouro na resistência adesiva metal/cerâmica e a espessura ótima deste filme. Foram utilizados quatro ligas, sendo uma de ouro (Jelenko-O) e três não nobres (Jelbon, Wiron-S e 31 Ceramalloy). A liga de ouro serviu como controle e não recebeu o filme áureo. Após desgaseificação, as ligas básicas foram tratadas segundo a divisão: grupo 1 – sem cobertura, grupo 2 – 30 s de deposição (180Å), grupo 3 – 2 min de deposição (720Å). Foram observadas médias de resistência adesiva similares para as quatro ligas, quando utilizadas técnicas convencionais. A camada de 180Å de espessura aumentou a resistência adesiva e, em geral, resultou em falhas coesivas da cerâmica. Por outro lado, uma camada de ouro mais espessa (720Å) diminuiu a resistência adesiva e resultou em falhas adesivas.

Hammad et al. (1987) desenvolveram um teste de cisalhamento com o propósito de avaliar a resistência adesiva entre complexos metalocerâmicos, em função de diferentes temperaturas de queima, texturas de superfície e tipos de liga, sendo uma preciosa (Olympia, Jelenko) e uma não preciosa (Talladium, Talladium Inc.). Foram confeccionadas 24 amostras em Olympia e 48 em Talladium, sendo que a metade das amostras em Talladium foi

submetida ao ataque eletrolítico antes da aplicação da cerâmica, enquanto os remanescentes só receberam jateamento de óxido de alumínio. Estes grupos foram subdivididos em outros dois, variando a temperatura de cocção da cerâmica. Os testes foram realizados em máquina de ensaios mecânicos Instron e a resistência ao cisalhamento calculada em kg/cm^2 . Duas amostras de cada grupo foram selecionadas para visualização em MEV, com aumento de 100x e 2000x, sendo observada a morfologia de superfície e o padrão de fratura obtido. Foi constatado que a resistência adesiva aumentou, quando a temperatura de queima foi elevada 18,33°C acima da recomendada. Os valores de resistência para a Talladium jateada foi maior que o das amostras de Olympia para quaisquer temperaturas. Para a temperatura recomendada, a Talladium com jateamento proporcionou melhores resultados frente a que recebeu ataque eletrolítico, ocorrendo o inverso em temperaturas maiores.

Uusalo et al. (1987) avaliaram a resistência de união metalocerâmica de quatro ligas áuricas (Jelenko O, MK1, MK2, LM Ceragold 4) e ligas básicas de Ni-Cr (Wiron 77) e Co-Cr (Wirobond e Biocast). Realizaram jateamento com óxido de alumínio e pré-oxidação para o preparo das amostras. As amostras foram submetidas ao ensaio de cisalhamento em máquina de ensaios mecânicos, com velocidade de 8 mm/min. De acordo com os resultados, as ligas áuricas apresentaram resistência de união à cerâmica maior do que as ligas básicas. Além disso, as ligas alternativas apresentaram variações na localização das linhas de fratura, levando à conclusão de que as ligas citadas são mais sensíveis aos procedimentos laboratoriais do que as ligas nobres.

Bertolotti (1988) fez um relato sobre diferentes propriedades das ligas odontológicas e os aspectos levados em conta para sua seleção. Segundo o autor, a seleção racional de ligas para restaurações metalocerâmicas pode ser baseada em: a) propriedades físicas, b) propriedades químicas, c) biocompatibilidade, d) facilidade de manuseio em laboratório e) compatibilidade com a cerâmica e f) uma relação custo-benefício, referida aos fatores

anteriores. Enquanto o desenvolvimento das ligas alternativas foi amplamente motivado pela economia, suas propriedades resultantes frequentemente as tornaram superiores, até mesmo às ligas mais caras. A maioria dos metais não nobres é baseada em Ni e Cr, mas alguns em Co-Cr e à base de ferro também são disponíveis. As ligas não nobres possuem propriedades físicas diferentes das ligas nobres, sendo as mais significantes alta dureza, grande resistência à flexão e elevado módulo de elasticidade. A flexibilidade de uma prótese parcial fixa em Ni-Cr é inferior à metade de uma estrutura com as mesmas dimensões, construída em liga com alto conteúdo de ouro.

Dudek, em 1988, relatou que as ligas não-nobres ou de metais básicos eram as mais popularmente utilizadas para restaurações metalocerâmicas. Na época, estimava-se que 50 a 70% de todas as restaurações fixas eram feitas usando tais ligas. O interesse em ligas de Co-Cr foi gerado pelo desejo de uma liga não-nobre mais biocompatível, que pudesse eliminar qualquer risco potencial de alergia ou toxicidade, relacionado ao níquel ou berílio, geralmente ausentes nessas ligas. A resistência à corrosão das ligas de Co-Cr é excelente devido à sua alta concentração de cromo, que assegura a formação e manutenção de uma camada passiva e protetora de óxido. Porém, estas ligas apresentam maior dificuldade de processamento em laboratório devido à sua alta dureza e elevado ponto de fusão.

Mackert Junior et al. (1988) desenvolveram um dispositivo que com o auxílio da máquina de ensaio mecânico, flexionavam as amostras biaxialmente até um raio de curvatura predeterminado, que quando aplicada a carga ocorresse somente a fratura da porcelana e não a do metal. Utilizaram sete ligas compatíveis com cerâmica, à base de ouro e níquel-cromo, com dez amostras em cada grupo. As amostras foram posicionadas com a face metálica em contato com a ponta ativa do aparelho, que desenvolveu a força à velocidade de 5 mm/min, e o ponto onde as amostras atingiram a força de deflexão máxima foi registrado. Ao microscópio eletrônico de varredura as amostras mostraram boa aderência da porcelana.

Embora a maior parte tenha sido fraturada, uma fina camada permaneceu aderida, em aproximadamente 62% da superfície medida. Apesar da forte correlação entre aderência de óxidos e a união metal-porcelana, os autores sugeriram cautela quanto ao teste utilizado para provar a aderência dos óxidos. As interfaces das ligas cerâmicas que formam óxidos com fraca aderência têm comportamento diferente dos que formam ligações fortes, do tipo interdigitação em direção ao metal. Não foi conclusivo se essa interdigitação ocorre acidentalmente por meio de outros processos, que são realmente responsáveis pela união óxido-metal, ou se estas configurações morfológicas são importantes na aderência do óxido ao metal.

Campbell, 1989, utilizando o teste de flexão, comparou a resistência de sistemas metalocerâmicos, com subestruturas de Ni-Cr ou Au-Pd. As primeiras produziram maiores valores de resistências do que as subestruturas construídas com uma liga de alto conteúdo de ouro. Relacionando os valores de resistência com o módulo de elasticidade da liga metálica, houve maior resistência à ruptura da porcelana, observando que para cada aumento de 1×10^6 no módulo de elasticidade, ocorre aumento de 1040 psi na resistência.

Em 1989, Ferrari et al. avaliaram o potencial do uso de duas soluções químicas em promover retenção micro mecânica em ligas de metais básicos, observando que quando utilizadas em ligas de Ni-Cr-Be o seu resultado foi mais satisfatório quando comparado com o uso em uma liga de Co-Cr.

Bagby et al. (1990) relataram que durante a queima de complexos metalocerâmicos, a cerâmica da interface parcialmente se dissolve, é saturada por óxidos metálicos e encontra-se em equilíbrio termodinâmico com o óxido metálico. Este, por sua vez, é saturado com metal, estabelecendo equilíbrio termodinâmico na interface óxido metálico-metal. Como resultado, uma estrutura eletronicamente contínua é formada partindo do metal, passando pela camada de óxido e chegando à cerâmica, unindo quimicamente as três camadas.

Stannard et al. (1990) realizaram um estudo avaliando duas combinações diferentes entre opaco e cerâmica, quanto à resistência adesiva, por um teste de cisalhamento com interface plana. Cerâmica foi condensada em forma cilíndrica sobre discos metálicos fundidos, desgaseificados e jateados, de forma a obter trinta e cinco amostras para o teste de resistência ao cisalhamento. As amostras foram testadas após um, três, cinco, sete e nove ciclos de queima para avaliar o efeito repetitivo na resistência adesiva. Para a combinação de Will Ceram / W1 e Vita / Olympia, não foi observada diferença estatisticamente significativa tanto entre os materiais, como depois de repetidas queimas.

Num trabalho de 1990, Satoh et al. salientaram a vantagem da utilização de máquina de fundição a vácuo, para criar atmosfera redutora, prevenindo a oxidação de componentes das ligas de Co-Cr, que ocorre facilmente na temperatura requerida para a fundição (1300 °C). Comentaram que, no Japão, as ligas de Co-Cr são muito mais utilizadas que as de Ni-Cr para a fundição de bases de próteses totais.

Wu et al. (1991) realizaram um estudo que determinou o efeito da pré-oxidação na resistência adesiva entre metal e cerâmica de ligas não nobres, sob diferentes tempos e condições atmosféricas e investigaram a difusão de íons na zona de interação entre cerâmica e liga. Duas ligas de Ni-Cr (NP2 e NP2 com berílio) e duas de Co-Cr (Vicomp e Neobond II Special) foram usadas neste estudo. A pesquisa foi dividida em duas partes. Na primeira foi feito um teste de flexão de três pontos para verificar a resistência adesiva. A segunda consistiu na microscopia eletrônica de varredura, análise de energia dispersiva de raios-X (EDAX) e escaneamento linear das alterações na interface entre metal e cerâmica. As amostras foram jateadas, limpas por ultrassom e divididas em grupos segundo a oxidação. A pré-oxidação não afetou significativamente a adesão da cerâmica, mas o agente de adesão aumentou os valores médios de adesão em duas ligas estudadas. As variáveis vácuo, temperatura e tempo de saturação na oxidação não afetaram significativamente a resistência adesiva.

Inoue et al., em 1992, estudando o sistema de *plating* (cobertura) em ligas de Ni-Cr observaram que quando utilizado o estanho, a RUMC apresentou melhor resultado, quando comparado ao uso de cromo.

Fitchie et al. (1993) avaliaram a resistência de união de três ligas de metais básicos (Ni-Cr, Ni-Cr-Be e Co-Cr) ao esmalte bovino, utilizando dois tipos de agentes de união aplicados às superfícies metálicas, submetidas a jateamento ou ataque eletrolítico. Constataram que para a liga de Co-Cr a melhor união foi obtida com o jateamento da superfície metálica, enquanto para a liga de Ni-Cr o melhor resultado foi obtido com o ataque eletrolítico. Para a liga de Ni-Cr-Be não houve diferença entre os tratamentos utilizados.

Wagner et al. (1993) investigaram algumas variáveis que poderiam interferir na resistência de união de próteses metalocerâmicas confeccionadas com liga de Cu-Pd e porcelana convencional: 1) pré-oxidação do metal por deposição de vários óxidos antes da sinterização; 2) pré-oxidação da base metálica antes da sinterização; 3) sinterização sob atmosfera reduzida; e 4) rugosidade superficial em níveis controlados antes da sinterização. Usando uma modificação do ensaio de cisalhamento para medir a resistência de união, os resultados mostraram que: 1) em comparação ao grupo controle (sem tratamento de superfície e sinterização a vácuo), o grupo com pré-oxidação por deposição de óxido de alumínio apresentou melhora na resistência de união de 46%, quando comparado com o óxido de cobre, de manganês e o de estanho. 2) A pré-oxidação da base metálica antes da sinterização aumentou a RUMC em 152% devido à rugosidade superficial bem como à formação da camada de óxidos. 3) A sinterização sob atmosfera reduzida de argônio proporcionou resistência de união muito reduzida (88% menor que o grupo controle), indicando o papel da oxidação durante o ciclo de queima normal (a vácuo). 4) O aumento da rugosidade superficial produziu a maior RUMC (486%).

Hammad e Talic (1995) escreveram um artigo com o propósito de informar e familiarizar clínicos e pesquisadores dos vários tipos de testes e achados, relativos à resistência adesiva da prótese metalocerâmica. Os autores comentaram que a avaliação da adesão metalocerâmica torna-se dependente da padronização do teste, interpretação e correlação clínica dos resultados. Concluíram que a melhor avaliação da adesão na interface metalocerâmica pode ser baseada em variáveis experimentais controladas e na menor quantidade de tensões residuais. Falhas coesivas dentro da cerâmica são uma indicação para adesão clinicamente aceitável da interface.

Ibrahim (1995) avaliou a região da interface entre cerâmica e metal de base, usando MEV com microsonda analisadora eletrônica. Foi utilizada cerâmica Vita e liga Wiron 88 e cinco grupos foram avaliados: a) superfície jateada, b) superfície metálica após oxidação, sob vácuo, c) superfície metálica fundida após queima da cerâmica, d) superfície metálica fundida após jateamento e oxidação do metal sob vácuo, e) camada de óxido na cerâmica. Os resultados mostraram a formação de NiO e Cr₂O₃ com evidência de mais migração de NiO em direção à cerâmica. Jateamento de amostras oxidadas e levadas à queima (simulando o ciclo, mas sem aplicação da cerâmica) mostraram a aparência de estrutura cristalina de Ni e Cr novamente, indicando delaminação de camada de óxido pelo jateamento. No lado da cerâmica, a análise mostrou NiO e Cr₂O₃ e óxido férrico além de Si, K, Cl, Sn e Cu. Observou-se que a composição da camada de óxido é principalmente formada por Cr₂O₃ e NiO, com alguns traços de óxidos metálicos difundidos da cerâmica. O NiO teve mais migração para a cerâmica que Cr₂O₃. Oxidação mais prolongada levou à maior espessura da camada de óxido e, com isso, maior fragilidade e capacidade de delaminar da superfície metálica, o que causaria falha da adesão metal/cerâmica.

O'Connor et al. (1996) compararam a adesão existente entre 17 ligas odontológicas e uma cerâmica (Ceramco II). As amostras foram submetidas a ensaios mecânicos até sua

fratura e a adesão quantificada de acordo com a cerâmica remanescente na porção metálica da amostra. Esta análise foi feita com utilização de espectroscopia de energia dispersiva de raios-X, acoplada a microscópio eletrônico de varredura para delimitação da área. Com exceção de um grupo (Ni-Cr-Be), as ligas nobres contendo elementos como ouro, prata e paládio, promoveram união mais efetiva, quando comparadas às ligas à base de níquel, cromo e cobalto.

Hammad e Talic (1996) realizaram revisão da literatura e discussão crítica a respeito dos testes utilizados para avaliar complexos metalocerâmicos. Eles classificaram estes testes como de cisalhamento, tensão, combinação de cisalhamento e tensão, flexão e de torção. Os autores comentaram que os testes de cisalhamento realizados com uma interface plana circular demonstraram-se bastante úteis, uma vez que não são tão influenciados por resistência friccional ou módulo de elasticidade do metal, como em ensaios de flexão ou testes tipo pull-through, além de os esforços serem bem concentrados na interface metal-cerâmica.

Steiner et al., 1997, comentaram que se o coeficiente de expansão térmica da cerâmica fosse muito menor que o do metal, seriam formadas trincas tangenciais na cerâmica durante o resfriamento, devido às tensões geradas perpendicularmente à superfície externa. Se o coeficiente da cerâmica fosse maior que o do metal, as trincas seriam formadas no sentido radial. Relataram também que a camada de óxidos que se forma entre o metal e a cerâmica poderiam predispor ocorrência de trincas.

Shillingburg et al. (1998) afirmaram que a separação simples entre a porcelana e o metal é uma evidência do fracasso da união provocada pela contaminação da superfície do metal ou pela presença de camada excessiva de óxido. As ligas básicas formam rapidamente os óxidos de cromo que se unem com a porcelana sem a adição de outros elementos. Além

disso, os autores relataram que o superaquecimento da liga pode ocasionar a dissipação de componentes resultantes da fundição, causando problemas na união com a cerâmica.

