UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

MILENA TEIXEIRA DA ROCHA

**EFEITO DO AMBIENTE DE SINTERIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE
CERÂMICAS A LIGAS DE NÍQUEL-CROMO, COBALTO-CROMO E TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO**

Ribeirão Preto

- 2012 -

Milena Teixeira da Rocha

**EFEITO DO AMBIENTE DE SINTERIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE
CERÂMICAS A LIGAS DE NÍQUEL-CROMO, COBALTO-CROMO E TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO**

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Profa. Dra. Valeria O. Pagnano de Souza

Ribeirão Preto

- 2012 -

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP – Ribeirão Preto

Rocha, Milena Teixeira da

Efeito do ambiente de sinterização na resistência de união de cerâmicas a ligas de Níquel-Cromo, Cobalto-Cromo e Titânio comercialmente puro. Ribeirão Preto, 2012.

94 p. : il. ; 30 cm

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

Orientador: Pagnano, Valéria Oliveira.

1. Ligas alternativas. 2. Titânio comercialmente puro.
3. ambiente de sinterização.
4. Resistência de união metalocerâmica.
5. Microscopia eletrônica de varredura (MEV).

FOLHA DE APROVAÇÃO

Milena Teixeira da Rocha

EFEITO DO AMBIENTE DE SINTERIZAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE CERÂMICAS A LIGAS DE COBALTO-CROMO, NÍQUEL-CROMO E TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto, da
Universidade de São Paulo, para obtenção
do título de Mestre.

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: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus filhos **Gabriel e Guilherme** (que logo, logo estará entre nós),
fonte de amor inesgotável.

Ao meu marido **Valério**, pelo seu amor, companheirismo,
paciência e fé na minha competência. Amo você.

A minha mãe **Sonia**, por todo
amor, carinho e incentivo que sempre
me dedicou. Obrigada por acreditar em
mim e me apoiar na realização de mais
uma etapa da minha formação
profissional.

Ao meu irmão **Arnaldo**, pela força e apoio durante todo o meu
caminhar.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A Profa. Dra. Valeria Oliveira Pagnano de Souza, pela orientação objetiva e criteriosa deste trabalho, estando sempre solícita e presente. Agradeço pela confiança e paciência. Principalmente agradeço sua compreensão e amizade nos momentos difíceis, muito obrigada pelo carinho!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

À Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação, sempre solícita e atenciosa.

Aos demais Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: **Regina Maura Fernandes, Iara Augusta Orsi, Vinícius Pedrazzi, Mariane Gonçalves, Cláudia Helena Lovato da Silva, Helena de Freitas Oliveira Paranhos, Raphael de Freitas Souza, Heitor Panzeri, Osvaldo Zaniquelli, Renata Cristina Rodrigues Ferracioli, Camila Tirapelli, Maria de Fátima Jurca da Motta, Takami Hotta e José Paulo Ribas.**

À Profa. Dra. Alma Blásida C. E. Benitez Catirse, pelo acompanhamento deste trabalho por meio dos relatórios semestrais analisados e suas considerações. Agradeço também por sua amizade, carinho e alegria, sempre com palavras de conforto e estímulo, nos impulsionando a querer sempre melhorar e crescer profissionalmente.

Ao técnico **José de Godoi Filho**, pela inestimável ajuda na realização das fundições, tornando possível a realização deste trabalho e por sua amizade.

Ao técnico **Paulo Sérgio Ferreira**, pela inestimável ajuda e ensinamentos na aplicação da cerâmica.

Ao técnico **Luiz Sérgio Soares**, pela confecção das matrizes empregadas neste estudo.

Aos técnicos **Ricardo Antunes e Edson Volta**, pelo auxílio na execução dos ensaios de resistência de união metalocerâmica no Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais - LIPEM.

Às secretárias da Pós-Graduação **Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto**, sempre prestativas.

Às secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese **Regiane, Fernanda, Ana Paula**, pela gentileza.

Aos funcionários: **Fernando, Lício, Marcelo, Eduardo, Paulo César**, pela ajuda durante todo curso e amizade.

Aos meus colegas da Reabilitação Oral: **Juliana, Lourdes, Nathalia, Tatiana, Vanessa, Carla, Karina, Izabela, Danilo, Brahim, Camilo, Marcelo, Rafael, Ana Paula, Gabriela** pelo convívio e a amizade durante a pós-graduação.

Ao Diego Baptista de Oliveira, ex-aluno de iniciação científica que muito colaborou para a realização desta de pesquisa.

Aos demais alunos da graduação pelo respeito durante os estágios do Programa PAE.

A toda minha família, que sempre me apoiou e esteve do meu lado nos momentos difíceis, em especial minha avó, **Eunice**, que esteve sempre presente, sem sua ajuda a concretização deste trabalho não seria possível.

A todos que contribuíram para realização deste trabalho.

RESUMO

ROCHA, M. T. Efeito do ambiente de sinterização na resistência de união de cerâmicas a ligas de cobalto-cromo, níquel-cromo e titânio comercialmente puro. Ribeirão Preto, 2012. 94p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito do ambiente 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). A partir de uma matriz de teflon, foram obtidos 60 padrões de resina/cera em forma de cilindro, com 8 mm de comprimento e 5 mm de diâmetro. Os padrões foram incluídos e os anéis foram levados ao forno e submetidos a ciclos térmicos para a expansão do revestimento. Em seguida, os anéis para fundição em Ni-Cr e Co-Cr foram levados à máquina de fundição por indução eletrônica. Os anéis referentes ao titânio foram levados à máquina de fundição por arco voltaico. Após resfriamento dos anéis, as fundições foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (100 µm). Depois de recortados dos canais de alimentação, os cilindros metálicos foram preparados para aplicação da cerâmica. Em seguida, foi realizada a aplicação e sinterização da cerâmica à vácuo ou em argônio. Para as ligas alternativas, foi utilizada a cerâmica IPS Classic V e para o titânio, a Triceram. Na sequência, os cilindros compostos pelo metal e disco cerâmico (5 mm de diâmetro e 2 mm de espessura) (n=10) foram submetidos aos ensaios de RUMC por cisalhamento na máquina de ensaios universais com célula de carga de 500 Kg e velocidade do travessão móvel de 0,5 mm/min. Após os ensaios, foram realizadas análises das fraturas por meio de microscopia óptica (MO) (15X) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados de RUMC (MPa) obtidos foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$). Os resultados demonstraram que a sinterização à vácuo propiciou obtenção de maiores valores (MPa) de RUMC (76,58) que a sinterização em argônio (51,31). 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. 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. A sinterização em argônio influenciou negativamente a RUMC dos pares metalocerâmicos analisados.

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

ABSTRACT

ROCHA, M. T Effect of firing atmosphere on metal ceramic bond strength of nickel-chromium, cobalt-chromium and commercially pure titanium. Ribeirão Preto, 2012. 94p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of firing atmospheres: vacuum and argon on the bond strength of ceramic to Ni-Cr (Fit Cast SB), Co-Cr (Star Loy C) and commercially pure titanium (Tritan) alloys. 60 wax/acrylic resin cylinder patterns (8 mm high and 5 mm in diameter) were prepared on a plastic custom mold for metal-ceramic bond strength (MCBS) test. The patterns were invested in phosphated investment and manipulated on vacuum. The rings were placed in a furnace to burn out patterns and thermally expand the molds. Then, the rings of Ni-Cr and Co-Cr were placed in an electronic machine to cast. The rings related to titanium were positioned in the casting machine with a voltaic arc. After the rings have cooled, the castings were divested manually and abraded with aluminum oxide particles (100 μ m). Then, the cylinders were prepared for applying of the ceramic veneering disks. The ceramic was applied and fired in vacuum and argon atmospheres. IPS-Classic ceramic was used for alternative alloys and for titanium, Triceram ceramic. Then, the cylinders composed of metal and ceramic disk (5 mm diameter and 2 mm height) (n=10) were submitted to metal-ceramic bond strength (MCBS) shear tests on an universal testing machine with load cell of 500 Kg at a crosshead speed of 0.5 mm/min. After the tests, there were made fracture analysis by optic microscopy (OM) and scanning electron microscopy (SEM). The MCBS data (MPa) were statistically analyzed by the ANOVA and Tukey test ($\alpha=0.05$). The results indicated that the vacuum firing (76.58) promoted higher MCBS values than argon firing (51.31). Among the metals, Ni-Cr and Co-Cr alloys presented higher MCBS (71.32 e 71.28, respectively) than titanium (49.23); between two base alloys there was no statistical difference. There was no interaction between the evaluated factors. According to MO analysis, there was predominance of mixed fractures. According SEM, the Ni-Cr and titanium specimens submitted to vacuum presented higher surface roughness than the specimens submitted to argon. For Co-Cr, there was no difference of surface topography. The argon firing influenced negatively the MCBS of metal-ceramic evaluated pairs.