Değer e Caniklioglu (1998) avaliaram a união metalocerâmica de amostras metálicas, que foram submetidas a diferentes tratamentos de superfície, por meio do teste de cisalhamento. Concluíram que os fatores que afetam a camada de transição desta interface incluem a taxa de oxidação da liga metálica, a de vitrificação da cerâmica e a de difusão iônica do metal. A taxa de oxidação da liga metálica deve ser próxima à de vitrificação da cerâmica, e a de difusão dos íons metálicos deve ser menor que a de vitrificação, para obtenção de ótima adesão metal-cerâmica.

Papazoglou e Brantley, em 1998, avaliaram a quantidade de aderência e a resistência de união metalocerâmica de quatro marcas comerciais de ligas de Pd-Ga, utilizando uma liga de Pd-Ag como controle. Para realização dos testes foram confeccionados espécimes achatados, que foram jateados e oxidados. A cerâmica foi aplicada em uma área circular no centro de cada placa e fraturada utilizando-se forças de flexão constante. Todas as falhas ocorreram no término da região cerâmica sem a observação de fraturas por tensão da mesma. As ligas de Pd-Ga demonstraram resultados semelhantes aos obtidos anteriormente com ligas de Pd-Cu-Ga. Segundo os autores, nos testes de flexão até hoje propostos, os resultados numéricos não correspondem à verdadeira resistência de união metalocerâmica por não levarem em conta os módulos de elasticidade dos materiais. Para a avaliação e mensuração da resistência de união, o teste deve provocar a separação da camada de cerâmica na região da interface e não falhas de tensão (fraturas coesivas) devidas a esforços desenvolvidos na superfície cerâmica.

Dekon et al., 1999, avaliaram a influência da variação dos tempos de pré-oxidação numa liga de Ni-Cr na RUMC e verificaram que a ausência de pré-oxidação possibilitou os

melhores resultados com diferença estatisticamente significativa. Diferentes tempos de pré-oxidação provocaram redução acentuada nos valores obtidos e foram semelhantes entre si.

Graham et al. (1999) realizaram um estudo com o propósito de comparar o efeito de sete diferentes tratamentos de superfície do metal, na resistência adesiva da interface metal-cerâmica. Três camadas de cerâmica opaca e uma de cerâmica de dentina foram aplicadas a uma liga de níquel-cromo. Um teste de resistência à tração foi utilizado para avaliar a união. O tratamento de superfície que exibiu o mais alto valor de resistência adesiva foi o jateamento + usinagem da superfície + jateamento + desgaseificação, considerando que o tratamento que exibiu o menor valor de resistência adesiva foi de jateamento + usinagem da superfície + jateamento + jato de vapor + desgaseificação. Houve diferença significativa entre os dois métodos. Concluiu-se que a desgaseificação antes da aplicação da cerâmica aumentou a resistência adesiva entre os materiais. Por outro lado, o excesso de usinagem da superfície e a aplicação de jato de vapor sobre a liga antes da desgaseificação e aplicação da cerâmica também reduziram significativamente a resistência adesiva.

Yilmaz e Dinçer (1999) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a compatibilidade da adesão entre porcelana e titânio, usando os testes de flexão de três pontos (norma DIN 13927), de aderência de óxidos e de expansão térmica, comparando os resultados com um sistema convencional de Ni-Cr e cerâmica, onde concluíram que a compatibilidade adesiva entre titânio e cerâmica é comparável à Ni-Cr e cerâmica. O teste de aderência de óxido foi aplicado nas ligas de Ti e Ni-Cr com os graus apropriados de oxidação. Por meio de um teste de tração, valores de resistência adesiva do óxido foram obtidos e as superfícies analisadas macroscopicamente. As curvas e coeficientes de expansão térmica do titânio, Ni-Cr e porcelanas testadas foram determinados. Os valores de resistência adesiva para todos os grupos foram encontrados dentro dos considerados como aceitáveis. Ao final dos testes de aderência do óxido, os resultados indicaram que esta aderência formada nos metais estava em

níveis aceitáveis. Nos testes de expansão térmica, os sistemas mostraram tensões térmicas compressivas, sendo que o par titânio/porcelana exibiu maiores valores positivos, apresentando-se acima da compatibilidade térmica proposta. Concluiu-se que a compatibilidade adesiva entre titânio e cerâmica foi comparável à Ni-Cr e cerâmica.

Hofstede et al. (2000) investigaram a influência do acabamento do metal e jateamento com óxido de alumínio na: a) produção de porosidade na interface metal-cerâmica, e b) carga de ruptura entre metal e cerâmica. Oitenta amostras fundidas em metal foram divididas em quatro grupos experimentais, com os seguintes tratamentos de superfície: a) acabamento bidirecional/jateamento, b) acabamento unidirecional/jateamento, c) somente acabamento bidirecional, d) somente acabamento unidirecional. Foi aplicada porcelana com espessura de 1,5 mm sobre cada uma das amostras e metade delas foi submetida ao teste de flexão de três pontos. As amostras remanescentes foram seccionadas em quatro secções, e examinadas em microscopia óptica (500x). O número e diâmetro das porosidades foram registrados. Observou-se que a direção do acabamento do metal não afetou o número e tamanho das porosidades na interface metal/cerâmica ou as médias de carga de ruptura. O jateamento aumentou as médias de resistência adesiva, e por outro lado, amostras não-jateadas mostraram destacamento da cerâmica do metal.

Bezzon et al. (2001) realizaram testes de resistência adesiva entre metal e cerâmica, de fusibilidade e dureza para duas ligas comerciais livres de berílio (Verabond II e Wiron 99), uma experimental sem berílio, contendo Nb e/ou Mo (E3), e outra experimental de Ni-Cr com berílio a 1,1% (E4). O teste de adesão da cerâmica ao metal foi realizado de forma a determinar a força de cisalhamento necessária para romper a adesão de um anel de cerâmica (IPS, Ivoclar), aplicado em torno de bastões cilíndricos de metal. Não houve diferenças estatisticamente significantes para os testes de resistência adesiva.

Uma investigação microestrutural detalhada comparando a camada de reação desenvolvida por três diferentes marcas de porcelana dental e uma liga de Ni-Cr sob diferentes condições de queima foi realizada por Hegedus et al, em 2002. Os autores concluíram que uma fase amorfa sempre se forma na interface, produzindo inclusões amorfas na superfície do metal. Os óxidos são os principais componentes dessa interação metal/cerâmica.

Bottino et al. (2002) comentaram que é necessário reduzir o coeficiente de expansão térmico linear das ligas para garantir a longevidade das restaurações metalocerâmicas e que essas ligas devem apresentar intervalo ou zona de fusão superior à da cerâmica, para favorecer a união com a cerâmica. Além disso, os óxidos formados na superfície do metal não devem provocar manchamento da cerâmica.

Em 2003, Scolaro, comparou a resistência de união de 6 marcas comerciais de cerâmicas e quatro ligas metálicas (ouro, prata-paládio, níquel-cromo e titânio) utilizando testes de cisalhamento com interface plana e caracterizou, por meio da microscopia eletrônica de varredura e análise EDS, a interface metal/porcelana. Os resultados mostraram que a liga de ouro apresentou os melhores resultados de resistência de união (41,66MPa), seguida pela liga de níquel-cromo (37,41MPa), paládio-prata (36,51MPa) e titânio (29,62MPa) respectivamente. Os exames de microscopia eletrônica e EDS mostraram que, o tipo de fratura foi definido como misto, uma combinação de fratura adesiva e coesiva. As combinações que apresentaram interfaces mais espessas tiveram menores resultados de resistência de união.

Pretti et al. (2004) realizaram um trabalho com objetivo de avaliar a resistência ao cisalhamento da união metalocerâmica de duas ligas de Co-Cr (Wirobond C, Bego; Remanium 2000, Dentaaurum), combinadas com a cerâmica Omega 900 (Vita-Zahnfabrik). Foram confeccionados onze corpos-de-prova cilíndricos para cada liga utilizada, sendo que a

porção metálica foi obtida por fundição pela técnica da cera perdida, por meio de enceramentos padronizados com 4 mm de altura por 4 mm de diâmetro. A aplicação da cerâmica foi realizada segundo recomendações do fabricante, com auxílio de uma matriz de teflon que permitiu sua padronização, com as mesmas dimensões da porção metálica. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento em máquina de ensaios mecânicos (EMIC), com auxílio de dispositivo desenvolvido para tal propósito, em velocidade constante de 0,5mm/min. As médias de RUMC (MPa) obtidas foram $48,4 \pm 17,7$ para a liga Wirobond C, e $55,96 \pm 17,20$ para a Remanium 2000. Após análise de variância, foi possível observar que não há diferença, estatisticamente significativa, entre os valores de resistência ao cisalhamento das duas ligas metalocerâmicas.

Ainda em 2004, Wataha e Messer publicaram revisão de literatura em que afirmaram que as falhas das restaurações metalocerâmicas são problemas clínicos significativos e emergenciais, que demandam custo e tempos maiores, além de inconvenientes para realizar o reparo. Segundo os autores, a adesão da porcelana à maioria das ligas ocorre por meio do óxido metálico formado na superfície metálica durante o estágio de desgaseificação. As propriedades da camada de óxido como cor, espessura e resistência variam muito em função do tipo de liga e podem comprometer a estética e a resistência da união metalocerâmica. A maioria dos óxidos é frágil e, por isto, a espessura da camada de óxidos deveria ser minimizada para evitar falhas da união metalocerâmica. Comentaram que a reutilização de ligas de ouro e paládio pode resultar em união metalocerâmica inferior, a menos que, no mínimo, metade de nova liga seja utilizada na fundição. Embora estes comentários estejam diretamente relacionados ao controle do técnico em prótese, é importante que os profissionais selecionem laboratórios dentais que primam pela qualidade para evitarem falhas durante o processo de fundição e aplicação da cerâmica.

De Melo et al. (2005) avaliaram a resistência ao cisalhamento entre uma cerâmica e quatro ligas não nobres. Duas ligas de Ni-Cr (4 ALL e Wiron 99), e duas de Co-Cr (IPS d.Sign 20 e Argeloy NP) foram selecionados para este estudo. A parte cerâmica (IPS d.Sign, Ivoclar) das amostras cilíndricas metalocerâmicas possuía 4 mm de diâmetro e 4 mm de altura; a parte metálica foi usinada com 4 x 4 mm, com uma base de 5 mm de diâmetro e 1 mm de altura. Quarenta e quatro amostras foram preparadas (n=11), sendo que dez de cada grupo foram submetidas à tensão de cisalhamento, em máquina de ensaios mecânicos utilizando velocidade de 1 mm/min, e uma foi observada em MEV. Os grupos apresentaram as seguintes médias de resistência adesiva, em MPa: 4ALL, $54,0 \pm 20,0$; Wiron, $63,0 \pm 13,5$; IPS d.Sign 20, $71,7 \pm 19,2$; Argeloy, $55,2 \pm 13,5$. Os dados foram examinados com ANOVA, não sendo encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os valores de resistência adesiva para as amostras testadas.

Brantley e Laub (2005) comentaram que a formação de adesão forte entre a camada de porcelana opaca e a liga fundida é essencial para a longevidade da restauração metalocerâmica. Segundo os autores, os fabricantes incorporam na composição das ligas pequenas quantidades de metais básicos que formam óxidos e contribuem para a ligação química e adesão da cerâmica ao metal. Para as ligas de metais nobres, os elementos que favorecem a união são ferro, estanho, índio e gálio. Para as ligas de metais básicos, onde os elementos principais são níquel e cobalto, a oxidação do cromo provê ligação química para a adesão da porcelana.

Schweitzer et al., 2005, compararam a resistência de união de uma cerâmica prensada de baixa fusão a base de leucita (CPC-MK) com uma porcelana feldspática (Ceramco II) aplicada sobre 40 espécimes metálicas (25,0 x 0,5 x 3,0mm) preparadas segundo a norma ISO 9693: 1999, sendo 20 de Ni-Cr (Ugirex III) e 20 de paládio-prata (Argelite 60). Após o teste

de flexão de três pontos, concluíram que a força de iniciação de descolagem para uma porcelana prensada de baixa fusão é equivalente à de uma porcelana feldspática.

Em 2006, Fernandes Neto et al. avaliaram a resistência de união metalocerâmica de três sistemas cerâmicos (Vita VKM, Williams e Duceram) associados a três ligas metálicas de Ni-Cr (Durabond, Lite Cast B e Resistal P) e a uma liga experimental de Co-Cr-Ti. Foram obtidas trinta amostras cilíndricas (15 mm de altura; 6 mm de diâmetro). A resistência de união foi calculada por meio de ensaio de cisalhamento. A combinação Duceram/Resistal P apresentou resistência de união significativamente maior que as demais combinações, com exceção à combinação Vita VMK 88/liga experimental Co-Cr-Ti. A combinação da liga de Co- Cr-Ti com o sistema cerâmico Williams apresentou resistência ao cisalhamento maior que a combinação das outras ligas com a mesma porcelana. Com base nos resultados, os autores demonstraram que a resistência da união metal/porcelana variou significativamente e relataram que para a união metalocerâmica é muito importante a compatibilidade entre metal e cerâmica.

Tango et al., em 2006, avaliaram a resistência de união entre a cerâmica Vita Omega 900 e uma liga de Co-Cr (New Ceram, CNG), utilizando diferentes tratamentos da superfície metálica: jateamento com óxido de alumínio 110 µm (grupo controle), Wash Opaque Vita Omega 900, Vita e aplicação de Pré Bond Opaque, CNG. Os ensaios de cisalhamento foram realizados em máquina de ensaios mecânicos à velocidade de 0,5 mm/min. De acordo com os resultados, o grupo controle apresentou a menor RUMC, entre os demais grupos, não houve diferença estatística.

Silva (2006) avaliou a influência de diferentes ambientes de fundição (atmosfera normal, vácuo e argônio) na resistência de união metalocerâmica de uma cerâmica a 3 ligas de Ni-Cr (Wiron 99, Verabond e Verabond II) e duas de Co-Cr (Vera PDI e Keragen) em condições de carregamentos estáticos e dinâmicos. Para avaliação da RUMC utilizou os testes

de cisalhamento por tração e cinzel. Quanto aos ensaios dinâmicos, utilizou um para determinação da RUMC por fadiga por contato e outro para avaliação da resistência a danos causados por impactos repetitivos. Foram obtidos 10 espécimes para cada grupo. De acordo com os resultados, para o ensaio de tração, o vácuo propiciou maior RUMC que as demais atmosferas. Para o ensaio de cisalhamento, as ligas Keragen, Wiron 99 e Vera PDI apresentaram maior RUMC. Em relação à interação, a liga Wiron 99 em atmosfera normal obteve maior RUMC. No ensaio de resistência à fadiga, a liga que apresentou maior resistência foi a Keragen. Quanto ao impacto repetitivo as ligas Verabond e Vera PDI apresentaram o melhor desempenho.

Fernandes, 2006, comparou a resistência de união metal-porcelana frente à força de cisalhamento entre uma liga de níquel-cromo sem berílio, Verabond II, e duas ligas de cobalto-cromo, New Ceram e Wirobond C, associadas a duas porcelanas, Omega 900 e Noritake EX-3. Os resultados da análise e dos testes estatísticos mostraram que os grupos tomados em conjunto são estatisticamente diferentes entre si, no entanto, existem grupos estatisticamente iguais, formando dois conjuntos. Conjunto A: formado pelos grupos Verabond II x Noritake, Verabond II x Vita, Wirobond-C x Noritake e conjunto B: New-Ceram x Noritake, Wirobond-C x Vita, New-Ceram x Vita, sendo o conjunto B estatisticamente superior ao conjunto A. Assim, pela metodologia e resultados obtidos as ligas de cobalto-cromo tiveram resultados superiores às de níquel-cromo.