Keywords: alternative alloys, commercially pure titanium, firing atmosphere, metal-ceramic bond strength, scanning electron microscopy (SEM).

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
3 PROPOSIÇÃO	49
4 MATERIAL E MÉTODO	51
4.1 Delineamento experimental	52
4.2 Obtenção dos padrões de fundição para o ensaio de resistência de união metalocerâmica	52
4.3 Fundição	53
4.4 Aplicação de cerâmica nos padrões fundidos para o ensaio de resistência de união metalocerâmica	55
4.5 Ensaio de resistência ao cisalhamento da união metalocerâmica (RUMC).....	58
4.6 Inspeção óptica dos espécimes após os ensaios de cisalhamento	60
4.7 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	60
5 RESULTADOS.....	61
5.1 Ensaio de resistência de união metalocerâmica	62
5.2 Inspeção óptica dos espécimes	67
5.3 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	69
6 DISCUSSÃO	75
7 CONCLUSÕES	82
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84

1 INTRODUÇÃO

Nas reabilitações orais, as restaurações metalocerâmicas são ainda amplamente utilizadas por apresentarem propriedades físicas, mecânicas e biológicas satisfatórias, além do custo viável à grande parte da população. Antigamente, as ligas áuricas eram muito utilizadas para a confecção dessas restaurações, em razão da excelência de um elenco de propriedades essenciais para o sucesso clínico (SHELL; NIELSEN, 1962; SCED; McLEAN, 1972; LANDESMAN; GENNARO; MARTINOFF, 1981; SCOLARO, 2003;), entretanto devido ao alto custo, foram substituídas por ligas alternativas.

As ligas alternativas mais utilizadas na Odontologia são compostas principalmente por níquel, cromo e cobalto, e ligas semi-nobres, que incluem as de prata-paládio e todas que contêm mais de 10% e menos de 75% de ouro (SHILLINGBURG Jr. et al., 1998). Dentre estas, as ligas de Ni-Cr e Co-Cr são as que menos inconvenientes clínicos proporcionam, em função de sua alta resistência à corrosão no meio bucal, além de outras propriedades físicas e mecânicas que tornam essas ligas mais adequadas que as ligas áuricas para serem utilizadas como materiais estruturais (BARAN, 1983; ANUSAVICE, 2005; LIU et al., 2010; SIPAHI e ÖZCAN, 2012).

As ligas utilizadas para confecção de coroas metalocerâmicas, na grande maioria, formulações à base de níquel-cromo, surgiram a partir de composições usadas inicialmente em próteses parciais removíveis. Suas propriedades físicas e mecânicas incluem excelente resistência em espaços protéticos longos ou em próteses adesivas e possuem dureza, resistência à flexão e módulo de elasticidade comparáveis ou ligeiramente superiores àqueles das ligas de ouro (ANUSAVICE, 2005; BAUER et al., 2012). Contudo, o níquel presente nessas ligas pode desencadear reações alérgicas, além de possuir certo potencial citotóxico, levando à necessidade de controle na sua manipulação (ROACH, 2007). Outros metais básicos, como o berílio, por exemplo, presentes em algumas formulações, também possuem potencial carcinogênico (BEZZON, 1993). Alguns autores salientaram que ligas de metais básicos quando usadas sobre implantes podem ainda desencadear mecanismos de corrosão por corrente galvânica (RECLARU; MEYER, 1994).

Em decorrência destes fatos, nos últimos anos houve tendência ao retorno do uso de ligas áuricas pelo fato dessas ligas alternativas não oferecerem a biossegurança adequada para seu uso clínico (BEZZON, 1993).

Recentemente, a possibilidade de recorrer ao titânio trabalhado por meio de fundição por cera perdida abriu a perspectiva de uso de material de alta biocompatibilidade, custo mais baixo relativo às das tradicionais ligas áuricas, baixa densidade, elevada resistência mecânica e satisfatória resistência à corrosão em temperatura ambiente (HARRIS; WICKENS, 1994; LEONG et al., 1994), apesar da necessidade de sofisticada tecnologia para sua correta fundição (ANDERSSON et al., 1989; BERGMAN et al., 1990; HARRIS; WICKENS, 1994; LEONG et al., 1994). Esse metal é utilizado na Odontologia desde o advento dos implantes osseointegrados, com a descoberta do fenômeno da osseointegração na década de cinquenta e tem recebido grande atenção de pesquisadores por causa das suas propriedades biológicas e mecânicas (TAIRA; MOSER; GREENER, 1989; BERGMAN et al., 1990; HRUSKA; BORELLI, 1991; LOW, BEST; MORI, 1994; KIKUCHI et al., 2001; STOLL et al., 2002; HAAG e NILNER, 2010).

Entretanto, a fundição do titânio apresenta algumas dificuldades, sobretudo devido ao alto ponto de fusão e elevada reatividade química em altas temperaturas que ocasiona a reação com alguns gases presentes na atmosfera como oxigênio, hidrogênio e nitrogênio (HRUSKA; BORELLI, 1991; SYVERUD; OKABE; HERO, 1995). Por isto, tornam-se necessárias algumas precauções, como a criação de uma atmosfera neutra ao redor do titânio, a fim de que sejam obtidas fundições precisas (HRUSKA; BORELLI, 1991). A exposição desse metal a temperaturas maiores do que 800°C provoca a absorção de oxigênio, formando uma camada superficial de óxidos fracamente aderida ao substrato metálico que interfere na união com a cerâmica (TOGAYA et al., 1983; ADACHI et al., 1990; DERAND; HERØ, 1992; SHILLINGBURG et al., 1998; TAIRA et al., 1998; KÖNÖNEN; KIVILAHTI, 2000). Desta forma, as cerâmicas convencionais, cuja temperatura de sinterização é superior a 900°C não são adequadas para o titânio (TOGAYA et al., 1983; PANG et al., 1995). Além disto, o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas convencionais, $14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, não é compatível com o baixo coeficiente de expansão térmica do titânio (YLMAZ; DINÇER, 1999), em torno de $9,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (TOGAYA et al., 1983; ANUSAVICE, 2005). Assim, as cerâmicas para titânio apresentam temperatura de queima inferior a 800°C e coeficiente de expansão térmica em torno de $8,4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (TOGAYA et al., 1983; AKAGI et al., 1992; BOTTINO; GONÇALVES; SILVA NETO, 2002; BONDIOLI e BOTTINO, 2004; PAPADOPOULOS e SPYROPOULOS, 2009).

As ligas de Co-Cr para restaurações metalocerâmicas também voltaram a ser estudadas, em virtude de não necessitarem de infra-estrutura sofisticada para a fundição como a do titânio, diminuindo assim o custo das restaurações protéticas (DE MELO, TRAVASSOS, NEISSER, 2005). Além disso, apresentam maior biocompatibilidade que as ligas de Ni-Cr, uma vez que não possuem o níquel, como elemento desencadeante de reações alérgicas e o berílio com potencial carcinogênico (TRIFUNOVIC; GLIGIC; TODOROVIC, 1991; ELIASSON; ARNELUND; JOHANSSON, 2007). As ligas de Co-Cr apresentam também as seguintes vantagens: alto módulo de elasticidade, alta resistência mecânica e baixa densidade, permitindo a confecção de estruturas bem mais leves e confortáveis (JOHNSON, 1981; MIRKOVIC, 2007; ELIASSON; ARNELUND; JOHANSSON, 2007; AKOVA ET AL., 2008; JOIAS ET AL., 2008; UCAR, AKSAHIN, KUTOGLU, 2009).

Mesmo com os avanços técnicos dos últimos anos, ainda persistem alguns problemas com relação à perfeita união entre metal e cerâmica na confecção de coroas metalocerâmicas (WATAHA e MESSER, 2004; BRANTLEY e LAUB, 2005; ANUSAVICE, 2012). Uma das possíveis causas é a formação de uma camada de óxido durante a cocção da cerâmica, devido à presença de oxigênio, que diminui a resistência da união (CRAIG e POWERS, 2004). Estudos apontam que a sinterização em atmosfera reduzida de argônio pode ser capaz de eliminar essa camada de oxidação (SADEQ et al., 2003). No entanto, os trabalhos são controversos em relação às consequências que o ambiente de sinterização da cerâmica pode ocasionar na união metalocêntrica, sendo apontados como benéficos em alguns estudos e em outros como maléficos (LEONE E FAIRHURST, 1967; WAGNER e ASGAR, 1993; ATSÜ E BERKSUN, 2000, SADEQ et al., 2003).

Como a literatura ainda é escassa em relação à influência desse ambiente de sinterização na união metalocerâmica, este trabalho teve como objetivo avaliar o efeito do vácuo e argônio na união da cerâmica às ligas alternativas de Ni-Cr, Co-Cr e titânio comercialmente puro. Além disso, foi realizada a análise das fraturas dos espécimes após os ensaios, por meio de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura (MEV).

2 REVISÃO DA LITERATURA

SHELL e NIELSEN (1962) propuseram um ensaio de cisalhamento por tração para avaliação da resistência de união metalocerâmica (RUMC) que consistia na aplicação de um anel cerâmico em torno de hastes metálicas. Ao estudarem a união entre ouro e cerâmicas odontológicas, verificaram que a adição de pequenas quantidades de elementos de metais básicos às ligas áuricas proporcionava aumento da RUMC, por causa da formação de seus óxidos. Entretanto, o aumento na rugosidade superficial não interferiu na RUMC de nenhuma das ligas testadas. Baseados nos seus resultados, os autores concluíram que as forças de *Van der Walls* representavam 1/3 da união, enquanto a interação química dos elementos por meio de ligações covalentes, iônicas e metálicas correspondia a 2/3 da união.

De acordo com KNAP; RYGE (1966), 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.

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

LEONE; FAIRHUST (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.

Em 1972, SCED; McLEAN, avaliaram a resistência de união da cerâmica Vita VMK 68 a uma liga áurica (Degudent Gold) e duas ligas alternativas de Ni-Cr (Wiron), Co-Cr (Wisil). De acordo com os resultados, a liga de ouro apresentou a maior RUMC. Salientaram que houve diminuição da resistência de união com a redução da camada de óxido. Observaram falhas coesivas na interface da cerâmica com a liga áurica. Nas ligas alternativas, verificaram a presença de falhas adesivas.

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. Os autores afirmaram que estas ligas poderiam ser utilizadas em substituição às ligas áuricas em Prótese Fixa.

McLEAN; 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.

McLEAN (1974) relatou que para que os óxidos contribuíssem com a união metalocerâmica deveriam ter coeficiente compatível com o da cerâmica e da liga, ter boa adesão à superfície da liga e reagir com a cerâmica sem alterar suas características principais, tais como: expansão térmica, resistência, cor e opacidade. Ressaltou que os óxidos de estanho e irídio, presentes nas ligas nobres, atendem a estes requisitos, mas o óxido de cromo, presente nas ligas não nobres, não atendem, ao contrário, a sua dissolução e a de óxido de níquel na porcelana gera tensões que podem provocar fratura prematura no recobrimento cerâmico.

MOFFA (1974) discordou da afirmação anterior e salientou que não somente os fatores químicos interferem na união metalocerâmica, mas também os termomecânicos, tais como: disposição de íons para formação de óxidos, topografia do metal e distribuição de tensões na interface metalocerâmica. Salientou que outros elementos metálicos, como berílio, titânio, alumínio e manganês têm potencial de oxidação superior ao do cromo e que deveriam ser considerados antes da avaliação da influência do óxido de cromo na união metalocerâmica.

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; RINGLE; FAIRHURST (1977) avaliaram a difusão dos elementos químicos por meio de espectrometria de energia dispersiva de Raios-X e correlacionaram esta difusão com as alterações morfológicas da interface metalocerâmica de ligas de Ni-Cr. O estudo demonstrou que a interação das ligas de Ni-Cr com a cerâmica produz uma grande variedade de produtos aderentes na zona de reação. A formação destes produtos depende da dinâmica de oxi-redução dos íons metálicos difundidos e subsequente união química com elementos cerâmicos. Segundo os autores, os óxidos de níquel, cromo e titânio desempenham papel importante na união metalocerâmica.

STEIN e KUWATA (1977) comentaram que os autores não são unânimes sobre a natureza exata da união metalocerâmica. Salientaram que existem 2 teorias

para explicar a união: 1. interação físico-química, ou seja, união ocorre entre os elementos da cerâmica e os 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; AL-MUDAFAR; SORENSEN realizaram um trabalho para avaliar o efeito da pré-oxidação e de agentes de união na resistência de união metalocerâmica de ligas de Ni-Cr. De acordo com os resultados, a camada de óxido favoreceu a adesão da cerâmica, o jateamento da superfície antes da aplicação da cerâmica melhorou a adesão e o agente de união promoveu adesão indiretamente, devido à formação adicional de óxidos durante sua aplicação. Os autores concluíram que o aumento da área superficial, pelo aumento da rugosidade, amplia a quantidade de óxidos produzidos, como também, aumenta a interligação mecânica.

CARPENTER e GOODKIND (1979) avaliaram o efeito da textura superficial de ligas semi-preciosas e não preciosas na resistência de união metalocerâmica. 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; DEHOFF; FAIRHURST (1980) realizaram, pelo método de elementos finitos, análises das tensões geradas nos ensaios para avaliação da RUMC. Os autores criticaram os testes de flexão de três pontos por propiciarem maiores cargas de tração comparada às cargas de cisalhamento na interface metalocerâmica e relataram que, em geral, os testes que avaliam a resistência de união metalocerâmica apresentam dois problemas graves: não existe carga de cisalhamento puro na interface metalocerâmica e há interrupções das tensões nos pontos de terminação da cerâmica.

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.

Também em 1980, PRESSWOOD et al. relataram que as ligas de Ni-Cr não são somente compatíveis com a porcelana, mas propiciam estruturas superiores às ligas áuricas.

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; GENNARO; MARTINOFF (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 prótese 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.

STRANDMAN e LANDT (1982) avaliaram a resistência à oxidação de uma liga metalocerâmica de Co-Cr (Wisil) e concluíram que, esta liga pode ser fundida em temperaturas superiores a 1000 °C, sem que ocorra diminuição das propriedades desejáveis. Verificaram que a camada de óxido formado na superfície da liga foi tão pequena que pôde ser removida facilmente e que o óxido penetra no interior da liga de forma contínua, sem que ocorra 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.