Em 2007, Mirkovic avaliou a resistência de união metalocerâmica e o módulo de elasticidade de ligas de Ni-Cr (Wiron 99) e Co-Cr (Wirobond C). Foram obtidos 6 espécimes de cada grupo para realização do ensaio de flexão de três pontos. De acordo com os resultados, a liga de Co-Cr apresentou maiores valores de resistência de união metalocerâmica e módulo de elasticidade. Segundo o autor, as ligas metalocerâmicas de Co-Cr podem

substituir com sucesso as ligas de Ni-Cr, principalmente em casos de confecção de pontes fixas longas devido à alta resistência flexural.

Roach, em 2007, realizou revisão de literatura a respeito de ligas de metais básicos utilizadas nas restaurações e implantes dentários. Segundo o autor, 10 a 20% da população mundial têm hipersensibilidade ao níquel, fazendo com que a escolha por ligas de Co-Cr seja uma alternativa. No entanto, ressalta a necessidade da realização de testes para alergia ao cobalto, uma vez que este elemento também possui potencial alergênico. Comentou que nas ligas de Co-Cr o cromo é o principal componente devido à alta resistência ao desgaste e à corrosão. Entretanto, mais de 30% de cromo torna a liga difícil de fundir e pode resultar em fragilidade. O molibdênio é adicionado para reduzir o coeficiente de expansão térmico linear e auxilia na resistência à corrosão. O cobalto aumenta o módulo de elasticidade e a resistência da liga e o tungstênio aumenta a resistência à corrosão e reduz o cromo das áreas intermetálicas. As ligas de Co-Cr apresentam alta dureza, resistência e módulo de elasticidade similares aos da ligas de Ni-Cr, contudo, a ductilidade é menor. Em geral, os estudos *in vitro* eletroquímicos e de dissolução têm demonstrado que as ligas de Co-Cr são mais resistentes à corrosão do que as ligas de Ni-Cr.

Eliasson et al. (2007) realizaram estudo clínico retrospectivo de coroas e próteses parciais fixas de Co-Cr com acompanhamento de 42 pacientes por período de 3 a 7 anos. Utilizaram o sistema elaborado pela Associação Dentária da Califórnia para avaliação de 51 próteses parciais fixas e 12 coroas. De acordo com os resultados, 34% das próteses apresentaram complicações técnicas ou biológicas. O nível de integridade marginal foi excelente para mais de 98% dos pilares. Segundo os autores, a liga de Co-Cr demonstra ser alternativa viável para confecção de coroas e próteses fixas metalocerâmicas de grande extensão.

Wood et al. (2007) relatam que o uso de porcelana opaca aumenta a resistência de união metalocerâmica, mas pode não ser necessária para uma união do metal e a cerâmica clinicamente aceitável, ou seja, com RUMC maior que 25 Mpa de acordo com a norma da ISO 9693, para alguns sistemas metal-cerâmica.

Akova et al. (2008) compararam a resistência de união metalocerâmica de espécimes de ligas de Ni-Cr (Wiron 99, Bego) e Co-Cr (WBC 9581, Bego) obtidos por meio da técnica da cera perdida e espécimes de liga de Co-Cr sinterizada a laser. Foram obtidos 10 cilindros metálicos (5 mm de altura e 5 mm de diâmetro) para cada grupo. Antes da aplicação de cerâmica, os espécimes foram submetidos ao jateamento com partículas de óxido de alumínio de 150 μ m à pressão de 6 atm por 10 segundos a 10 cm de distância. Em seguida, foram limpos com jato de água-ar por 6 segundos e imersos em acetato de etila. Os autores realizaram pré-oxidação das ligas de acordo com as recomendações dos fabricantes das ligas metálicas. Em seguida, foi aplicada a cerâmica com 4 mm de espessura e 4 mm de diâmetro. Os espécimes foram levados à máquina de ensaios mecânicos para realização dos ensaios por meio do teste de cisalhamento com velocidade de 0,5 mm/min. Os espécimes fraturados foram observados com estereomicroscópio (28X) para classificação do tipo de fratura. De acordo com os resultados, não houve diferença da RUMC para os espécimes avaliados tanto para os obtidos por cera perdida como para aqueles obtidos por sinterização a laser. Os espécimes obtidos por cera perdida apresentaram 100% de fraturas mistas e os obtidos com Co-Cr sinterizado a laser, 50% de fraturas mistas e 50% de fraturas adesivas na porcelana. De acordo com os autores, as fraturas adesivas na porcelana indicam união mais forte entre a camada de óxido e o metal e cerâmica. Desta forma, os autores concluíram que a nova técnica de sinterização a laser de liga de Co-Cr parece ser promissora para aplicações dentárias.

Joiás et al. (2008) avaliaram a resistência de união de uma cerâmica a 5 ligas de Co-Cr (IPS d.SIGN 20, IPS d.SIGN 30, Remanium 2000, Heranium P e Wirobond C)

comparativamente a um grupo controle de liga de Pd-Au. Foram confeccionados discos metálicos de 5 mm de altura e 4 mm de diâmetro por meio da técnica da cera perdida. Sobre esses discos foi aplicada cerâmica VITA Omega 900 com 4 mm de altura e 4 mm de diâmetro. As amostras foram ensaiadas em máquina de ensaios mecânicos com velocidade de 0,5 mm/min. Após os ensaios de resistência de união, as superfícies fraturadas foram avaliadas em estereomicroscópio com aumento de 25X. De acordo com os resultados, as ligas IPS d.SIGN 20 e IPS d.SIGN 30 apresentaram os maiores valores de RUMC comparativamente às demais ligas avaliadas. Segundo os autores, a resistência de união da cerâmica dentária à liga de Co-Cr é dependente da composição da liga e as combinações metalocerâmicas avaliadas no trabalho podem ser utilizadas com segurança na prática dentária.

Pagnano et al. (2009) avaliaram o efeito de três atmosferas de fundição na RUMC de ligas de Ni-Cr (Fit Cast SB, Talladium) e Ni-Cr-Be (Fit Cast V, Talladium). Foram obtidos 60 padrões de resina acrílica/cera (8 mm de altura e 5 mm de diâmetro) que foram incluídos e fundidos em máquina de fundição eletrônica nas seguintes atmosferas de fundição: normal, vácuo e argônio, à temperatura de 1340°C. As fundições foram removidas e usinadas com partículas de óxido de alumínio de 100 µm. Foi aplicada a cerâmica IPS Clássico V (2 mm de altura e 5 mm de diâmetro). O ensaio de cisalhamento foi realizado em máquina de ensaios mecânicos com velocidade de 2.0 mm/min. De acordo com os resultados, não houve diferença significativa entre as ligas e entre as atmosferas de fundição, o que levou à conclusão de que o berílio e a atmosfera de fundição não interferiram na RUMC das combinações metalocerâmicas avaliadas.

Ucar et al. (2009) avaliaram a resistência de união da cerâmica VKM 95 Metal Ceramic a uma liga de Co-Cr (Remanium CSE) após refunções. Foram obtidos 5 grupos: I - 100% de liga virgem (controle), II - 50% de liga virgem e 50% de liga refundida, III - 50% de

liga virgem e 50% de liga refundida duas vezes e IV - 50% de liga virgem e 50% de liga refundida três vezes. Foram feitos ensaios de três pontos e de cisalhamento para avaliação da RUMC após termociclagem. As superfícies das amostras fraturadas foram analisadas em estereomicroscópio com aumento de 30x para classificar os tipos de fratura (adesiva, entre metal e porcelana; coesiva, totalmente na porcelana e mista, combinação de adesiva e coesiva) e uma amostra de cada grupo foi levada ao microscópio eletrônico de varredura para avaliação das diferenças nas superfícies das fraturas. De acordo com os ensaios realizados, a utilização de liga virgem propiciou maior união metalocerâmica e todas as amostras apresentaram fraturas mistas. Comentaram que com a refundição das ligas, há alteração dos elementos químicos e diminuição da espessura da camada de óxidos aderentes à superfície metálica, resultando em decréscimo da resistência da união. Desse modo, os autores não recomendaram utilização de ligas refundidas para confecção de restaurações metalocerâmicas.

Fischer et al., 2009, avaliaram por meio do teste de flexão de 3 pontos, ISO 9693, o efeito da ciclagem térmica na força de união metal e cerâmica, utilizando quatro ligas nobres (Degudent U, V-Gnathos Plus, V-Delta SF e Cerapall 2) e dois diferentes de tratamento de superfícies antes da aplicação da porcelana: polimento com pasta diamantada ou jateamento com oxido de alumínio 50µm. Assim, observaram que quando utilizaram o metal polido a RUMC era significativamente menor comparando com o grupo jateado. O tratamento com 6000 ciclos térmicos não reduziu significativamente a resistência de união. Já os ciclos térmicos a longo prazo (15000 e 50000) resultaram em menor RUMC para todos os grupos estudados.

Venkatachalam et al., em 2009, compararam a RUMC de duas porcelanas, sendo uma cerâmica de baixa fusão à base de leucita e uma cerâmica feldspática a duas ligas, uma nobre (ouro-paládio) e outra não nobre (cobalto-cromo) utilizando o teste de flexão de três pontos normatizado pela ISO 9693: 1999. Concluíram que não houve diferença estatisticamente

significante entre as porcelanas, mas observaram diferenças entre as ligas, sendo que a liga áurica apresentou maiores médias (45,29 MPa) quando comparadas com a liga de Co-Cr (36,79 MPa).

De Vasconcellos et al. (2010) avaliaram o efeito de três temperaturas de queima do opaco (900, 950 e 1000°C) e da termociclagem mecânica e térmica na resistência flexural da cerâmica (Vita Omega 9000) unida a uma liga de Co-Cr (Wirobond), por meio do ensaio de flexão de três pontos. De acordo com os resultados, o aumento da temperatura de queima do opaco aumentou a resistência flexural. No entanto, a ciclagem mecânica e térmica não influenciou a resistência flexural de todas as combinações de temperatura de queima avaliadas.

Em 2010, Liu et al. avaliaram as propriedades mecânicas de ligas de Ni-Cr e a resistência de união da cerâmica (Heraeus JC) a uma liga de Ni-Cr, sinterizada a laser comparativamente a uma liga de Ni-Cr fundida (Heraenium S). Foi utilizado o ensaio de flexão de três pontos. A microestrutura e a interface da união do metal foram analisadas por microscopia óptica, MEV e EDS. A RUMC da liga de Ni-Cr sinterizada a laser foi maior do que a da liga de Ni-Cr fundida, além de que as análises em MEV e EDS comprovaram a melhor união da cerâmica à liga sinterizada a laser. Os autores comentaram que, como os resultados da liga sinterizada a laser foram melhores e por apresentar vantagens como menor custo e gasto de tempo, esta liga pode ser boa alternativa para confecção de substratos de Ni-Cr e outras restaurações dentárias.

Külünk et al. (2011) verificaram o efeito de partículas de 50 e 110 µm de óxido alumínio na resistência de união metalocerâmica. De acordo com os resultados obtidos, as partículas de 110 µm promoveram maior RUMC do que as de 50 µm. Os autores relataram que a resistência de união entre a cerâmica e a liga metálica é determinada pela resistência da união química, embricamento mecânico, tipo e concentração de defeitos na interface,

propriedades de umedecimento e grau de estresse compressivo na camada de cerâmica, devido às diferenças entre os coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica.

Madani et al. (2011) investigaram o efeito da refundição de duas liga de Ni- Cr-Be (Verabond e Super Cast) na resistência da união metalocerâmica. Para isso utilizaram 130 corpos-de-prova para cada liga e subdividiram em cinco grupos: A com 0,0% de liga refundida, B com 25%, C com 50%, D com 75%, e E com 100% de refundição da liga. Cada grupo originou mais dois subgrupos, um com aplicação da cerâmica Vita VMK e outro Ceramco 3. Após a realização do teste de flexão de três pontos, os autores encontraram que a refundição de mais do que 50% da liga diminuiu significativamente a resistência de união metalocerâmica e que não houve diferenças significativas na resistência da união metalocerâmica, nem entre as ligas e nem em relação às cerâmicas.

Em um estudo para avaliar a resistência ao cisalhamento entre uma liga de Ni-Cr e um sistema cerâmico submetidos ou não à termociclagem, do Nascimento et al. (2011) analisaram quarenta e oito cilindros compostos de uma porção de Ni-Cr (3,0 mm de diâmetro e 4,0 mm de altura) (VeraBond II) e uma porção de cerâmica (7,0 mm de diâmetro e 2,0 mm de altura) (IPS Classis V) cimentados com cimento resinoso (Rely X) divididos em dois grupos: um submetido ao jateamento com óxido de alumínio de 50 μ m durante 20 segundos e o outro grupo com retenções mecânicas realizadas por brocas diamantadas. Cada grupo foi subdividido em outros dois grupos (n=12), submetidos ou não à termociclagem (500 ciclos, 5-55°C). Os autores concluíram que o jateamento proporcionou melhora na união metalocerâmica e a termociclagem a reduziu significativamente.

Rathi et al., em 2011, utilizando o teste de flexão de 3 pontos, de acordo com a norma ISO 6872-1984, compararam a utilização da pré-oxidação x jateamento de óxido de alumínio x jateamento e pré-oxidação. Relataram que a pré-oxidação resulta no aumento da quantidade

de óxidos na interface metal/cerâmica, mas não altera a RUMC de ligas de metais não-nobres (Mealloy e Wirorn-99) associadas à porcelana Cuceram.

Asakura et al. (2012) ,em um estudo com ligas de ouro, relataram que o Zn pode contribuir para a melhora na união metalocerâmica. Para comprovar essa hipótese, foi utilizada uma liga de ouro com Zn e sem outros elementos que poderiam afetar a resistência de união metalocerâmica e uma liga de ouro convencional como controle. A pré-oxidação também foi analisada. Os resultados apontaram melhora significativa na união metalocerâmica da liga áurica com Zn e com tratamento de pré-oxidação. Os autores concluíram que a presença de Zn em ligas de ouro desempenha papel importante no estabelecimento de ligações químicas, melhorando assim a resistência da união entre a porcelana e a liga metálica.

Sipahi e Özcan (2012) realizaram um estudo para comparar a resistência de união de duas ligas metálicas, Ni-Cr e Co-Cr, a cinco tipos de sistemas cerâmicos (Vita VMK68, Ivoclar IPSd. SIGN, Ceramco II, Matchmaker and Finesse) por meio de um ensaio de cisalhamento. De acordo com os resultados, não houve diferença estatisticamente significante entre as ligas, mas houve para os sistemas cerâmicos. Para a liga de Ni-Cr, os resultados variaram entre 15,4–25,3 MPa e para a liga de Co-Cr, entre 13,3–19,0 MPa. As maiores médias de união foram obtidas com a combinação Ni-Cr/Ceramco II (25,3 MPa), e as menores com a combinação Co- Cr/Ivoclar IPSd. SIGN (13,3 MPa). Falhas adesivas entre metal e cerâmica foram significativamente mais frequentes com a liga de Ni-Cr (60%) do que com a liga de Co-Cr (40%). Os autores sugeriram a realização de mais estudos que analisassem os tipos de falhas ocorridas na união metalocerâmica.

Rocha, 2012, avaliou, por meio do teste de cisalhamento, o efeito de diferentes ambientes de sinterização (vácuo e argônio) na resistência de união (RUMC) de cerâmicas às ligas de Ni-Cr (Fit Cast SB), Co-Cr (Star Loy C) e titânio comercialmente puro (Tritan). Os

resultados demonstraram que a sinterização a vácuo propiciou obtenção de maiores valores de RUMC (76,58 MPa) que a sinterização em argônio (51,31 MPa). Quanto às ligas avaliadas, as de Ni-Cr e Co-Cr apresentaram maiores valores de RUMC (71,32 e 71,28, respectivamente) que o titânio cp (49,23); sendo que entre elas não houve diferença estatística. Não houve interação entre os fatores avaliados. Assim, concluiu que a sinterização em argônio influenciou negativamente a RUMC dos pares metalocerâmicos analisados. Após os ensaios, foram realizadas análises das fraturas por meio de microscopia óptica (MO) (15X) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). De acordo com a MO, houve predomínio de fraturas mistas. Segundo a MEV, os espécimes de Ni-Cr e titânio sinterizados a vácuo apresentaram maior rugosidade de superfície do que os sinterizados em argônio. Para a liga de Co-Cr não houve diferença na topografia de superfície.

Vojdani et al. (2012) avaliaram o efeito da ciclagem termo-mecânica na resistência de união de uma cerâmica com três ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) e duas de níquel-cromo (Ni-Cr) e concluíram que a força de união metal/cerâmica é afetada pelo envelhecimento e o efeito é relativamente igual para todos os sistemas metalocerâmicos testados.

Xiang et al. (2012) avaliaram a resistência de união metalocerâmica de uma liga de Co-Cr sinterizada a laser comparada com o método tradicional, utilizando o teste de flexão de três pontos seguindo as normas da ISO 9693: 1999. Além disso, analisaram o tipo de fratura e a fração da área de adesão da porcelana pela mensuração da quantidade de Si nas amostras por meio do MEV/EDS. O sistema metalocerâmico sinterizado a laser exibiu uma força de união que excede as exigência da ISO 9691: 1999 e ainda mostrou melhor comportamento na adesão da porcelana comparável aos métodos fundidos.

Sakaguchi e Powers, 2012, afirmaram que os sistemas metalocerâmicos devem atender aos seguintes requisitos: alta temperatura de fusão para a liga metálica e baixa temperatura para a sinterização da cerâmica, para que no momento dessa sinterização não ocorram

distorções do *coping* metálico. Além disso, a cerâmica deve molhar rapidamente o substrato metálico; o conjunto deve proporcionar adequada união entre metal e cerâmica; os materiais envolvidos devem apresentar coeficientes de expansão térmica compatíveis e a estrutura metálica deve apresentar rigidez e resistência adequadas. Segundo os autores, os fatores que controlam a união metalocerâmica são: união química forte, embricamento mecânico e controle das tensões residuais. Ressaltaram que os óxidos formados na interface metalocerâmica não são totalmente dissolvidos durante a sinterização da cerâmica e, dessa forma, a interface óxido-liga pode ser um sítio de falha mecânica. Segundo os autores, esta situação é especialmente verdadeira com algumas ligas que formam camadas ricas em Cr_2O_3 e que não se aderem bem à liga metálica. Também afirmaram que o jateamento é utilizado para remover o excesso de óxido e para tornar rugosa a superfície do *coping* metálico, melhorando assim a união metalocerâmica.

De acordo com a ISO 9693:2012, a resistência de união para os sistemas metalocerâmicos deve ser maior do que 25 MPa. Este valor refere-se ao teste de flexão de três pontos, que foi padronizado e descrito nesta norma. Para este teste, espécimes metálicos com 25 mm x 3 mm x 0,5 mm devem ser obtidos de acordo com as normas do fabricante da liga ou metal avaliado. A cerâmica deve ser aplicada sobre a porção central da placa metálica, formando um corpo cerâmico com 8 mm de comprimento, 3 mm de largura e espessura de 1,1 mm depois da queima da cerâmica.

Anusavice et al. (2013) comentou que o requisito primário para o sucesso de uma restauração metalocerâmica é o desenvolvimento de uma adesão duradoura entre a porcelana e a liga metálica. Uma vez que essa união é obtida, há a possibilidade de se introduzirem tensões nestas próteses, durante o processo de queima da porcelana. Uma distribuição de tensões desfavoráveis sob o processo de resfriamento pode causar a fratura da porcelana, assim como fratura tardia. Dessa forma, para uma prótese metalocerâmica ser realizada, com

sucesso, é necessária forte adesão interfacial e compatibilidade térmica. As teorias de adesão metalocerâmica têm-se dividido em dois grupos: a) embricamento mecânico entre porcelana e metal, b) adesão química ao longo da interface porcelana metal. Ligas metálicas que formam óxidos aderentes durante todo o ciclo de desgaseificação formam também satisfatória adesão com a porcelana, enquanto que as ligas pobres em óxidos aderentes formam pior adesão.

Ting et al., 2014, avaliaram a influência de um condicionador de a base de tungstênio (Reflex NP Safe) na adesão e na tensão residual da união (ligação) da porcelana (Reflex Dimension) a uma liga de Co-Cr (Wirobond C). Confeccionaram 81 amostras, compostas de uma placa de metal sobreposta de porcelana e avaliaram a adesão metalocerâmica com o auxílio do teste de flexão de 4 pontos , além de determinarem a taxa de tensão residual de deformação utilizando um grupo com condicionador de metal com tungstenio (W) e outro sem. Foram realizadas também análises por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e espectrometria de energia dispersiva (EDS) para identificar o comportamento da fratura, além de analisar a composição química e as característica da camada de adesão. O condicionador de metal W utilizado neste estudo reduziu significativamente a taxa de energia liberada na interface porcelana/liga de Co-Cr e não apresentou influência significativa no estado de tensão residual da porcelana.

Com a introdução de alguns novos materiais, como as ligas fresadas e as sinterizadas a laser, alguns estudos vêm sendo realizados para avaliar se a resistência da união metalocerâmica desses produtos é adequada para aplicações clínicas, como o realizado por Serra-Prat et al. em 2014, onde investigaram a ligação adesiva, a resistência ao cisalhamento e o tipo de falha da porcelana com 3 diferentes ligas de Co-Cr, sendo uma fundida (Colado CC), uma utilizada no sistema de fresagem (Magia Cam) e outra sinterizada a laser (EOS CobaltChrome SP2 powder) após a termociclagem. Verificaram que os grupos com as ligas fresadas e sinterizadas apresentaram os valores mínimos necessários de adesão para aplicação

clínica e por isso são adequadas para utilização em estruturas de coroas e próteses parciais fixas metalocerâmicas.

3. Proposição

A proposta deste trabalho foi:

1. Comparar a resistência da união metalocerâmica de duas ligas de Co-Cr (Keragen e Remanium) e duas de Ni-Cr (Verabond II e liga experimental “SR”), em função do ambiente de sinterização da cerâmica em forno convencional (vácuo) e em forno com atmosfera reduzida de argônio, por meio do ensaio de flexão de três pontos.
2. Analisar, por meio de microscopia óptica (MO) e microscopia eletrônica de varredura (MEV), as fraturas dos espécimes na união das ligas de Co-Cr e Ni-Cr com a porcelana.

4. Materiais e Método

Neste trabalho foram utilizadas quatro ligas não nobres, sendo elas: Remanium e Keragen (ambas de Co-Cr), SR (liga experimental de Ni-Cr) e Verabond II (Ni-Cr) (Tabela 1)

Tabela 1 - Ligas utilizadas, seus componentes e módulo de elasticidade

Liga	Co	Ni	Cr	Mo	W	Si	Mn	Nb	Al	Módulo de Elasticidade (GPa)
Remanium*	63	-	23	7,3	4,3	1,6	-	-	-	195
Keragem**	61,65	-	27,75	-	8,45	1,61	0,25	-	-	150
SR***	-	72,0	15,0	4,0	-	2,0	2,0	1,0	-	100
VeraBond II****	-	75,55	11,50	3,5	-	3,5	-	4,25	2,25	140

* Remanium, Dentaum, Alemanha; ** ED, Germany; *** Liga Experimental desenvolvida por ROSSETE, 1994 e ****Alba Dental INC, USA;

Obtenção dos padrões de fundição para o teste de flexão dos três pontos

Padrões em resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg Co., Worth, EUA) com 30 mm de comprimento, 3 mm de largura e 0,7 mm de espessura, foram obtidos a partir de uma matriz de teflon para prensagem, confeccionada na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP (Figura 1). Após isolamento com vaselina sólida da parte A, a resina acrílica era manipulada e prensada com a parte D da matriz (Fig. 1b). Após a polimerização da resina (Fig. 1c), o espaçador era retirado (Parte B) e cada tira removida da matriz pela ação de êmbolo da parte C. Quando necessário, o acabamento era finalizado com lixa de óxido de silício de granulometria 400 (Norton Abrasivos, São Paulo, Brasil), originando padrões com dimensões finais de 30 mm x 3 mm x 0,7 mm.

Figura 1 - Matriz de teflon para obtenção dos padrões em forma de tiras

- (a) Partes componentes: A - Parte Superior; B - Espaçador de 0,7 mm; C - Parte inferior; D - Base.
 (b) Parte D em posição para prensagem da resina acrílica.
 (c) Visão superior da matriz preenchida com resina acrílica Duralay.

Fundição

Para o teste de flexão foram confeccionados 80 corpos de prova (n=10), divididos de acordo com a Tabela 2:

Tabela 2 - Ligas utilizadas no experimento, marca e número de amostras para cada grupo experimental

Liga	Nome comercial	Ambiente de Sinterização (número de amostras)	
		Vácuo	Argônio
Co-Cr	Remanium	10	10
Co-Cr	Keragen	10	10
Ni-Cr	Verabond II	10	10
Ni-Cr	“SR”	10	10

Os padrões de resina foram incluídos com o revestimento Micro Fine 1700 (Talladium Inc, Valencia, E.U.A). Um agente redutor de tensão superficial (Waxit - Degussa S.A. Divisão dental, Guarulhos -. Brasil) foi aplicado sobre os padrões antes da inclusão. O revestimento foi manipulado a vácuo, na velocidade de 425 rpm, em inclusor modelo A300 (Polidental, São Paulo, Brasil), nas proporções e tempos de espatulação recomendado pelo fabricante (122 ml/500g, durante quarenta segundos). Após o tempo de presa de 55 minutos, os anéis foram levados ao forno Edgcon 5P (EDG, São Carlos, Brasil) e submetidos a ciclos térmicos para a expansão do revestimento. O ciclo de aquecimento dos anéis seguiu as recomendações do fabricante: aquecimento à velocidade de 15°C/min da temperatura ambiente até 400°C, permanecendo nesta temperatura por trinta minutos; aquecimento de 15°C/min até 950°C, permanecendo nesta temperatura por vinte minutos; resfriamento à velocidade de 15°C/min até 900°C, permanecendo nesta temperatura por não mais do que 120 minutos.

Depois de removidos do forno, os anéis para fundições de Ni-Cr e Co-Cr foram posicionados na máquina de fundição eletrônica Neutrodyn Easyti (F.Lli Manfredi, Torino,

Itália) (Figura 2), cuja fundição foi realizada por indução, com padronização da temperatura para cada liga (VeraBond II e SR, 1350°C; Remanium, 1390 °C, Keragen, 1410 °C).

Figura 2 - Máquina de fundição Neutrodyn Easyti.

Após resfriamento dos anéis, as fundições foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio de granulação de 100 µm, sob pressão de 3 bar no Microjet III (EDG, São Carlos, Brasil) para eliminação dos excessos de revestimento. Em seguida, os espécimes foram recortados dos canais de alimentação e preparados para receberem os corpos cerâmicos.

Aplicação da porcelana

As tiras metálicas foram radiografadas em aparelho de Raio X Odontológico, 60 KVp; 8 mA e 18 cm distância foco-filme, por 0,25s com utilização de filme periapical (Kodak) do grupo de sensibilidade E (Alves et al., 2014) para a identificação de possíveis porosidades que, se detectadas, determinavam o descarte da fundição comprometida, o que não ocorreu em nenhuma espécime deste experimento. O comprimento das tiras metálicas foi ajustado mediante desgaste com disco de carborundum e uso de paquímetro digital (Absolute 500, Mytutoyo). As tiras foram ainda submetidas à retificação em politriz automática (Modelo DPU-10, Panambra, São Paulo, Brasil), com lixa de carbeto de silício, para atingir as dimensões finais de (25 ± 1) mm x $(3 \pm 0,1)$ mm x $(0,5 \pm 0,05)$ mm, de acordo com a norma ISO 9693:2012 (Figura 3). Este procedimento foi realizado com o auxílio de uma matriz de acrílico e fita dupla-face para fixação do corpo de prova. (Figura 4)

Figura 3 - Desenho esquemático da placa metálica de acordo com a ISO 9693: 2012 (dimensões em mm).

Figura 4 – Retificação das tiras metálicas.

(a) Tira metálica colada em uma fita dupla face.

(b) Tira metálica colada à matriz de acrílico por meio da fita dupla face.

As superfícies das tiras metálicas foram jateadas com óxido de alumínio de 150 μ m e limpas com álcool isopropílico em lavadora ultrassônica cleaner (Odontobrás, Ribeirão Preto, Brasil), por 10 minutos. Antes do início da aplicação de porcelana, as tiras metálicas de Ni-Cr foram submetidas à pré-oxidação, seguindo as instruções do fabricante da liga VeraBond II (Tabela 3). As ligas de Co-Cr não foram submetidas à pré-oxidação, uma vez que, segundo as instruções dos fabricantes, não haveria necessidade de realização do procedimento. Nesse estudo foi utilizada a cerâmica IPS Classic V (Ivoclar VivaDent, EUA) que foi aplicada com o auxílio de uma matriz de teflon (Figura 5), confeccionada na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, para delimitar a área do corpo cerâmico e garantir as dimensões do corpo-de-prova ($8,0 \pm 0,01$ por $1,1 \pm 0,1$ mm). Para todas as ligas foram aplicadas duas camadas de opaco, duas de dentina e o glaze (Tabela 4), resultando em um corpo de prova com as dimensões vistas na Figura 6. Os ciclos de sinterização, em ambiente a vácuo, foram realizados no forno Sollaris 50P (Futura Brasil, São Carlos, Brasil) (Figura 7), e em ambiente de argônio no Sinterpress Alumini (EDG, São Carlos, Brasil)

(Figura 8). O gás nobre utilizado apresenta pureza de 99,98% ou mais, segundo a norma DIN 32526.

Tabela 3 - Ciclos de pré-oxidação para as ligas de Ni-Cr

Ligas	Aumento temp. por minuto	Temp. inicial vácuo	Temp. final vácuo	Tempo de espera	Tempo de resfriamento
Ni-Cr	32°C	650°C	980°C	0 min	3 min

Figura 4 – Matriz empregada para aplicação da cerâmica

- (a) Tira metálica posicionada na base da matriz.
 (b) Parte móvel da matriz posicionada delimitando a área para aplicação do corpo cerâmico.

Figura 5 - Aplicação da Cerâmica

- (a) Tira metálica posicionada na matriz após a aplicação das duas camadas de opaco.
 (b) Tira metálica pronta para receber a primeira camada de dentina.
 (c) Corpo-de-prova para o ensaio de flexão da RUMC.

Tabela 4 - Ciclos de Sinterização da cerâmica

Cerâmicas	Queima	Temp. inicial	Tempo de secagem	Aument o temp. por minuto	Temp. inicial vácuo	Temp. final vácuo	Tempo de espera	Tempo de resfriamento
IPS Classic V	1ª Opaco	400°C	6 min	80°C	550°C	980°C	1 min sem vácuo	3 min
	2ª Opaco	400°C	6 min	80°C	550°C	970°C	1 min sem vácuo	3 min
	1ª Dentina	400°C	4 min	60°C	580°C	920°C	1 min sem vácuo	3 min
	2ª Dentina	400°C	4 min	60°C	580°C	910°C	1 min sem vácuo	3 min
	Glaze	400°C	4 min	60°C	400°C	920°C	1 min sem vácuo	3 min

Figura 6 - Desenho esquemático do corpo-de-prova para o ensaio de flexão da RUMC de acordo com a Norma ISO 9693 (dimensões em mm). **Figura 7: Forno Sollaris 50P** **Figura 8: Forno Sinterpress Alumini**

Teste de flexão dos três pontos da RUMC

No ensaio de flexão dos três pontos, a RUMC foi determinada pela carga de ruptura de união de corpos cerâmicos confeccionados sobre a superfície central de tiras metálicas. Os ensaios de flexão da RUMC foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos, modelo DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil), com célula de carga de 50 kgf e velocidade do travessão móvel de 1,0 mm/min. Para realização dos testes, cada corpo-de-prova foi apoiado pelas extremidades sobre um dispositivo com dois apoios circulares, que mantêm uma distância de 20 mm entre si (Figura 8). A face revestida pela cerâmica ficou voltada para baixo e a carga foi aplicada sobre a porção central da face superior da tira metálica, utilizando uma haste de seção transversal circular.