TOGAYA ET AL. (1983) investigaram a aplicação do titânio puro fundido por cera perdida para o sistema de restaurações metalocerâmicas. Observaram que o coeficiente de expansão térmica linear do titânio foi de $9,41 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ e relataram adequada união metalocerâmica com a redução do coeficiente expansão térmica da cerâmica, de $13,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para aproximadamente $8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, aproximando-se assim do metal. Por causa da elevada reatividade química do titânio em temperaturas superiores a 800°C, verificaram também que o uso de cerâmicas com baixa temperatura de fusão, em torno de 760°C, evitava as oxidações excessivas do metal, proporcionando assim maior RUMC em relação às cerâmicas convencionais, cuja sinterização ocorre a 900°C.

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.

Neste mesmo ano, BARAN ressaltou que a natureza da união metalocerâmica pode ser revelada pelo uso de técnicas avançadas de análise química para identificar 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; CARRASQUILLO-ALBERTY; SILVA-PARRA (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.

BOWERS; VERMILYEA; GRISWOLD (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 1 μm . 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.

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.

UUSALO; LASSILA; YLI-URPO (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 universais, 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.

MACKERT et al. (1988) desenvolveram uma técnica para medir a adesão de óxidos a metais com diferentes propriedades físicas e relacionar com a união metalocerâmica. De acordo com os resultados, houve forte correlação entre a presença de óxidos fortemente aderentes e a união metalocerâmica.

A dificuldade de fundição do titânio levou ANDERSSON et al. (1989) a desenvolverem um novo método de confecção de coroas em titânio que consiste no processo de torneamento por cópia para produzir a morfologia da superfície externa, e usinagem com descarga elétrica, baseada em decalques da matriz principal para reproduzir a superfície interna. Segundo os autores, com a combinação dessas técnicas, muitos erros associados ao enceramento, revestimento e procedimento de fundição seriam eliminados. Este método permitiu alta precisão na adaptação de coroas, devido à possibilidade de modificação do eletrodo em relação ao troquel de gesso.

TAIRA; MOSER; GREENER (1989) avaliaram a estrutura metalúrgica, propriedades mecânicas e a resistência à corrosão, *in vitro*, de fundições em titânio CP e com quatro ligas de titânio selecionadas pela diversidade das fases metalúrgicas. Para minimizar a reação do metal com o molde, previamente à inclusão em revestimento fosfatado com sílica, foi aplicada uma película de óxido de zircônio (ZrO_2) e outra composta de dióxido de titânio, formando uma camada de 1,0 mm de espessura. A fotomicrografia revelou grãos grandes em todas as estruturas fundidas e a resistência das ligas de titânio foi significativamente maior do que a do

metal puro. As medidas de microdureza, determinadas a partir da secção transversal, mostraram dureza crescente, do interior para a superfície, por causa do efeito da reação com o molde. Todas as ligas examinadas mostraram forte passividade ao teste de corrosão.

ADACHI et al. (1990) examinaram a RUMC, além da adesão de óxidos e o comportamento da oxidação do titânio CP e da liga de Ti-6Al-4V. Um teste de flexão foi empregado para avaliar a resistência de união dos metais a uma cerâmica de baixa fusão; secções transversais da interface metalocerâmica foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Corpos-de-prova foram submetidos à oxidação por meio da simulação dos ciclos de queima da cerâmica em 750°C e 1000°C. A análise de difração de Raios-X foi utilizada para identificação dos óxidos formados nas temperaturas testes. Para avaliação da adesão da camada de óxidos, foram empregados agentes de união de alta resistência e os espécimes submetidos a testes de tração. Os resultados deste trabalho mostraram que a camada de óxidos produzida a 1000°C foi de TiO_2 e apresentava espessura em torno de 1 μm , resultando em menor adesão dos óxidos ao substrato metálico em comparação ao grupo de 750°C (espessura de 32 nm). Embora este grupo tenha apresentado forte adesão da camada de óxidos ao substrato metálico, a RUMC foi insatisfatória porque, segundo os autores, o titânio CP e a liga testada continuam oxidando durante o ciclo de queima da cerâmica, tornando a camada de óxidos não aderente.

BERGMAN et al. (1990) avaliaram, durante dois anos, coroas em titânio produzidas pela técnica de eletroerosão. Neste estudo, foram cimentadas 205 coroas, compreendendo 90% com cobertura estética em Isosit e 10% com revestimento estético em Dentacolor, em 149 pacientes. Após o período de dois anos, foram avaliadas, por quatro examinadores diferentes, 167 coroas, utilizando um sistema de avaliação qualitativa (CDA - "Califórnia Dental Association"), sendo empregados também índices de sangramento e de integridade da margem. Segundo os resultados deste estudo, a integridade marginal foi considerada satisfatória para todas as coroas; os índices de sangramento e de integridade da margem mostraram, comparativamente, pequenas alterações entre os índices inicial e final.

Num trabalho de 1990, SATOH et al. salientaram a vantagem da utilização de máquina de fundição a vácuo, para criar uma 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 usadas que as de Ni-Cr para a fundição de bases de próteses totais.

HRUSKA e BORELLI, 1991, avaliaram os resultados de fundições de titânio CP, realizadas com um dispositivo que evitava a contaminação do molde. Segundo estes autores, a característica mais significativa do titânio é sua elevada reatividade química em altas temperaturas, que pode causar dificuldade durante sua fundição e soldagem, pois, quando em contato com elementos como nitrogênio, oxigênio, hidrogênio e carbono, em temperaturas acima de 750°C, o titânio pode tornar-se quebradiço e inutilizável. Este dispositivo consiste de um anel blindado com uma válvula na sua região posterior, para que seja ligado a uma máquina de vácuo, enquanto na outra extremidade se encontra o cone em forma de cadinho, selado com uma folha de titânio para ser desintegrada parcialmente no contato com o titânio fundido no momento da fundição. Com esta técnica, foram obtidas fundições de alta qualidade e pequena quantidade de porosidades superficiais e internas. Os resultados em relação à precisão foram comparáveis com achados de outros trabalhos que utilizaram ligas de Ni-Cr, compreendendo a média de 0,69% de contração, variando desde 0,01% (próximo da fundição perfeita) até 1,56%.

TRIFUNOVIC; GLIGIC; TODOROVIC (1991) avaliaram a resistência mecânica, módulo de elasticidade de quatro ligas de Co-Cr e analisaram a compatibilidade da cerâmica a essas ligas. De acordo com os autores, houve aumento do interesse dos profissionais pelas ligas de Co-Cr-Mo devido ao risco potencial das respostas alérgicas ao níquel e ao efeito tóxico do berílio. Foram encontrados altos valores de resistência mecânica e de módulo de elasticidade. No entanto, a formação de óxido não foi facilmente controlada e jateamento adicional foi necessário após a oxidação das ligas para minimizar a quantidade de óxido presente nas superfícies metálicas.

WU et al., 1991, avaliaram o efeito da pré-oxidação e agente de união na resistência de união metalocerâmica de ligas de metais básicos: Ni-Cr (NP2 e NP2 com berílio) e Co-Cr (Vicomp e Neobond II Special) em diferentes temperaturas, vácuo e atmosfera normal, além de investigarem a difusão de íons na zona de interação metal-cerâmica. A resistência de união metalocerâmica foi avaliada pelo teste de flexão de três pontos. Na sequência as amostras foram avaliadas em Microscópio Eletrônico de Varredura e foi realizada a análise por espectrometria de energia dispersiva de Raios-X. De acordo com os resultados obtidos, a pré-

oxidação, o vácuo e a temperatura não afetaram significativamente a RUMC, enquanto que o agente de união utilizado aumentou a RUMC das amostras avaliadas.

BESSING e BERGMAN (1992) avaliaram o efeito de três máquinas de fundição na fusibilidade do titânio CP. De acordo com este trabalho, os melhores resultados foram obtidos quando as fundições foram realizadas por vácuo/pressão em relação às aquelas obtidas por centrifugação.