Figura 8- Ensaio de flexão da RUMC.

(a) Imagem do corpo-de-prova posicionado pronto para ser ensaiado.

(b) Desenho esquemático do ensaio de flexão dos três pontos de acordo com a ISO 9693:2012.

Após a falha da união entre cerâmica e substrato metálico, os valores da carga de ruptura obtidos em quilograma-força (kgf) foram convertidos para Newton (N). De acordo com a ISO 9693, os espécimes que falham no centro da camada de cerâmica devem ser substituídos, pois a ruptura deve ocorrer em uma das extremidades do corpo cerâmico. Neste estudo, não houve a necessidade de substituição de nenhum espécime, uma vez que todos falharam em uma das extremidades do corpo cerâmico como demonstra a Figura 9. A RUMC para cada corpo-de-prova foi calculada a partir da aplicação da fórmula $T = k \cdot F$, onde: T =tensão de ruptura em MPa; F =força máxima em N; k =constante em mm^{-2} determinada a partir do gráfico (Figura

10). O valor de k é uma função da espessura do substrato metálico (d_M) ($0,5 \pm 0,05$) mm e o módulo de Young (E_M) do substrato metálico utilizado.

Figura 9 - Falha da união metalocerâmica na extremidade esquerda do corpo-de-prova.

Figura 10 - Diagrama para determinação do coeficiente k (adaptado da ISO 9693:2012).

Inspeção óptica dos espécimes após os ensaios de flexão de três pontos

Os espécimes, após os ensaios de flexão de três pontos, foram levados para análise das fraturas em microscópio óptico EPIPHOT 300 (Tóquio, Japão) com aumento de 15 vezes.

Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Das amostras fraturadas, foram selecionadas as mais significativas e representativas de cada grupo para a observação da topografia da fratura da união metalocerâmica em microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Philips, XL-30FEG) (Figura 11).

Para realização das análises, as partes metálicas e cerâmicas das amostras fraturadas foram posicionadas numa plataforma de alumínio stub, e realizou-se a metalização dos espécimes, com uma fina camada condutora de ouro (50 a 100 Ångstron), depositada via vaporização ou *sputtering* iônico, em máquina metalizadora Denton Vacuum Inc (Modelo Desk II).

Figura 11 - Microscópio eletrônico de varredura XL-30FEG

Na microscopia eletrônica de varredura, quando o feixe de elétrons se choca com o campo elétrico do elétron do espécime, ocorre transferência de energia para o átomo do espécime e há expulsão do elétron deste átomo como elétron secundário. A energia do elétron secundário é, por definição, menor que 50 eV. Se a vacância criada com a geração do segundo elétron for preenchida com outro elétron de orbital mais energético, um fóton de raio-X característico será produzido. As imagens (contrastes) formam-se devido ao número atômico e à topografia da amostra. Regiões da amostra com átomos de maior número atômico emitem mais sinais de retroespalhamento e aparecem mais claras na imagem. Já o contraste devido à topografia permite a visualização da forma, formato e textura dos objetos.

As leituras foram realizadas no Laboratório de Caracterização Estrutural (LCE), do Departamento de Engenharia de Materiais (DEMa) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios-X (EDS)

Algumas áreas dos espécimes ceramicos com alterações de superfície, detectadas por MEV, foram analisadas por meio de espectrometria de energia dispersiva de Raios-X (EDS) para eventuais análises de composição química.

A espectrometria de energia dispersiva de raios-X é um recurso essencial para o estudo de caracterização microscópica de materiais. O detector de EDS contém um cristal combinado de silício e lítio que absorve a energia dos fótons de Raios-X característicos por ionização e produz elétrons livres no cristal. Este cristal torna-se condutivo e gera corrente elétrica de intensidade proporcional ao Raios-X característico do elemento. O espectro de EDS é construído ao plotar valores de intensidade de fótons de Raios-X contra energia. Os picos correspondem aos diferentes elementos presentes na amostra. Desta forma, foi possível identificar, por meio do acessório de EDS (IXRF Systems, 500 Digital Processing, Houston, EUA), em áreas de interesse, os componentes das ligas.

A análise de EDS também foi realizada no Laboratório de Caracterização Estrutural (LCE), do Departamento de Engenharia de Materiais (DEMa) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar)

Análise estatística dos dados

Neste ensaio, cuja unidade experimental é um corpo-de-prova composto de um substrato metálico medindo 25,0 x 3,0 x 0,5 mm recoberto por um corpo cerâmico em sua porção central, foi seguido um esquema fatorial tipo 4 x 2, com dez repetições. As variáveis

experimentais foram: liga metálica (quatro níveis: Remanium, Keragen, Sr e VeraBond II) e ambientes de sinterização (dois níveis: vácuo e argônio). A variável resposta (ou dependente) foi a tensão de ruptura obtida no teste de flexão de três pontos, entre a interface metalocerâmica de cada uma das oito condições experimentais. Para a análise dos 80 dados obtidos, foi utilizado o programa computacional SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Efetuou-se a estatística descritiva (média e desvio-padrão) e a inferencial, mediante o teste paramétrico ANOVA, dois fatores, efeito fixo. O nível de significância adotado foi o valor convencional de 5%.

5. Resultados

Resultado do Ensaio de resistência de união metalocerâmica

Inicialmente foi obtido o valor de carga necessária para a ruptura da união metal/cerâmica (**F**), em kgf, para cada um dos 80 corpos de prova, provenientes do cruzamento de dois ambientes de sinterização da cerâmica (vácuo e argônio), quatro ligas metálicas (Remanium, Keragen, VeraBond II e SR) e dez repetições, resultando num produto fatorial $2 \times 4 \times 10 = 80$. (Apêndice A, pág. 118)

Os valores (**F**) em Kgf foram multiplicados por 9,8 para transformação em Newton. A RUMC (**T**) em MPa foi calculada a partir da aplicação da fórmula $T = k \cdot F$ (ISO 9693:2012) (Tabela 5). Onde **k**, é uma função da espessura do substrato metálico (d_M) ($0,5 \pm 0,05$ mm) (Apêndice A, pág. 118) e o módulo de Young (E_M) do substrato metálico utilizado (Tabela 1) e é determinado para cada liga/metálico a partir do gráfico apresentado na Figura (ISO 9693:2012).

Tabela 5 - Ensaio de flexão: resultados da RUMC (MPa) segundo ISO 9693:2012

n	Remanium (Co-Cr)		Keragen (Co-Cr)		VeraBond II (Ni-Cr)		SR (Ni-Cr)	
	Vácuo	Argônio	Vácuo	Argônio	Vácuo	Argônio	Vácuo	Argônio
1	36,00	39,45	45,08	45,08	45,69	32,86	51,46	41,16
2	30,97	36,00	47,02	32,12	42,78	39,78	55,51	39,14
3	40,34	44,20	37,63	27,46	46,48	43,39	44,04	42,56
4	37,73	37,77	44,84	40,77	43,63	40,42	46,10	41,65
5	38,32	39,37	41,99	36,69	47,48	39,67	54,51	50,88
6	33,61	36,91	52,43	37,71	49,48	46,75	52,04	41,20
7	39,87	31,34	44,69	34,71	42,81	38,81	53,51	37,58
8	43,57	48,62	40,96	41,28	43,22	41,16	39,16	37,51
9	38,71	44,34	45,98	40,57	38,96	43,80	45,16	33,28
10	34,55	47,81	49,59	33,12	45,00	34,57	46,57	28,67
Média	37,37	40,58	45,02	36,95	44,55	40,12	48,80	39,36
DP	3,67	5,52	4,23	5,23	2,95	4,15	5,36	5,89

A análise do conjunto de resultados obtidos nos testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição amostral dos dados era normal e homogênea (Apêndice B, pág. 119). Assim, o teste paramétrico que melhor se adapta ao modelo experimental é a Análise de Variância, pois os dados são independentes e estão sendo comparadas mais de duas amostras. Os resultados do teste estão expressos na Tabela 6 (Apêndice C, pág.119).

Tabela 6 - Resultado da Análise de Variância

Fonte de Variação	Soma de Quadrados Médios	Graus de Liberdade	Quadrados Médios	Valor de F	Valor de P
Entre ambientes de sinterização	438,563	1	438,563	19,643	0,000
Entre ligas	279,774	3	93,258	4,177	0,009
Interaç. amb. X ligas	482,775	3	160,925	7,208	0,000
Resíduo	1607,517	72	22,327		
Variação Total	2808,628	79			

A Análise de Variância indicou diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação ambiente ($P=0,00$) e liga ($P=0,009$). As médias e desvios-padrão destes fatores estão presentes nas Tabelas 7 e 8. Para indicar estas diferenças foi realizado o teste de Bonferroni para comparações múltiplas (Apêndice D e E, pág. 120).

Tabela 7. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: ambiente de sinterização

Fator de variação: ambiente de sinterização	Médias (MPa)	Desvio Padrão
Vácuo	43,94 ^A	5,78
Argônio	39,25 ^B	5,23

^{A,B} Letras iguais representam semelhança estatística.

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

Fator de variação: liga	Médias (MPa)	Desvio Padrão
Keragen	40,99 ^{A,B}	6,21
Remanium	38,97 ^B	4,85
Verabond II	42,34 ^{A,B}	4,18
SR	44,08 ^A	7,32

^{A,B} Letras iguais representam semelhança estatística.

No estudo das interações, a Análise de Variância demonstrou haver diferenças estatisticamente significantes entre as interações ambiente de sinterização e liga em nível de significância de 5% para a hipótese de igualdade ($P=0,000$) (Tabela 9). Para indicar estas diferenças também foi realizado o teste de Bonferroni (Apêndice F e G, págs. 121e 122). Na Figura 12, pode-se visualizar o comportamento das ligas em relação aos tratamentos realizados.

Tabela 9. Médias calculadas para a interação ambiente de sinterização x liga.

	Argônio	Vácuo
Liga	Média (DP)	Média (DP)
Keragen	36,95 (5,23) ^{A,a}	45,02 (4,23) ^{B,a}
Remanium	40,58 (5,52) ^{A,a}	37,37 (3,67) ^{A,b}
VeraBond II	40,12 (4,15) ^{A,a}	44,55 (2,95) ^{B,a}
SR	39,96 (5,89) ^{A,a}	48,80 (5,36) ^{B,a}

Letras maiúsculas diferentes representam diferença entre colunas
Letras minúsculas diferentes representam diferença entre linhas

Figura 12 - Interação liga x ambiente de sinterização: comportamento das ligas em relação aos ambientes de sinterização.

Na Tabela 9, quando se comparam os resultados da sinterização a vácuo com os da sinterização em argônio, para as ligas Keragen, SR e Verabond II, ($p=0,000$, $p=0,000$ e $p<0,05$, respectivamente) (Apêndice F, pág. 121), o vácuo propiciou maiores valores de RUMC do que o argônio. Para a liga Remanium, não houve diferença entre a sinterização em argônio e a sinterização a vácuo.

Quando se compara o comportamento das ligas em cada ambiente de sinterização separadamente, no argônio não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas. Entretanto, no vácuo a liga Remanium apresentou menor valor de RUMC do que as demais ligas, que não apresentaram diferença entre si. (Apêndice G, pág. 122).

Inspeção óptica dos espécimes após os ensaios de flexão de três pontos

As imagens adquiridas durante a inspeção, no microscópio óptico EPIPHOT 300, com aumento de 15 vezes, dos espécimes após os ensaios de flexão de três pontos sugerem falhas do tipo mista semelhantes em todos os grupos, mas observam-se diferentes quantidades de material cerâmico remanescente sobre o metal em cada grupo. (Figura 14 a 16).

Figura 14 - MO, Liga Keragen: a) Vácuo; b) Argônio

Figura 15 - MO, Liga Remanium: a) Vácuo; b) Argônio

Figura 16 - MO, Liga SR: a) Vácuo; b) Argônio

Figura 17 - MO, Liga VeraBond II: a) Vácuo; b) Argônio

Nas ligas Keragem e Remanium, ambas de Co-Cr, observa-se que a falha na união metalocerâmica ocorreu de forma mista (adesiva e coesiva), mas havendo predomínio de falha adesiva, quando pode-se observar a presença de material escuro, provavelmente relativo aos componentes de óxido no corpo cerâmico. Na liga SR, de Ni-Cr, pode-se visualizar predomínio de falha coesiva da porcelana, pois há maior quantidade de componente cerâmico no metal. Na liga VeraBond II, houve a presença predominante de falha mista, mas não foi possível observar no corpo cerâmico a presença de material da camada de óxido como nas ligas de Co-Cr.

Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Uma barra metálica de cada grupo após o teste de flexão de três pontos foi analisada em MEV, com o intuito de se observar a topografia da fratura na interface metalocerâmica. As figuras de 18 a 21 mostram as fotografias relativas a essa análise, sendo imagens com o aumento de 100, 500 e 1000x.

Figura 18 - Micrografias de MEV com o contraste topográfico da liga Keragen, Co-Cr, sinterizada a vácuo e argônio, nos seguintes aumentos: 100, 500 e 1000x

Figura 19 - Micrografias de MEV da liga Remanium, Co-Cr, sinterizada a vácuo e argônio, nos seguintes aumentos: 100, 500 e 1000x

Figura 20 - Micrografias de MEV com o contraste topográfico da liga SR, Ni-Cr, sinterizada a vácuo e argônio, nos seguintes aumentos: 100, 500 e 1000x

Figura 21 - Micrografias de MEV com o contraste topográfico da liga VeraBond II, de Ni-Cr, sinterizada a vácuo e argônio, nos seguintes aumentos: 100, 500 e 1000x

No caso da Keragen e Remanium, observa-se maior exposição do metal e retenção de menor quantidade de cerâmica, sendo a sua maior porção na região próxima ao início da fratura. Encontram-se também pequenos fragmentos de cerâmica, quando analisados maiores aumentos, dispersos sobre a superfície de fratura, provavelmente aprisionados nas retenções mecânicas oriundas pelo jateamento com óxido de alumínio.

Nos grupos SR e VeraBond II, confirmam-se os achados da microscopia óptica, onde se verifica maior retenção de cerâmica sobre o metal. Grande parte do metal apresenta-se coberta por material de aspecto vítreo, no caso, a cerâmica de cobertura, com exposições intercaladas da superfície do metal.

Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios-X (EDS)

A análise da face do corpo cerâmico, onde havia presença de resíduos da fratura, de uma amostra de cada grupo foi realizada utilizando, MEV modelo XL-30FEG (Philips), acoplado ao sistema EDS Oxford e o programa INCA Energy com detector EDS de 133eV de resolução. A distância de trabalho foi de 15 mm e 20 kV de voltagem de aceleração, utilizando o modo de elétrons retroespalhados.

Inicialmente foram obtidas as imagens do corpo cerâmico com aumento de 1000x, para os oito grupos, e em seguida realizado o EDX, como representados nas Figuras 22 a 29. As análises de EDS confirmam os achados da microscopia óptica, pois nas amostras de Co-Cr, Keragen e Remanium, houve maior presença de íons Co e Cr, quando comparados com as amostras das ligas de Ni-Cr, SR e VeraBond II, independente do ambiente de sinterização.

Figura 22 – EDS: Keragen Vácuo

Figura 23 – EDS: Keragen Argônio

Figura 24 – EDS: Remanium Vácuo

Figura 25 – EDS: Remanium Argônio

Figura 26 – EDS: SR Vácuo

Figura 27 – EDS: SR Argônio

Figura 28 – EDS: VeraBond II Vácuo

Figura 29 – EDS: VeraBond II Argônio

6. Discussão

As restaurações metalocerâmicas são utilizadas na Odontologia há muitos anos, com bons resultados. Mesmo assim, alguns inconvenientes ainda podem ocorrer com o uso clínico, como a fratura ou descolamento da cobertura estética de cerâmica. Estas fraturas são um sério e custoso problema, ocasionando inconvenientes funcionais e estéticos, para o paciente e grande frustração para o cirurgião-dentista (Özcan, 2003; Xiang, 2012).

A falha na adesão metal e cerâmica pode ser induzida por uma combinação de coeficientes de expansão térmica incompatíveis dos materiais envolvidos, geração de microfissuras na porcelana, que ocorrem durante o processo de condensação e sinterização, ou devido a forças oclusais ou traumas como hábitos parafuncionais (Özcan, 2003; Xiang 2012)

Atualmente, existe uma grande diversidade de ligas a serem utilizadas sendo elas nobres ou não nobres, que segundo Bertolotti (1988), devem ser selecionadas de forma racional quando são utilizadas em restaurações metalocerâmicas, seguindo alguns princípios, como: a) propriedades físicas, b) propriedades químicas, c) biocompatibilidade, d) facilidade de manuseio em laboratório e) compatibilidade com a cerâmica e f) relação custo benefício relacionada aos fatores anteriores.

A maioria das ligas não-nobres são compostas por Ni e Cr, com algumas opções à base de Co-Cr ou outros metais. Estas possuem propriedades físicas diferentes das ligas nobres, sendo as mais significantes: alta dureza, alta resistência à flexão e alto módulo de elasticidade (Bertolotti, 1988; Anusavice et al., 2013).

A liga de Ni-Cr é a mais utilizada atualmente, porém, existem complicações relativas à biocompatibilidade, mencionada por vários autores (Baran, 1983; Blanco-Dalmau et al., 1984; Reddy et al., 2011; Imirzalioglu et al., 2012). Potenciais riscos biológicos, oriundos das ligas básicas, particularmente níquel e berílio podem afetar não apenas o paciente, mas principalmente o dentista e o técnico de laboratório que confecciona estas restaurações

(Morris, 1987; Bezzon, 1993; Bertolloti, 1988; Al-Hiyasat et al., 2003; Reddy et al., 2011; Imirzalioglu et al., 2012; Anusavice et al., 2013).

Sabe-se que a natureza ácida do biofilme ou outras alterações no pH bucal podem desempenhar modificações importantes na liberação de íons da liga de Ni-Cr, alterando sua camada de passivação (Wataha e Messer, 2004). O problema potencial da sensibilidade ao metal já levou a Suécia desencorajar o uso de qualquer liga com mais de 1% de níquel (Morris, 1987).

Assim, o interesse em ligas de Co-Cr cresceu pelo desejo de se encontrar uma liga alternativa que não apresente os mesmos riscos de alergia ou toxicidade do níquel e berílio. A ausência destes dois elementos confere características maiores de biocompatibilidade à liga (Dudek, 1988), visto seu comportamento frente a tecidos biológicos (Baran 1985; Grimaudo, 2001).

Desta forma, as ligas incluídas nesse trabalho foram de Ni-Cr (SR e VeraBond II) e Co-Cr (Keragen e Remanium), visando avaliar a resistência adesiva frente a uma cerâmica feldspática, e caracterizando a interface metal-cerâmica. A liga de Ni-Cr, sem berílio, foi incluída nesta pesquisa, pois é uma liga de metais não-nobres de grande popularidade no mercado, com resultados favoráveis ao longo dos anos e é um parâmetro interessante para a comparação a uma liga de Co-Cr.

Segundo alguns autores, os sistemas metalocerâmicos devem atender aos seguintes requisitos: alta temperatura de fusão para a liga metálica e baixa temperatura para a sinterização da cerâmica, para que no momento dessa sinterização não ocorram distorções do *coping* metálico; a cerâmica deve molhar rapidamente o substrato metálico; o conjunto deve proporcionar adequada união entre metal e cerâmica; os materiais envolvidos devem apresentar coeficientes de expansão térmica compatíveis e a estrutura metálica deve apresentar rigidez e resistência adequadas (Lacy, 1977; Bagby et al., 1990; Fernandes, 2006;

Anusavice et al., 2013). Os fatores que controlam a união metalocerâmica são: união química forte, embricamento mecânico e controle das tensões residuais (Knap e Rydge, 1966; Mc Lean, 1973; Fernandes, 1992; Sakaguchi e Powers, 2012) . Os autores ressaltaram que os óxidos formados na interface metalocerâmica não são totalmente dissolvidos durante a sinterização da cerâmica e, dessa forma, a interface óxido-liga pode ser um sítio de falha mecânica. Esta situação é especialmente verdadeira com algumas ligas que formam camadas ricas em Cr_2O_3 e que não se aderem bem à liga metálica. Muitos sugerem a utilização do jateamento para remover o excesso de óxido e para tornar rugosa a superfície do *coping* metálico, melhorando assim a união metalocerâmica.(Lacy, 1977; Fernandes, 1992; Sakaguchi e Powers, 2012).

Estudos têm determinado que esses óxidos metálicos formados durante o processo de oxidação podem variar entre ligas e com o tratamento de superfície (Hofstede et al., 2000). Por isto, ligas de metais puros (não oxidáveis) não apresentam adesão química (Lacy, 1977). Ligas metálicas, que formam óxidos aderentes durante todo o ciclo de degaseificação, mostram boa adesão com a porcelana, enquanto que as pobres em óxidos aderentes apresentam pior adesão (Lacy, 1977). Adição de elementos oxidáveis a uma liga nobre, estabelece o potencial de oxidação da mesma e conseqüente adesão à porcelana. Para as ligas de metais nobres, os elementos que favorecem a união são ferro, estanho, índio e gálio (Lacy, 1977). Para as ligas de metais básicos, onde os elementos principais são níquel e cobalto, a oxidação do cromo provê ligação química para a adesão da porcelana. (Brantley, 2005).

A espessura da camada de óxido também é de extrema importância, pois a camada de óxido fina pode ser completamente eliminada durante a queima de cerâmica (Mackert Junior et al., 1988). No entanto, uma camada de óxido demasiadamente espessa também pode enfraquecer a ligação, uma vez que essa camada propicia pequena força de união (Daftary e Donovan, 1986; Wataha e Messer, 2004; de Melo, 2005)

Por isso, é importante o conhecimento por parte do profissional e técnico de laboratório, das características de oxidação das ligas utilizadas, a fim de que sejam indicados procedimentos de oxidação prévia quando necessários, ou então, tenha-se maior cuidado para não provocar oxidação em excesso em determinados casos.

Na literatura, muitos recursos têm sido apresentados para aumentar a resistência da união da cerâmica ao metal. Dentre eles, os mais citados têm sido os tratamentos de superfície, que propiciam a molhabilidade do metal pela porcelana, como também controlam a formação de fina camada de óxidos (Anusavice et al., 1980; Stein e Kuwata, 1977; Carter et al, 1979; Mackert Jr et al., 1986; Uusalo et al., 1987; Wu et al., 1991; Wagner et al., 1993; Shillingburg et al., 1998; Hegedus et al., 2002; Tango et al., 2006). Neste estudo, para as ligas de Co-Cr (Remanium e Keragen) o passo de pré-oxidação das ligas metálicas antes da aplicação do opaco foi omitido, seguindo as instruções do fabricante, para que não houvesse formação excessiva de óxidos nos espécimes metálicos dessas ligas. As tiras metálicas foram jateadas com óxido de alumínio (150µm) para aumentar a rugosidade da superfície da liga, melhorando a adesão devido ao embricamento mecânico, assim como aumentando a molhabilidade pela porcelana (Anusavice et al., 2013).

Além disso, alguns autores avaliaram os efeitos dos tipos, temperaturas, atmosferas de fundição e tipos de revestimentos na resistência de união metalocerâmica (RUMC) (Papadopoulos e Spyropoulos, 2009; De Vasconcellos et al., 2010; Külünk et al., 2011). Percebe-se, entretanto, que ainda não estão muitos claros quais são os efeitos da atmosfera de sinterização da cerâmica na união metalocerâmica. Desta forma, optou-se por fazer essa avaliação em casos de cerâmica associada a ligas de Co-Cr e Ni-Cr, por meio de teste de flexão dos três pontos por ter normatização na ISO 9693, que é calculada a partir da medida da força de ruptura da união, módulo de elasticidade e espessura do substrato metálico (ISO 9693:2012).

Devido à complexidade das características de ligação de metal e cerâmica, muitos métodos têm sido propostos para quantificar a força de ligação (por exemplo, teste de cisalhamento e teste de flexão de três ou quatro pontos). Anusavice et al. (1980) afirmam que não existe um teste ideal para avaliação da força de ligação do metal com a cerâmica, uma vez que cada método pode gerar concentração de tensão não homogênea em determinadas regiões dos espécimes. Papazoglou e Brantley, em 1998, relataram que não há concordância absoluta entre os resultados obtidos por meio de diferentes metodologias, pois os ensaios e os espécimes são diferentes. Devido à conhecida variação existente nos testes de resistência de união, estes deveriam ser utilizados apenas como fonte de comparação entre materiais submetidos às mesmas condições ou então para determinar qual efeito tem a alteração de uma variável em um mesmo sistema (Papazoglou e Brantley, 1998).

De acordo com os resultados de RUMC obtidos, para os fatores avaliados, ou seja, ambiente de sinterização e liga metálica, houve diferença estatisticamente significativa (Tabela 6, pág. 76). Quando se analisou o ambiente de sinterização, o vácuo propiciou maior RUMC do que o argônio (Tabela 7, pág. 76). Com relação às ligas metálicas (Tabela 8, pág. 77) a liga de Co-Cr, Remanium (38,97 MPa) apresentou diferença em relação à liga SR (44,08 MPa). Entre as demais ligas não houve diferença estatisticamente significativa.

Na análise das interações (Tabela 9, pág. 77), quando se comparam os resultados da sinterização a vácuo com os da sinterização em argônio, para as ligas Keragen, SR e Verabond II, o vácuo propiciou maiores valores de RUMC do que o argônio. Para a liga Remanium, não houve diferença entre a sinterização em argônio e a sinterização a vácuo.

Quando se compara o comportamento das ligas em cada ambiente de sinterização separadamente, no argônio, onde os valores médios encontrados para a RUMC foram, Keragen (Co-Cr), $36,95 \pm 5,23$; Remanium (Co-Cr), $40,58 \pm 5,52$; SR (Ni-Cr), $39,36 \pm 5,89$; VeraBond II, $40,12 \pm 4,15$, não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas.

Entretanto, no vácuo a liga Remanium ($37,37 \pm 3,67$) apresentou menor valor de RUMC do que as demais ligas (Keragen $45,02 \pm 4,23$; VeraBond II $44,55 \pm 2,95$; SR $48,80 \pm 5,36$), que não apresentaram diferença entre si.

É importante ressaltar que todas as médias obtidas estiveram próximas às de outros estudos com metodologia semelhante, com o emprego do teste de flexão de três pontos para avaliação da RUMC, como os encontrados por Xiang, 2012; Vojdani, 2012; Lombardo, 2010.

Segundo a ISO 9693: 2012 a RUMC das restaurações odontológicas deve ser superior a 25 MPa. Assim, os resultados apresentados neste estudo indicam que todas as ligas avaliadas independente do ambiente de sinterização, vácuo ou argônio, estão aptas a serem utilizadas clinicamente.

Yilmaz & Dinçer (1999) consideraram valores de resistência adesiva entre a cerâmica e o metal como aceitáveis acima de 25N/mm^2 , usando um teste de flexão. White et al. (1996) também relataram como níveis aceitáveis, clinicamente, médias de resistência adesiva acima de 26MPa. Anusavice et al (1980) descreveram que o estresse mastigatório em incisivos centrais fica em torno de 6,5 a 17,5MPa e em dentes posteriores em torno de 30MPa. Com base nestes dados, podemos concluir que as restaurações metalocerâmicas confeccionadas nos metais estudados, em ambos os ambientes de sinterização, são totalmente viáveis, por situarem-se sempre acima dos valores clinicamente aceitáveis.

As ligas Keragen, SR e VeraBond II, se comportaram de maneira semelhante, apresentando maiores médias de RUMC nas amostras sinterizadas a vácuo com diferença estatisticamente significativa quando comparadas com as suas médias do ambiente de argônio. Esses resultados corroboram os achados de Wagner et al. (1993) que, com liga de Pd-Cu-Ga, verificaram, por meio de ensaios de cisalhamento por tração, que a atmosfera de argônio reduziu a RUMC de 69 a 88% dos espécimes comparativamente aqueles sinterizados em atmosfera normal. Leone e Fairhurst, em 1967, constataram, em estudo com ligas de ouro,

que a sinterização em argônio também promoveu obtenção de menor união metalocerâmica, o que ressalta a importância da presença do oxigênio e, consequentemente, da camada de oxidação, em casos de ligas áuricas. Além de Rocha (2012) que concluiu que a sinterização a vácuo propiciou obtenção de maiores valores de RUMC (76,58 MPa) que a sinterização em argônio (51,31 MPa), utilizando ensaio de cisalhamento, quando avaliou ligas de Ni-Cr, Co-Cr e titânio cp.

Possivelmente a sinterização a vácuo tenha promovido melhores resultados, nesses grupos, devido ao fato de que o vácuo permite, mesmo em pequena quantidade, a presença do oxigênio, elemento importante para promover oxidação da superfície metálica e, consequentemente, embricamento mecânico, rugosidade de superfície e, portanto, melhora na união metalocerâmica (Borom e Pask, 1966; Bowers et al., 1985; Sakaguchi e Powers, 2012; Anusavice et al., 2013).

Em relação à liga Remanium, não houve diferença em relação à sinterização a vácuo e em argônio. Deste modo, fica claro que a sinterização em argônio, no caso das ligas estudadas, não promoveu obtenção de maiores valores de RUMC. Atsü e Berksun, em 2000, relataram que a cerâmica poderia liberar oxigênio devido à sua matriz de vidro à base de sílica (SiO_2) e, assim, contribuir para a formação de uma camada de oxidação.

A literatura relata ainda que, o tipo de fratura é tão importante quanto os valores de RUMC obtidos por diferentes ensaios, o que demonstra claramente a união entre o metal e a cerâmica (Sced & Mclean, 1972; McLean, 1974; Mackert et al., 1986).

Com a realização da MEV nas áreas fraturadas, no modo de escaneamento por elétrons secundários, observou-se a topografia de superfície da fratura. Os dados previamente observados em microscópio óptico foram comprovados, ou seja, a maioria das falhas encontradas foi do tipo mista, porém, com características e predominâncias diferentes para cada tipo de liga estudada, Ni-Cr ou Co-Cr, independente do ambiente de sinterização.

Na liga experimental de Ni-Cr, SR, notou-se grande retenção de cerâmica pelo metal, sendo que pequenas ou menores áreas deste foram expostas; a maioria das amostras apresentou fraturas na cerâmica opaca, próximo à interface adesiva. Nos fragmentos de cerâmica correspondentes, não se evidencia o destacamento da camada de óxido do metal. Hammad & Talic (1995) relataram que falhas coesivas dentro da cerâmica são uma indicação para adesão clinicamente aceitável da interface. Isto demonstra adesão satisfatória, que pode exceder a resistência coesiva da cerâmica. Para Xiang et al, 2012, a força de ligação interfacial entre o metal e cerâmica é esperada para ser mais forte do que a força de coesão no interior da camada de porcelana.

Na Liga VeraBond II, pode-se observar que houve predomínio de falhas adesiva, com remanescentes cerâmicos aderidos ao metal.