DÉRAND e HERØ (1992) a partir do teste de flexão dos quatro pontos, avaliaram a resistência de união de duas cerâmicas ao titânio CP, fundido por cera perdida ou usinado, em função do jateamento com óxido de alumínio de granulação de 250 μm ou 50 μm . Os resultados indicaram que o jateamento com óxido de alumínio de granulação de 250 μm , que remove aproximadamente 100 μm de espessura da camada superficial, proporcionou maior RUMC do que 50 μm , cuja remoção da camada superficial é em torno de 10 μm . Não houve diferenças significantes entre as cerâmicas, assim como entre titânio fundido e usinado quando foi empregado o jateamento com óxido de alumínio de 250 μm . Após o teste de união, a cerâmica apresentou aspecto acinzentado na superfície, indicando formação de TiO_2 , que apresenta fraca adesão ao substrato metálico.

AKAGI et al. (1992) avaliaram propriedades mecânicas e RUMC de quatro ligas experimentais de titânio (10Ti-Ir: 10.06% Ti, 78.79% Ni, 9.02% Pd, 1.77% Sn; 10Ti: 9.91% Ti, 78.56% Ni, 9.07% Pd, 1.86% Sn, 0.65% Ir; 89Ti: 89.18% Ti, 8.75% Ni, 1.03% Pd, 0.28% Sn e 89Ti-Ir: 89.81% Ti, 8.15% Ni, 1.01% Pd, 0.18% Sn, 0.67% Ir) comparativamente ao titânio CP, a liga Ti6Al4V, uma liga nobre e uma liga de Ni-Cr. Dentre as ligas experimentais testadas, a liga 10Ti-Ir mostrou RUMC superior em relação às demais ligas avaliadas, por causa do seu coeficiente de expansão térmica em torno de $15,12 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$, que foi próximo ao da cerâmica testada ($15,9 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$). Por outro lado, destacaram que para o titânio CP e a liga Ti6Al4V, cerâmicas especiais deveriam ser desenvolvidas, com coeficientes de expansão térmica inferiores às das cerâmicas convencionais, desde que a diferença entre liga e cerâmica fosse de aproximadamente $1,0 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$.

BEZZON (1993) relatou caso clínico de paciente que apresentou forte reação alérgica às ligas de metais básicos (níquel-cromo, cobalto-cromo e cobre-alumínio) e foi reabilitado com próteses feitas com uma liga áurica, que representa uma opção nestes casos, apesar de terem sido encontrados alguns traços de impurezas de

metais básicos nas suas amostras. Porém, o autor ressaltou que as ligas de metais básicos proporcionam tratamentos de alta qualidade para um grande número de pacientes, assumindo um importante papel em países como Brasil, que possui limitações financeiras.

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 atacadas eletroliticamente. 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.

SYVERUD; WAARLI, HERØ (1993) estudaram o efeito da pressão de argônio, da presença dos canais de ventilação e da permeabilidade do revestimento no preenchimento adequado do molde e na porosidade de fundições obtidas em titânio. A inspeção de porosidades foi feita com a utilização de radiografias, a precisão das fundições foi avaliada por meio de inspeção visual e a permeabilidade dos revestimentos foi verificada por MEV. De acordo com suas observações, o revestimento a base de $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{MgO}_3$ foi mais permeável à passagem de uma quantidade padronizada de ar do que o de sílica aglutinado por fosfato. Todas as fundições com o revestimento a base de $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{MgO}_3$ saíram completas, independente do uso de canais de ventilação, contudo, para o revestimento convencional, um menor número de porosidades esteve presente quando foram empregados os canais de ventilação.

WAGNER e ASGAR (1993) investigaram neste estudo 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) a pré-oxidação da base metálica antes 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 em comparação grupo controle (sem tratamento de superfície e sinterização a vácuo), as o grupo com pré-oxidação por deposição de óxido de alumínio apresentou uma melhora na resistência de união de 46%, enquanto que o cobre, o manganês, óxido de estanho e precoatings exibiram efeitos

menores. Já a sinterização sob uma atmosfera reduzida de Argônio obteve uma resistência de união muito reduzida (88% menor do que grupo controle), indicando o papel da oxidação durante o ciclo de queima normal (à vácuo). Os autores também encontraram que a rugosidade superficial produziu a mais alta melhoria na resistência de união (486%).

GILBERT; COVEY; LAUTENSCHLAGER (1994) avaliaram o efeito de um agente de união na RUMC do titânio CP usinado, comparativamente a uma liga de paládio-cobre (Pd-Cu). A RUMC foi avaliada empregando dois tipos de teste: cisalhamento e flexão dos três pontos. De acordo com os resultados deste experimento, os autores concluíram que o uso de um agente de união aumenta a RUMC do titânio CP usinado.

HARRIS e WICKENS (1994) compararam a adaptação marginal de coroas de titânio obtidas pelo processo de usinagem e eletroerosão, com aquelas obtidas em liga áurica pela técnica convencional da cera perdida. De acordo com suas investigações, a espessura da película de cimento foi maior nos copings em titânio.

LEONG et al. (1994) compararam a adaptação marginal de coroas unitárias fundidas em titânio pela técnica da cera perdida, com coroas produzidas por processo de usinagem e eletroerosão, tendo como controle amostras obtidas em liga áurica. Dentro dos parâmetros do estudo, a média de valores de desajuste para as coroas fundidas em titânio (60 μm) e as fabricadas por usinagem e eletroerosão (54 μm) não diferiram estatisticamente, mas foram maiores do que o grupo controle (25 μm). Por outro lado, quando se utilizou o critério de limite máximo clínico aceitável de desajuste marginal (120 μm), que não considera a média, mas o maior valor absoluto, todos os três sistemas foram aceitáveis. Além disto, neste experimento, a aplicação de cerâmica sobre os *copings* não causou alteração significativa na adaptação.

Um modelo experimental foi proposto por LOW; BEST; MORI, 1994, para quantificar o sucesso de fundições em titânio CP e com uma liga de titânio. Este método consistiu na inclusão de padrões de cera em forma de lâminas, que apresentavam cem perfurações circulares e, a partir da contagem do número de círculos completos nas amostras fundidas, foi quantificado o percentual de sucesso da fundição. De acordo com este método, foram obtidas fundições completas (100%) com o titânio CP, porém, com a liga de 90Ti-6Al-4V o percentual foi de 54%.

RECLARU e MEYER (1994) analisaram a associação do titânio para implante com ligas odontológicas em uma célula galvânica. A saliva artificial foi o meio eletrolítico eleito para estes estudos. Várias associações de ligas com titânio foram realizadas e os parâmetros avaliados foram E_{commom} , $E_{\text{couple corr}}$, E_{crevice} , i_{corr} , $i_{\text{couple corr}}$ e a curva de Tafel. De acordo com os resultados obtidos, as correntes medidas foram de mesma magnitude e as ligas preciosas foram as mais resistentes à corrosão, seguidas pelas ligas de titânio.

PANG et al., 1995, avaliaram a RUMC do titânio CP, fundido por cera perdida ou usinado, em comparação a uma liga de Pd-Cu. Numa segunda parte do estudo, os autores avaliaram o efeito de múltiplas queimas da cerâmica na RUMC do titânio CP usinado. Após o teste de flexão dos três pontos, maiores valores de RUMC foram observados para liga de Pd-Cu em relação ao titânio CP e não houve diferença significativa entre o titânio CP fundido e usinado. Os resultados da segunda parte do experimento indicaram que não houve diferenças significantes na RUMC do titânio CP usinado para as diferentes programações de queima testadas para a cerâmica.