Nas ligas de Co-Cr, Remanium e Keragen, foram verificadas falhas mistas, porém com o componente adesivo evidente. Pequenos remanescentes cerâmicos permaneceram no metal, sendo que a grande parte, ou quase a totalidade da superfície de fratura das amostras apresentava a exposição da liga, como os achados de Sced & McLean, (1972) que nas amostras de níquel-cromo e o cobalto-cromo as falhas ocorreram predominantemente pelo destacamento da porcelana da superfície metálica. Com a liga de Co-Cr, na MEV, pode-se observar com todos os aumentos que a sinterização ao vácuo promoveu aspecto topográfico bastante semelhante à sinterização em argônio, ou seja, as condições de sinterização promoveram rugosidade de superfície bastante similar.

A microanálise por energia dispersiva, EDS, (“energy-dispersive spectroscopy” ou espectroscopia de energia dispersiva) é um dos mais importantes instrumentos para a análise química de materiais orgânicos e inorgânicos, utilizada desde a década de 1960 para avaliação da superfície da interface metal-cerâmica (Papazoglou e Brantley, 1998).

Por meio da identificação dos raios-X emitidos pela amostra, quando da interação com o feixe eletrônico, é possível determinar a composição de regiões com até 1 μm de diâmetro, além de ser possível obter o mapa composicional da região em observação, permitindo que se correlacione a metalografia óptica ou eletrônica com informações microcomposicional detalhada.

O EDS foi realizado nos corpos cerâmicos, na face voltada ao metal, ou seja, na face que seria da união metalocerâmica, a análise foi realizada em três pontos de uma espécime de cada grupo.

Nos grupos das ligas de Co-Cr, independente do ambiente de sinterização, foi observada a presença de íons Cr em grandes quantidades, compatível com as imagens encontradas na microscopia óptica, quando observou-se coloração escura, metálica, evidenciando-se o destacamento da camada de óxidos caracterizando fratura adesiva. Segundo Ting e colaboradores, em 2004, o alto índice de íons Co e Cr no fragmento de porcelana é indicativo de uma fratura tipicamente adesiva

Nos grupos confeccionados com as ligas SR e Verabond II, também independente do ambiente de sinterização, não foi observado presença de íons Cr e Co, mas sim, maior presença de Si, estando de acordo com os achados da microscopia óptica onde se observou ausência de material acinzentado na face da cerâmica.

Para Wight et al., (1977) a adesão completa entre a cerâmica e o metal é verificada quando a fratura ocorre na porcelana, e não na interface. Para Olivieri (2003), as áreas de falha coesiva da porcelana podem ser resultantes de vários fatores. Elas indicam que a resistência da adesão metal-cerâmica excedeu a resistência da porcelana propriamente dita, resultando em falhas predominantemente coesivas. As falhas combinadas poderiam indicar a presença de concentração de estresse residual na porcelana, nas áreas de falha coesiva. Qualquer estresse de tensão residual dentro da porcelana diminuiria a carga externa necessária

para causar a fratura. A falha pode ser originada de áreas de alto estresse, dentro da porcelana, ou originada na interface metal-porcelana, e progredir por meio das áreas de alto estresse de porcelana, devido à maior possibilidade de ocorrer fraturas.

De acordo com Ringle et al., 1979; Mackert et al., 1988; Papazoglou e Brantley, 1998, o tipo mais comum de falha encontrado é o do tipo mista (coesivo + adesivo), concordando com os achados deste estudo.

Dentro das limitações, foi difícil comparar os resultados deste experimento com aqueles obtidos por outros autores, que também avaliaram o efeito do ambiente de sinterização da cerâmica na união metalocerâmica, uma vez que utilizaram ensaios e combinações de materiais diferentes.

Desta forma, observam-se valores compatíveis de resistência adesiva da união metalocerâmica, sinterizadas a vácuo e em argônio com valores considerados clinicamente aceitáveis, mas, como não houve melhorias na RUMC dos grupos sinterizados em ambiente de argônio, tal processamento não é vantajoso devido ao alto custo do gás. Ao mesmo tempo, este estudo mostra a real possibilidade de aplicação clínica das ligas de Co-Cr e da liga experimental SR. Este fato é de relevante importância, pois alternativas clínicas viáveis devem ser buscadas, de forma a proporcionar soluções seguras e de custo-benefício adequado ao nosso paciente.

Percebe-se que mais pesquisas, principalmente relacionadas às ligas de Co-Cr são necessárias, visando minimizar o efeito prejudicial da presença de uma camada de oxidação espessa o que acaba prejudicando a união metalocerâmica, diminuindo as falhas adesivas como encontradas nesse trabalho. Além de estudos que possam esclarecer a relação entre os elementos químicos presentes na superfície e na linha de adesão com o tipo de fratura e, consequentemente, melhorar a resistência de união metalocerâmica.

7. Conclusão

A partir da metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- A liga Remanium apresentou menor valor de RUMC que as demais ligas.
- A sinterização em vácuo propiciou obtenção de maiores valores de RUMC para as ligas Keragen, Verabond II e Experimental SR.
- Para a liga Remanium, não houve diferença entre a sinterização a vácuo e a sinterização em argônio.
- de acordo com as análises em microscopia, as falhas foram predominantemente mistas (coesivas/adesivas).

8. Referências Bibliográficas

Referencias Bibliográficas¹

- 1 Akova T, Ucara Y, Tukayb A, Balkayac MC, Brantleyd, WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater.* 2008; 24(10):1400-4
- 2 Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(1):8-12.
- 3 Alves LMN, Pagnano VO, Bezzon OL, Pardini LC. Ensaio de flexão de 3 pontos para avaliação da resistência de união metalocerâmica: análise radiográfica. *Braz Oral Res* 2014;28(Supl. 1):463. Abstract PNF 184.
- 4 Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res.* 1980; 59(3):608-13.
- 5 Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. II. Nonprecious alloys. *J Dent Res.* 1977; 56(9):1053-61.
- 6 Anusavice KJ, Ringle RD, Fairhurst CW. Bonding mechanism evidence in a ceramic: nonprecious alloy system. *J Biomed Mater Res.* 1977; 11(5):701-9
- 7 Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips Materiais Dentários*. 12ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013. 592 p.
- 8 Asakura M, Kominami Y, Hayashi T, Tsuruta S, Kawai T. The effect of zinc levels in a gold-based alloy on porcelain-metal bonding. *Dent Mater.* 2012; 28(5):e35-41. doi: 10.1016/j.dental.2012.02.003.
- 9 Atsü S, Berksun S.. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two atmospheres. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(5):567-74.
- 10 Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(1):21-5.
- 11 Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North Am.* 1985; 29(4):779-87.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

- 12 Baran GR. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(5):639-50.
- 13 Bertolotti RL. Rational selection of casting alloys. In: Preston JD. *Perspectives in dental ceramics.* Chicago: Quintessence, 1988. 1985p.
- 14 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.
- 15 Bezzon OL. Allergic sensitivity to several base metals: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(3):243-4.
- 16 Blanco-Dalmau L, Carrasquillo-Alberty H, Silva-Parra J. A study of nickel allergy. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(1):116-9.
- 17 Borom MP, Pask JA. Role of adherence oxides in the development of chemical bonding at glass-metal interfaces. *J Am Ceram Soc.* 1966;49(1):1- 6.
- 18 Bottino MA, Gonçalves AR, Silva Neto DR. Materiais e técnicas de fundição em odontologia. In: Moraes JÁ. *Atualização em prótese dentária. Procedimentos clínico e laboratorial.* São Paulo: Santos; 2002. p.27-54.
- 19 Bowers JE, Vermilyea SG, Griswold WH. Effect of metal conditioners on porcelain-alloy bond strength. *J Prosthet Dent.* 1985; 54(2):201-3.
- 20 Brantley WA, Laub LW. Adesão liga-porcelana. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto, J. *Prótese Fixa Contemporânea.* 3ª ed. São Paulo: Santos, 2005. p. 617.
- 21 Bridger DV, Nicholls JJ. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent.* 1981; 45(5):507-14.
- 22 Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(4):476-9.
- 23 Carpenter MA, Goodkind RJ. Effect of varying surface texture on bond strength of one semiprecious and one nonprecious ceramo-alloy. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(1):86-95.

- 24 Carter JM, Al-Mudafar J, Sorensen SE. Adherence of nickel-chromium alloy and porcelain. *J Prosthet Dent.* 1979; 41(2):167-72.
- 25 Chong MP, Beech DR.. A simple shear test to evaluate the bond strength of ceramic fused to metal. *Aust Dent J.* 1980; 25(6):357-61.
- 26 Daftary F, Donovan T. Effect of electrodeposition of gold on porcelain-to-metal bond strength. *J Prosthet Dent.* 1987; 57(1):41-6.
- 27 Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. *J Prosthet Dent.* 1986; 56(5):535-9.
- 28 de Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(1):64-9.
- 29 de Vasconcellos LG, Buso L, Lombardo GH, Souza RO, Nogueira L Jr, Bottino MA, Ozcan M. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. *J Prosthodont.* 2010; 19(6):471-7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00600.x.
- 30 Değer S, Caniklioglu MB. Effects of thin plating on base metal alloy-ceramic bond strength. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(2):165-72.
- 31 Dekon SFC, Vieira LF, Bonfante, G. Avaliação da resistência de união metalocerâmica em função de diferentes tempos de oxidação prévia. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1999;13(1):57-60.
- 32 Dent RJ, Preston JD, Moffa JP, Caputo A. Effect of oxidation on ceramometal bond strength. *J Prosthet Dent.* 1982;47(1):59-62.
- 33 do Nascimento C, Miani PK, Bezzon OL, Gonçalves M, de Albuquerque Junior RF. Shear bond strength between Ni-Cr alloy bonded to a ceramic substrate. *Gerodontology.* 2012;29(2):e909-13. doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00585.x.
- 34 Drummond JL, Randolph RG, Jekkals VJ, Lenke JW. Shear test of the porcelain metal bond. *J Dent Res.* 1984;63(12):1400-1.

- 36 Dudek RP. Nonprecious alloys: an update. In: Preston JD. Perspectives in dental ceramics. Chicago: Quintessence, 1988. 1985p.
- 37 Eliasson A, Arnelund CF, Johansson A. A clinical evaluation of cobalt-chromium metal-ceramic fixed partial dentures and crowns: A three-to seven year retrospective study. J Prosthet Dent. 2007 ;98(1):6-16.
- 38 Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Twiggs SW. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. J Biomed Mater Res. 1980;14(4):435-46.
- 39 Fernandes AJ. Evaluation of the resistances to porcelain shear forces applied on nickel-chromium and cobalt-chromium league. RGO. 2006;54(4):345-350.
- 40 Fernandes BL. Estudo da adesão liga (Ni-Cr) - porcelana em Prótese Dentária [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 1992.
- 41 Fernandes Neto AJ, Panzeri H, Neves FD, Prado RA, Mendonça G. Bond Strength of three dental porcelains to Ni- Cr and Co-Cr-Ti alloys. Braz Dent J. 2006;17(1):24-8.
- 42 Ferrari M, Cagidiaco MC, Borracchini A, Bertelli E.. Evaluation of a chemical etching solution for nickel-chromium-beryllium and chromium-cobalt alloys. J Prosthet Dent. 1989;62(5):516-21.
- 43 Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal–ceramic bond strength. J Dent. 2009;37(7):549-53. doi: 10.1016/j.jdent.2009.03.014.
- 44 Fitchie JG1, Zardiackas LD, Givan DA, Anderson L, Caughman WF. Tensile fatigue of two composite cements bonding three base metal alloys to bovine enamel. Dent Mater. 1993;9(1):28-32
- 45 Gavelis JR, Lim SB, Guckes AD, Morency JD, Sozio RB. A comparison of the bond strength of two ceramometal systems. J Prosthet Dent. 1982;48(4):424-8.
- 46 Graham JD, Johnson A, Wildgoose DG, Shareef MY, Cannavina G. The effect of surface treatments on the bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface. Int J Prosthodont. 1999;12(4):330-4.

- 47 Grimaudo NJ. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. *Gen Dent.* 2001;49(5):498-503; quiz 504-5.
- 48 Hammad IA, Goodkind RJ, Gerberich WW. A shear test for the bond strength of ceramometals. *J Prosthet Dent.* 1987;58(4):431-7.
- 49 Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1996;75(6):602-8.
- 50 Hammad IA, Talic YF. Metal-ceramic bond strength test designs "critique evaluation". *Egypt Dent J.* 1995;41(3):1341-6.
- 51 Hegedus C, Daróczy L, Kökényesi V, Beke DL. Comparative microstructure study of the diffusion zone between Ni-Cr alloy and different dental ceramics. *J Dent Res.* 2002;81(5):334-7.
- 52 Hofstede TM, Ercoli C, Graser GN, Tallents RH, Moss ME, Zero DT. Influence of metal finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal interface. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):309-17.
- 53 Ibrahim RM. Scanning and electron microprobe analysis of metalporcelain interface. *Egypt Dent J.* 1995;41(4):1469-78.
- 54 Imirzalioglu P, Alaaddinoglu E, Yilmaz Z, Oduncuoglu B, Yilmaz B, Rosenstiel S. Influence of recasting different types of dental alloys on gingival fibroblast cytotoxicity. *J Prosthet Dent.* 2012;107(1):24-33. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60013-4.
- 55 Inoue K, Murakami T, Terada Y. The bond strenght of porcelain to Ni-Cr alloy - the influence of tin or chromium plating. *Int J Prosthodont.* 1992;5(3):262-8.
- 56 International Standard. ISO 9693:2012. Dentistry - compatibility testing - Part 1: Meta-ceramic systems. 2012. 6 pages.
- 57 Johnson LN. Ligas de metais básicos. In: O'Brien WJ, Hyge G. *Materiais Dentários.* Trad. Dioracy F. Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. 242 p.
- 58 Joias RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, Kimpara ET. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):54-9. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60009-8.

- 59 Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1983;49(3):363-70.
- 60 Knap FJ, Ryge G. Study of bond strength of dental porcelain fused to metal. *J Dent Res.* 1966 Jul-Aug;45(4):1047-51.
- 61 Külünk T, Kurt M, Ural C, Külünk S, Baba, S. Effect of different air-abrasion particles on metal ceramic bond strength. *J Dent Sci.* 2011;6(3):140-146.
- 62 Lacy AM. The Chemical nature of dental porcelain. *Dent Clin North Am.* 1977;21(4):661-7.
- 63 Landesman HM, de Gennaro GG, Martinoff JT. An 18-month clinical evaluation of semiprecious and nonprecious alloy restorations. *J Prosthet Dent.* 1981;46(2):161-6.
- 64 Leone EF, Fairhurst CW. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. *J Prosthet Dent.* 1967;18(2):155-9.
- 66 Liu Y, Wang Z, Gao B, Zhao X, Lin X, Wu J. Evaluation of mechanical properties and porcelain bonded strength of nickel-chromium dental alloy fabricated by laser rapid forming. *Lasers Med Sci.* 2010;25(6):799-804. doi: 10.1007/s10103-009-0690-3.
- 67 Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida SM, Kojima AN, Mesquita AM, Buso L. Influence of Surface Treatment on the Shear Bond Strength of Ceramics Fused to Cobalt-Chromium. *J Prosthodont.* 2010;19(2):103-11. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00546.x.
- 68 Mackert Jr JR, Parry EE, Fairhurst CW. Oxide morphology and adherence on dental alloys designed for porcelain bonding. *Oxidation of Metals.* 1986;25(5-6):319-333.
- 69 Mackert JR Jr, Ringle RD, Parry EE, Evans AL, Fairhurst CW. The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. *J Dent Res.* 1988;67(2):474-8.
- 70 Madani AS, Rokni SR, Mohammadi A, Bahrami M. The effect of recasting on bond strength between porcelain and base-metal alloys. *J Prosthodont.* 2011;20(3):190-4. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00694.x.
- 71 Malhotra ML, Maickel LB. Shear bond strength in porcelain metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1980;43(4):397-400.