HAMMAD e TALIC, 1996, afirmaram que, embora as restaurações metalocerâmicas sejam bastante utilizadas, o mecanismo de união metal-cerâmica ainda permanece como assunto de discussão teórica. Os autores classificaram os testes para avaliação da união de acordo com a natureza das tensões criadas, tais como testes de: cisalhamento, tração, combinação de cisalhamento e tração, flexão e torção. Dentre estes, os mais utilizados são os de cisalhamento e os de flexão. Segundo os autores, o teste de flexão dos três pontos é padronizado pela ISO 9693, mas questionaram a validade dos diferentes testes de flexão para avaliação da RUMC de diversas ligas devido ao fato de que a trinca da cerâmica depende do módulo de elasticidade do metal testado. Assim, uma liga com elevado módulo de elasticidade resistiria à flexão criando forte união. Desta forma, nestas situações restariam dúvidas em relação ao que seria realmente testado: a união metalocerâmica ou o módulo de elasticidade do metal.

PRÖBSTER; MAIWALD; WEBER, 1996, avaliaram a resistência de união de três cerâmicas (Vita titankeramik, TiBond e Duceratin) ao titânio CP em três estágios: 1, após aplicação da cerâmica; 2, após termociclagem (3000 ciclos); 3, depois de armazenada durante noventa dias em solução corrosiva com pH de 3,2. Para o grupo controle foi utilizado um sistema Ni-Cr/cerâmica convencional. O teste

de flexão dos três pontos indicou que os maiores valores de RUMC foram obtidos para o grupo controle. A cerâmica Vita Titankeramik apresentou RUMC significativamente menor do que Tibond e Duceratin e a termociclagem teve efeito somente para o sistema titânio/Vita titankeramik, proporcionando redução da sua RUMC. O armazenamento em solução corrosiva não provocou diferenças significantes para nenhum dos sistemas avaliados.

STEINER; KELLY; GIUSEPPETTI, 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 de fundição, causando problemas na união com a cerâmica.

YLMAZ e DINÇER (1999), empregando o teste de flexão dos três pontos, avaliaram a RUMC do titânio CP e de uma liga de Ni-Cr. Um teste de tração foi utilizado para verificar a aderência do filme de óxidos aos metais. Além disto, os coeficientes de expansão térmica dos sistemas titânio CP-Vita titankeramik e Ni-Cr-VMK 68 cerâmica foram quantificados. Os resultados deste trabalho mostraram que a RUMC da liga de Ni-Cr (46,6 MPa) foi significativamente maior do que a do titânio CP (37,1 MPa). Entretanto, ambos os sistemas apresentaram valores superiores àquele recomendado pela ISO 9693 que é de 25 MPa. A inspeção das amostras fraturadas após o ensaio de flexão revelou que as fraturas ocorreram na interface para os dois grupos experimentais. Os testes de tração indicaram que os óxidos formados sobre as superfícies do titânio CP e da liga de Ni-Cr apresentaram valores de resistência à tração superiores ao do opaco da cerâmica, indicando boa adesão para os dois metais. Os testes de expansão térmica mostraram que o sistema Ni-Cr-

cerâmica apresentou compatibilidade térmica ideal, mas esta condição não foi observada para o sistema titânio-cerâmica.

ATSÜ E BERKSUN (2000) fizeram uma avaliação da resistência de união do titânio comercialmente puro (Ti cp) e uma liga de titânio (LT) com três porcelanas (Vita titankeramik, Tibond e Noritake Ti22), queimadas em atmosfera de argônio (Ar) e vácuo. Os resultados obtidos foram comparados com aqueles onde se utilizou uma liga de Ni-Cr e uma porcelana convencional (PC). Os resultados do grupo Ni-Cr/PC sob atmosfera de argônio (36,40 MPa) foram significativamente maiores que os resultados dos outros grupos ($P < 0,001$). Além disso, os resultados do grupo Ti cp sob atmosfera de argônio (31,83 MPa), foram significativamente maiores do que os dos outros grupos: Ti cp + vácuo (25,16 MPa), LT+vácuo (24,95 MPa) e LT+Ar (21,62 MPa), sendo estes semelhantes aos obtidos com o grupo Ni-Cr/PC sob vácuo (29,96 MPa). Os grupos LT apresentaram resultados abaixo do limite determinado para a resistência de união, de acordo com o teste de flexão dos três pontos utilizado na metodologia, que era de 25 MPa. Para os autores, os resultados não apresentaram diferenças significativas em relação ao tipo de atmosfera utilizada, nem quanto aos tipos de titânio (TCP ou LT). A camada de óxidos presente no titânio e suas ligas tem efeito potencialmente adverso na resistência de união. Os autores concluíram que o fator mais importante na união de um sistema metal/cerâmica quando se utiliza o titânio é a escolha certa da liga metálica e da cerâmica.

BEZZON et al., em 2001, avaliaram a fusibilidade, dureza e resistência de união metalocerâmica de ligas de Ni-Cr (Vera Bond II, Wiron 99 e uma liga experimental com nióbio e/ou molibdênio) e de uma liga experimental de Ni-Cr-Be. Para análise da RUMC utilizaram o ensaio de cisalhamento por tração. De acordo com os resultados, não houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas avaliadas, ou seja, o berílio não promoveu aumento da RUMC.

KIKUCHI et al., 2001, avaliaram o efeito da temperatura do molde na fusibilidade do titânio CP e na extensão da camada reacional sobre a superfície das fundições. Os autores verificaram também a dureza Vickers, a resistência à tensão e o percentual de alongamento das fundições. Padrões em forma de malha foram empregados para o ensaio de fusibilidade e investigação de porosidades. As fundições foram realizadas com os revestimentos Selevest, T-Invest CB e Titavest CB. O metal foi injetado nas temperaturas de 600°C, 200°C e em temperatura de -196°C, obtida a partir do resfriamento do molde em nitrogênio líquido. De acordo

com os resultados deste trabalho, a fusibilidade o titânio CP não foi afetada pela temperatura extremamente baixa do molde por causa da alta pressão da máquina de fundição utilizada. Com a redução da temperatura do molde, o alongamento aumentou, enquanto a dureza Vickers e a extensão da camada reacional diminuíram. Todavia, mesmo empregando moldes com temperaturas muito baixas a camada de α -case não foi completamente eliminada.

KÖNÖNEN e KIVILAHTI, 2001, destacaram que, embora muitos sistemas titânio-cerâmica tenham sido desenvolvidos para aplicação em prótese dental, pouco se sabe sobre as microestruturas e composições químicas destes materiais. Assim, os autores sugeriram maior compreensão das reações químicas entre cerâmica e titânio e apresentaram uma revisão de literatura discutindo diferentes aspectos envolvidos na união metalocerâmica. O trabalho destaca o titânio como metal e sua afinidade por elementos não metálicos, principalmente o oxigênio, como ocorre com os materiais de revestimentos, com consequente formação da camada de α -case na superfície do titânio fundido, além de reações com outros elementos, como as que acontecem com silício e alumínio presentes na cerâmica. Dentre as dificuldades envolvidas com a queima da cerâmica para titânio, a alta reatividade do metal em temperaturas elevadas foi ressaltada, com abordagem de diferentes mecanismos capazes de controlar a oxidação excessiva do titânio como a queima em atmosfera de argônio e o emprego de agentes modificadores de superfície.

BOTTINO; GONÇALVES; SILVA NETO (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.

HEGEDUS et al. (2002) avaliaram por meio de Microscopia Eletrônica de Transmissão (TEM) a interface de uma liga de Ni-Cr (Wiron 99) associada a três diferentes cerâmicas (Carat, Vita VMK 95 e Vision). Todos os grupos foram analisados em condições de queima da cerâmica normais, ou seja, recomendadas pelos fabricantes e em tempos maiores de queima. De acordo com os resultados, houve formação de camada nanocristalina de óxido de cromo, inclusões de óxidos de silício foram detectadas em estágio inicial do processo de queima em todos os

sistemas avaliados e com as cerâmicas Carat e Vision houve formação de óxidos de Ni-Cr-Ti.

STOLL et al., 2002, num estudo *in vivo*, verificaram a adaptação marginal de coroas parciais fundidas em titânio CP e em uma liga áurica. Para este experimento, dois grupos de 25 molares foram preparados e as coroas parciais cimentadas; na sessão seguinte, réplicas foram produzidas a partir da técnica da tomada de impressão e a margem analisada por MEV. De acordo com suas observações, melhores resultados foram obtidos com a liga áurica, que apresentou maior quantidade de margens com qualidade A ($< 50\mu\text{m}$), enquanto o titânio mostrou maior percentagem de qualidades marginais B ($50\text{-}100\ \mu\text{m}$) e C ($> 100\ \mu\text{m}$). As coroas fundidas em titânio CP não mostraram a qualidade marginal daquelas fundidas em ouro. Contudo, segundo os autores, a qualidade técnica da fundição de titânio não está longe de ser atingida, pois a partir destes resultados sua aplicação clínica é justificada.

SADEQ et al. (2003) empregaram um teste de flexão biaxial para avaliar a RUMC do titânio CP, fundido ou usinado, em função dos seguintes tratamentos: 1, aplicação de uma película fina de ouro sobre a superfície do titânio; 2, queima da cerâmica em atmosfera de argônio; 3, combinação dos tratamentos 1 e 2. Como grupo controle foi empregada uma liga de ouro-paládio-índio combinada com uma cerâmica convencional. Os resultados revelaram que a queima da cerâmica em atmosfera de argônio aumentou significativamente a RUMC tanto para o titânio fundido como para o usinado. A cobertura com ouro aumentou a RUMC apenas quando combinado à queima em atmosfera de argônio e o grupo controle apresentou os maiores valores de RUMC.

SCOLARO (2003) avaliou a resistência de união de ligas de ouro, paládio-prata, níquel-cromo e titânio, combinadas com seis cerâmicas: Vita VMK68, Vita U-900, Noritake Super Porcelain EX-3, Duceram, IPS d-SiIn e Vita Titankeramik, utilizando teste de cisalhamento. Os pares metalocerâmicos foram submetidos a MEV com análise em EDS para medição da camada de interface, caracterização dos elementos químicos na referida camada e definição do tipo de fratura. De acordo com os resultados, a liga de ouro apresentou os maiores valores de RUMC, seguida pela liga de níquel-cromo, paládio-prata e titânio. Os exames de microscopia eletrônica de varredura evidenciaram fraturas mistas e, por meio da análise de espectrometria de energia dispersiva de Raios-X (EDS), verificou-se que

nas combinações metalocerâmicas que apresentaram os melhores resultados, a quantidade de porcelana aderente após os testes era maior do que as que apresentaram os piores resultados. As combinações que continham interfaces mais espessas apresentaram menores valores de RUMC.

BONDIOLI e BOTTINO (2004), avaliaram a resistência ao cisalhamento da união entre duas cerâmicas (Triceram/Triline Ti e Vita Titankeramik) e o titânio CP injetado em três temperaturas diferentes do molde (400°C, 700°C ou 900°C). Depois de submetidos aos testes de RUMC, um espécime representativo de cada um dos grupos foi aleatoriamente selecionado para avaliação com MEV e EDS. Os resultados deste estudo mostraram que não houve diferença significativa entre as cerâmicas avaliadas. O efeito do aumento da temperatura do molde foi observado somente para a cerâmica Triceram/Triline, em que proporcionou redução da resistência de união metalocerâmica, com piores resultados para temperatura de 900°C em relação às demais temperaturas testadas. A análise de EDS indicou que o nível de oxigênio permaneceu estável na superfície do titânio CP com o aumento da temperatura do molde. A MEV demonstrou maior número de falhas coesivas para cerâmica Vita Titankeramik nas temperaturas de 700°C e 900°C, enquanto maior quantidade de falhas adesivas foi encontrada para a cerâmica Triceram/Triline a 430°C, ainda que o maior valor de resistência da união metalocerâmica tenha sido observado para este grupo.

CRAIG e POWERS, 2004, 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; 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 esiduais. 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. 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.

PRETTI et al., 2004, avaliaram a resistência de união entre duas ligas de Co-Cr (Wirobond C, Bego e Remanium 2000, Dentaaurum) e uma cerâmica dentária (Omega 900, Vita Zahnfabrik). Confeccionaram 22 cilindros metálicos com 4 mm de altura e 4 mm de diâmetro. A cerâmica foi aplicada com 4 mm de altura e 4 mm de diâmetro. Os espécimes foram submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento em máquina de ensaios universais com velocidade de 0,5 mm/min. De acordo com os resultados, não houve diferença entre os valores de RUMC das duas ligas avaliadas.

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 degaseificação. 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 acordo com a ISO 9693:1999/Amd.1:2005, 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.

Segundo ANUSAVICE, 2005, para o sucesso clínico das restaurações metalocerâmicas é importante o desenvolvimento de uma união duradoura entre metal e cerâmica. A união química, principal fator responsável pela adesão metalocerâmica, está na dependência da formação de óxidos aderentes na superfície das ligas metálicas. A adesão mecânica é especialmente importante para ligas de prata-paládio que não formam óxidos externos, mas se oxidam internamente. Outro fator importante para união metalocerâmica é o controle de tensões residuais que podem causar fraturas na cerâmica. Por isto, o autor relata que é necessária a compatibilidade térmica entre os materiais envolvidos no sistema, de maneira que o coeficiente de expansão térmica do metal seja ligeiramente maior do que o da cerâmica (diferença em torno de $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), pois, nesta condição, durante o resfriamento a cerâmica estará sob forças de compressão, situação favorável para este material. Foi também ressaltado que no processo de fundição odontológica, a compensação da contração de solidificação pode ser obtida por um ou ambos os métodos: expansão de presa ou higroscópica (baixa temperatura) e expansão térmica (alta temperatura) do revestimento.

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.

Em 2005, DE MELO; TRAVASSOS; NEISSER avaliaram a resistência de união entre duas ligas de Ni-Cr (4 All e Wiron 99) e duas ligas de Co-Cr (IPSd.SIGN 20, Ivoclar Vivadent e Aregeloy NP, Bego) e o sistema cerâmico IPS d.Sign (Ivoclar). Tanto a porção metálica como cerâmica dos espécimes possuíam espessura e altura de 4 mm, com uma base de espessura de 5 mm e altura 1 mm. Foram obtidos 44 espécimes (n=11). Dez amostras de cada grupo foram submetidas a força de cisalhamento em máquina de ensaios universais, com velocidade de 1 mm/min e uma amostra de cada grupo foi analisada em Microscópio Eletrônico de Varredura. Os resultados indicaram que não houve diferenças significantes entre as combinações metalocerâmicas avaliadas.

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 universais 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.

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 térmica 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 das 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; ARNELUND; JOHANSSON (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.

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 μm 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 universais 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.

JOIAS 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 universais 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.

TROIA JR et al. (2008) avaliaram a utilização de banhos ácidos e cáusticos na superfície do titânio para melhorar a união da cerâmica ao titânio. De acordo com os resultados, a resistência de união aumentou significativamente com a realização do banho cáustico previamente a aplicação da cerâmica.

BAUER et al. (2009) avaliaram o efeito da pureza do argônio nas propriedades mecânicas, microestrutural e no modo de fratura do titânio comercialmente puro (cp) e liga de titânio (Ti-6Al-4V) para próteses metalocerâmicas. Concluíram que os valores médios das propriedades mecânicas não foram alterados pela pureza do argônio. O argônio pode ser usado para converter Titânio cp e Ti-6Al-4V.

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 universais 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.

PAPADOPOULOS e SPYROPOULOS (2009) investigaram a resistência de união entre Ti cp e as porcelanas de baixa fusão utilizando um revestimento cerâmico na tentativa de melhorar a união com a redução da α -case, camada de óxido que se forma sobre a superfície do titânio. Para tanto, 72 padrões foram confeccionados com um revestimento cerâmico e outros 72 foram confeccionados com um revestimento à base de magnésia, utilizado como controle. Após o teste de flexão de três pontos, os resultados apontaram que não houve diferenças significativas entre os dois grupos, o que permitiu concluir que a utilização de

revestimento cerâmico é uma saída viável para a fundição do titânio visto que torna o procedimento mais barato e não diminui a resistência de união do titânio à cerâmica.