- 72 Malhotra ML, Maickel LB. Shear bond strength of porcelain fused- to-alloys of varying noble metal contents. *J Prosthet Dent*. 1980;44(4):405-12.
- 73 McLean JW, Sced IR. Bonding of dental porcelain to metals: II. The base metal alloy/porcelain bond. *Brit Ceram Trans J*. 1973;72:235-38.
- 74 McLean JW. Reader's round table. *J Prosthet Dent*. 1974;31(6):691-4.
- 75 Mirković N. Mechanical properties of metal-ceramic systems from nickelchromium and cobalt-chromium alloys. *Vojnosanit Pregl*. 2007;64(4):241-5.
- 76 Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J Prosthet Dent*. 1973;30:424-31.
- 78 Morris HF. Veterans administration cooperative studies project no. 147. Part IV: Biocompatibility of base metal. *J Prosthet Dent*. 1987;58(1):1-5.
- 79 O'Connor RP, Mackert JR Jr, Myers ML, Parry EE. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1996;75(4):367-74.
- 80 Oliveira de Vasconcellos LG, Silva LH, Reis de Vasconcellos LM, Balducci I, Takahashi FE, Bottino MA. Effect of Airborne-Particle Abrasion and Mechano-Thermal Cycling on the Flexural Strength of Glass Ceramic Fused to Gold or Cobalt-Chromium Alloy. *J Prosthodont*. 2011;20(7):553-60. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00761.x.
- 81 Ozcan MJ. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Oral Rehabil*. 2003;30(3):265-9.
- 82 Pagnano VO, Esquivel Mde C, Leal MB, Felipucci DN, Bezzon OL. Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *Braz Dent J*. 2009;20(2):138-42.
- 83 Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: a critique of metal-ceramic bond testing. *Dent Mater*. 1998;14(2):112-9.
- 84 Phillips RW. Ligas de metais básicos para prótese parcial removível. In: *Materiais dentários de Skinner*. 8 ed. Trad. Dioracy F. Vieira. Rio de Janeiro, Guanabara, 1986. p.401.

- 85 Pretti M, Hilgert E, Bottino MA, Avelar RP. Evaluation of the shear bond strength of the union between two Co-Cr alloys and a dental ceramic. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4):280-4.
- 86 Quinones EE, Vermilyea SG, Griswold WH. Apparent bond strength of nonnoble alloy-porcelain combinations. *J Prosthet Dent.* 1985;54(3):359-61.
- 87 Rathi S, Parkash H, Chittaranjan B, Bhargava A. Oxidation heat treatment affecting metal-ceramic bonding. *Indian J Dent Res* 2011;22:877-8.
- 88 Reddy NR, Abraham AP, Murugesan K, Matsa V. An invitro analysis of elemental release and cytotoxicity of recast nickel-chromium dental casting alloys. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11(2):106-12. doi: 10.1007/s13191-011-0075-8.
- 89 Ringle RD, Fairhurst CW, Anusavice KJ. Microstructures in non-precious alloys near the porcelain-metal interaction zone. *J Dent Res.* 1979;58(10):1987-93.
- 90 Roach M. Base metals alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):603-27.
- 91 Rocha MT. Efeito do ambiente de sinterização na resistência de união de cerâmicas a ligas de cobalto-cromo, níquel-cromo e titânio comercialmente puro [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2012.
- 92 Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic to cast and machined commercially pure titanium. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):10-7.
- 93 Sakaguchi, RL; Powers, JM. Craig. *Materiais Dentários Restauradores*. 13ª. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012. 416p.
- 94 Satoh Y, Miyata M, Ono F, Ujiie Y, Toyoma H, Ohki K, Satoh N, Kimura K, Shiina Y, Maeda K. Studies on the castability of Co-Cr alloy for cast plates. Part 2. Effect of form of sprue attachment to the wax pattern. *J Nihon Univ Sch Dent.* 1990;32(1):27-34.
- 95 Sced IR, McLean JW. The strength of metal-ceramic bonds with base metals containing chromium. A preliminary report. *Br Dent J.* 1972;132(6):232-4.

- 96 Schweitzer DM, Goldstein GR, Ricci JL, Silva NR, Hittelman EL. Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *J Prosthodont*. 2005;14(4):239-47.
- 97 Scolaro, JM. Estudo comparativo da resistência de união entre seis cerâmicas e quatro ligas metálicas utilizando testes de cisalhamento [tese]. Bauru:Faculdade de Odontologia de Bauru; 2003 [acesso 2014-10-25]. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25135/tde-26042005-092616/>.
- 98 Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):600-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.004.
- 99 Shell JS, Nielsen JP. Study of the between bond gold alloys and porcelain. *J Dent Res*. 1962;41:1424-37.
- 100 Shillingburg HTJr, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentos de Prótese Fixa. 3ª ed. Trad. Ivone Castilho Benedetti. São Paulo: Quintessence, 1998. Cap. 21, p. 299-314: Inclusão e Fundição.
- 101 Silva TBC. Fatores influentes na resistência da união metalocerâmica de ligas de Co-Cr, Ni-Cr e Ni-Cr-Be [tese]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2006.
- 102 Sipahi C, Ozcan M. Interfacial shear bond strength between different base metal alloys and five low fusing feldspathic ceramic systems. *Dent Mater J*. 2012;31(3):333-7.
- 103 Stannard JG, Marks L, Kanchanatawewat K. Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain fused-to-metal combinations *J Prosthet Dent*. 1990;63(6):627-9.
- 104 Stein RS, Kuwata M. A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. *Dent Clin North Am*. 1977;21(4):729-49.
- 105 Steiner PJ, Kelly JR, Giuseppetti AA. Compatibility of ceramicceramic systems for fixed prosthodontics. *Int J Prosthodont*. 1997;10(4):375-80.
- 106 Strandman E, Landt H. Oxidation resistance of dental chromium-cobalt alloys. *Quintessence Dent Technol*. 1982;6(1):67-74.

- 107 Tango RN, Jóias RM, Avelar RP, Saavedra GSF, Nishioka RS. Avaliação da resistência da união metal-cerâmica utilizando diferentes agentes de união. *Cienc Odontol Bras*. 2006 ;9(1):17-23
- 108 Ting S, Li KC, Waddell JN, Prior DJ, Jansen van Vuuren L, Swain MV. Influence of a tungsten metal conditioner on the adhesion and residual stress of porcelain bonded to cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):584-90. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.009.
- 109 Ucar Y, Aksahin Z, Kurtoglu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *J Prosthet Dent*. 2009;102(3):165-71. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60139-6.
- 110 Uusalo EK, Lassila VP, Yli-Urpo AU. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1987;57(1):26-9.
- 111 Venkatachalam B, Goldstein GR, Pines MS, Hittelman EL. Ceramic pressed to metal versus feldspathic porcelain fused to metal: a comparative study of bond strength. *Int J Prosthodont*. 2009 ;22(1):94-100.
- 112 Vojdani M, Shaghaghian S, Khaledi A, Adibi S. The effect of thermal and mechanical cycling on bond strength of a ceramic to nickel-chromium (Ni-Cr) and cobalt- chromium (Co-Cr) alloys. *Indian J Dent Res* 2012;23:509-513
- 113 Wagner WC, Asgar K, Bigelow WC, Flinn RA. Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. *J Biomed Mater Res*. 1993;27(4):531-7.
- 114 Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):499-512.
- 115 Weiss PA. New design parameters: utilizing the properties of nickelchromium superalloys. *Dent Clin North Am*. 1977;21(4):769-85.
- 116 Wight TA, Bauman JC, Pelleu GB Jr. Na evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to non precious alloy. *J Prosthet Dent*. 1977;37(5):570-7.
- 117 Wood MC, Thompson GA, Agar JR. A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain. *J Prosthet Dent*. 2007;97(3):141-9.
- 118 Wu Y, Moser JB, Jameson LM, Malone WF. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent*. 1991;66(4):439-

44.

- 119 Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent.* 2012;40(6):453-7. doi: 10.1016/j.jdent.2012.02.006.
- 120 Yilmaz H, Dinçer C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an Ni-Cr alloy to dental porcelain. *J Dent.* 1999;27(3):215-22.

8. Apêndice

APÊNDICE A - Ensaio de flexão da RUMC: resultados da carga de ruptura (kgf) e espessura de cada amostra.

Ligas	Ambiente de Sinterização			
	Vácuo (V)		Argônio (Ar)	
	Carga de Ruptura (kgf)	Espessura da barra metálica (d _m)	Carga de Ruptura (kgf)	Espessura da barra metálica (d _m)
Remanium (Co-Cr)	0,93	0,49	1,15	0,52
	0,80	0,49	0,79	0,45
	0,98	0,47	1,10	0,48
	1,00	0,51	0,94	0,48
	0,99	0,49	1,03	0,50
	0,98	0,52	0,81	0,45
	1,03	0,49	0,82	0,50
	1,14	0,50	1,21	0,48
	1,00	0,49	1,16	0,50
	0,86	0,48	1,19	0,48
Keragen (Co-Cr)	0,92	0,46	0,92	0,46
	1,01	0,47	0,69	0,47
	0,77	0,46	0,59	0,47
	0,88	0,45	0,80	0,45
	1,03	0,50	0,72	0,45
	1,07	0,46	0,74	0,45
	0,96	0,47	0,77	0,48
	0,88	0,47	0,81	0,45
	1,02	0,48	0,90	0,48
	1,10	0,48	0,65	0,45
VeraBond II (Ni-Cr)	0,83	0,52	1,11	0,50
	0,99	0,51	0,97	0,49
	1,08	0,51	0,93	0,46
	1,13	0,54	1,06	0,50
	0,88	0,48	0,95	0,46
	0,90	0,45	0,99	0,46
	0,88	0,49	1,04	0,50
	1,00	0,50	0,90	0,47
	1,09	0,51	0,75	0,45
	0,84	0,50	1,12	0,51
SR (Ni-Cr)	0,89	0,48	0,84	0,49
	0,96	0,48	0,91	0,52
	1,07	0,53	0,74	0,45
	0,98	0,50	0,72	0,45
	1,03	0,47	0,88	0,45
	0,90	0,48	0,84	0,55
	1,30	0,53	0,75	0,48
	0,74	0,47	0,83	0,51
	0,96	0,50	0,96	0,45
	0,99	0,50	0,64	0,51

APÊNDICE B - Teste de Normalidade

Tests of Normality							
	Grupos	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Resistência	Vacuo K	,169	10	,200 [*]	,982	10	,973
	Vacuo R	,139	10	,200 [*]	,987	10	,991
	Vacuo V	,174	10	,200 [*]	,975	10	,930
	Vacuo S	,190	10	,200 [*]	,934	10	,491
	Arg K	,155	10	,200 [*]	,978	10	,956
	Arg R	,181	10	,200 [*]	,954	10	,714
	Arg V	,176	10	,200 [*]	,960	10	,787
	Arg S	,194	10	,200 [*]	,947	10	,633

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

a. Lilliefors Significance Correction

APÊNDICE C – ANOVA

Tests of Between-Subjects Effects					
Dependent Variable: Resistência (variável dependente)					
Source	Type III Sum of Squares (Soma dos quadrados)	df	Mean Square (quadrados médios)	F (valor do teste de F)	Sig. (significância)
Corrected Model	1201,112 ^a	7	171,587	7,685	,000
Intercept	138414,018	1	138414,018	6199,506	,000
Sinterização	438,563	1	438,563	19,643	,000
Liga	279,774	3	93,258	4,177	,009
Sinterização * Liga	482,775	3	160,925	7,208	,000
Error	1607,517	72	22,327		
Total	141222,646	80			
Corrected Total	2808,628	79			

a. R Squared = ,428 (Adjusted R Squared = ,372)

APÊNDICE D - Teste de Bonferroni, fator de variação: ambiente de sinterização**Pairwise Comparisons**

Dependent Variable: Resistência

(I) Sinterização	(J) Sinterização	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
Argônio	Vácuo	-4,683 [*]	1,057	,000	-6,789	-2,577
Vácuo	Argônio	4,683 [*]	1,057	,000	2,577	6,789

Based on estimated marginal means

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

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

APÊNDICE E - Teste de Bonferroni, fator de variação: Ligas**Pairwise Comparisons**

Dependent Variable: Resistência

(I) Liga	(J) Liga	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
Keragen	Remanium	2,012	1,494	1,000	-2,042	6,066
	SR	-3,098	1,494	,250	-7,152	,955
	Verabond	-1,351	1,494	1,000	-5,405	2,703
Remanium	Keragen	-2,012	1,494	1,000	-6,066	2,042
	SR	-5,110 [*]	1,494	,006	-9,164	-1,057
	Verabond	-3,363	1,494	,165	-7,417	,691
SR	Keragen	3,098	1,494	,250	-,955	7,152
	Remanium	5,110 [*]	1,494	,006	1,057	9,164
	Verabond	1,747	1,494	1,000	-2,306	5,801
Verabond	Keragen	1,351	1,494	1,000	-2,703	5,405
	Remanium	3,363	1,494	,165	-,691	7,417
	SR	-1,747	1,494	1,000	-5,801	2,306

Based on estimated marginal means

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

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

APÊNDICE F - Teste de Bonferroni, Comparação entre grupos

Pairwise Comparisons

Dependent Variable: Resistência

Liga	(I) Sinterização	(J) Sinterização	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
						Lower Bound	Upper Bound
Keragen	Argônio	Vácuo	-8,070 [*]	2,113	,000	-12,282	-3,858
	Vácuo	Argônio	8,070 [*]	2,113	,000	3,858	12,282
Remanium	Argônio	Vácuo	3,214	2,113	,133	-,998	7,426
	Vácuo	Argônio	-3,214	2,113	,133	-7,426	,998
SR	Argônio	Vácuo	-9,443 [*]	2,113	,000	-13,655	-5,231
	Vácuo	Argônio	9,443 [*]	2,113	,000	5,231	13,655
Verabond	Argônio	Vácuo	-4,432 [*]	2,113	,039	-8,644	-,220
	Vácuo	Argônio	4,432 [*]	2,113	,039	,220	8,644

Based on estimated marginal means

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

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

APÊNDICE G - Teste de Bonferroni, Comparação entre grupos

Pairwise Comparisons

Dependent Variable: Resistência

Sinteriza ção	(I) Liga	(J) Liga	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
						Lower Bound	Upper Bound
Argônio	Keragen	Remanium	-3,630	2,113	,541	-9,363	2,103
		SR	-2,412	2,113	1,000	-8,145	3,321
		Verabond	-3,170	2,113	,828	-8,903	2,563
	Remanium	Keragen	3,630	2,113	,541	-2,103	9,363
		SR	1,218	2,113	1,000	-4,515	6,951
		Verabond	,460	2,113	1,000	-5,273	6,193
	SR	Keragen	2,412	2,113	1,000	-3,321	8,145
		Remanium	-1,218	2,113	1,000	-6,951	4,515
		Verabond	-,758	2,113	1,000	-6,491	4,975
	Verabond	Keragen	3,170	2,113	,828	-2,563	8,903
		Remanium	-,460	2,113	1,000	-6,193	5,273
		SR	,758	2,113	1,000	-4,975	6,491
Vácuo	Keragen	Remanium	7,654 [*]	2,113	,003	1,921	13,387
		SR	-3,785	2,113	,465	-9,518	1,948
		Verabond	,468	2,113	1,000	-5,265	6,201
	Remanium	Keragen	-7,654 [*]	2,113	,003	-13,387	-1,921
		SR	-11,439 [*]	2,113	,000	-17,172	-5,706
		Verabond	-7,186 [*]	2,113	,007	-12,919	-1,453
	SR	Keragen	3,785	2,113	,465	-1,948	9,518
		Remanium	11,439 [*]	2,113	,000	5,706	17,172
		Verabond	4,253	2,113	,287	-1,480	9,986

Verabond	Keragen	-,468	2,113	1,000	-6,201	5,265
	Remani um	7,186*	2,113	,007	1,453	12,919
	SR	-4,253	2,113	,287	-9,986	1,480

Based on estimated marginal means

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

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.