UCAR; AKSAHIN; KUTOGLU (2009) avaliaram a resistência de união da cerâmica VKM 95 Metal Ceramic a uma liga de Co-Cr (Remanium CSE) após refundições. 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.

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.

HAAG e NILNER (2010), realizaram uma revisão sistemática com o intuito de esclarecer como melhorar a união entre titânio e a porcelana dental e aplicar na prática clínica. De acordo com os autores, as tentativas iniciais para utilizar o titânio para a confecção de estruturas protéticas começaram na década de 1980. As propriedades mecânicas do titânio indicaram que era possível obter um desenho de *coping* de acordo com as normas estabelecidas para a união do metal à cerâmica,

mas a expansão térmica e propriedades químicas do material de revestimento tiveram de ser ajustadas para se tornarem compatíveis com titânio. O titânio é um elemento que é submetido a uma fase de transformação em 882 ° C, o que significa que a temperatura sinterização da cerâmica deve ser mantida bem abaixo desse patamar a fim de manter as suas propriedades originais e evitar a formação de uma camada de óxidos na superfície. Sendo um elemento altamente reativo, nesse processo de queima é exposto ao oxigênio reagindo espontaneamente criando uma camada de oxidação, que deveria ter uma espessura adequada para não comprometer a união metalocerâmica..Sendo assim, os autores concluíram que o titânio e as porcelanas de baixa fusão podem ser recomendados para confecção de coroas e próteses parciais fixas metalocerâmicas.

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 *stress* 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 em 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%, 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.

ÖZKURT e KAZAZOGLU (2011), comparando a resistência ao cisalhamento do titânio fundido (Tritan), usinado (DC-Tritan) e sinterizado a laser (EOSINT) às cerâmicas Titankeramik e Triceram, notaram que a maioria das falhas foram adesivas ou mistas. A combinação titânio usinado/ Titankeramik apresentou alto percentual de falhas adesivas (40%) em relação aos demais grupos. Os autores concluíram que a sinterização a laser promoveu obtenção de melhores resultados de RUMC.

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 um papel importante no estabelecimento de ligações químicas, melhorando assim a resistência da união entre a porcelana e a liga metálica.

BAUER et al. (2012) avaliaram a resistência à tração, alongamento, dureza, microestrutura e padrão de fratura de ligas para metalocerâmicas em condições de fundição diferentes. Duas ligas de Ni-Cr (Wiron 99 e Suprem Cast V), uma de Co-Cr (Remanium CD) e uma de Pd-Ag (W-1) foram utilizadas. As condições de fundição foram: indução eletromagnética, sob atmosfera de argônio, de vácuo e por meio de maçarico, sem controle de atmosfera. Para cada condição, 16 amostras, foram obtidas. Para a resistência à tração a composição da liga teve influência direta na condição de fundição de ligas (Wiron 99, Remanium e CD), com maiores valores mostrados quando fundido com maçarico ($p < 0,05$). Os fatores de liga e condição de fundição influenciou os resultados do alongamento e da microdureza, geralmente com resultados opostos, ou seja, em uma liga com valor elevado de alongamento

observou-se menor dureza (Wiron 99), e para fundição, os menores valores de alongamento obtiveram os maiores valores de microdureza (técnica do maçarico). Os autores concluíram que ambos os fatores (liga e condição de fundição) tiveram influência significativa nas propriedades avaliadas, e que os laboratórios de prótese dentária devem selecionar o método apropriado de fundição para cada composição de liga, dessa forma obterão a propriedade desejada e maior sucesso clínico.

Em um estudo para avaliar a resistência ao cisalhamento entre uma liga de Ni-Cr e um sistema cerâmico submetidos ou não à termociclagem, NASCIMENTO et al. (2012) analisaram quarenta e oito cilindros compostos de uma porção de Ni-Cr e uma porção de cerâmica cimentados com um cimento resinoso divididos em dois grupos: um foi submetido ao jateamento com óxido de alumínio de 50 μm durante 20 segundos, e o outro grupo foi submetido a retenções mecânicas com rebarbas de metal. 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.

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 significativa 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.

A proposta deste trabalho foi:

1) Avaliar a resistência de união metalocerâmica em função dos seguintes fatores de variação:

- a) Tipo de liga: Ni-Cr (Fit Cast SB), Co-Cr (Starloy C) e Ti cp (Triceram);
- b) Ambiente de sinterização: vácuo e argônio.

2) Analisar as fraturas dos espécimes por meio de microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Delineamento experimental

O plano piloto foi elaborado com a finalidade de estabelecer os ambientes de sinterização que seriam avaliados. Os fatores de variação foram: Ambiente de sinterização (A) em 2 níveis: A1. vácuo e A2. argônio e Liga metálica (L) em 3 níveis: L1. Fit Cast SB, L2. Star Loy C, L3. Tritan. A amostra do experimento foi composta por 60 espécimes que foram divididos em 6 grupos experimentais.

4.2 Obtenção dos padrões de fundição para o ensaio de resistência de união metalocerâmica

A resistência de união metalocerâmica (RUMC) foi verificada a partir do ensaio de cisalhamento com cinzel, que consiste na determinação da carga de ruptura da união de discos cerâmicos confeccionados sobre a superfície plana de cilindros metálicos. Padrões de resina/cera com 8 mm de comprimento e 5 mm de diâmetro foram obtidos a partir de uma matriz de teflon composta por dois espaçadores, um de 8 mm e outro de 2 mm (Fig. 1). Inicialmente, o espaçador de 8 mm (B) foi posicionado entre a extremidade do êmbolo (A) e a parte superior da matriz (D) (Fig. 1). O espaço criado foi devidamente isolado com vaselina sólida e preenchido com resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg Co., Worth, E.U.A.) (Fig. 2a). Após polimerização da resina, a planificação da superfície foi realizada com cera para incrustação GEO Classic (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha) e o auxílio de uma espátula Lecron (Fig. 2b). Depois deste procedimento, o espaçador de 8 mm (B, Fig. 1) era retirado e o padrão de resina/cera removido da matriz por ação do êmbolo (Fig. 2c). O espaçador de 2 mm (C) foi utilizado em conjunto com o de 8 mm (B) (Fig. 1) para confecção do disco cerâmico.

Figura 1– Matriz de teflon para obtenção dos padrões.

(a) Partes componentes: A, extremidade do êmbolo; B, Espaçador de 8 mm; C, Espaçador de 2 mm; D, Parte superior da matriz.

(b) Visão lateral.

(c) Visão superior.

Figura 2 – Obtenção dos padrões de resina/cera.

(a) Preenchimento do espaço contido na matriz com resina.

(b) Refinamento da superfície do padrão com cera.

(c) Padrões de resina/cera em forma de cilindros.

4.3 Fundição

Os padrões de resina/cera foram incluídos em revestimentos específicos para cada liga/metá (Quadros 1 e 2).

Quadro 1 – Materiais.

Liga/Metal	Composição	Fabricante
Fit Cast SB	Ni-Cr-Mo	Talladium Inc, PA, USA
Tritan	Ti-Fe-O-C-N-H	Dentaurum Inc. Pforzheim, Germany
Starloy	Co-Cr-Fe-Si-W-Mn-C-B	DeguDent GmbH, Hanau, Germany

Quadro 2 – Revestimentos.

Metal/liga	Revestimento	Composição	Fabricante
Ti cp	Rematitan Plus	MgO: 5-10% NH ₄ H ₂ PO ₄ : 5-10% SiO ₂ : 55-75% Al ₂ O ₃ : 10-25%	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
Ni-Cr; Ni-Cr-Be; Co-Cr	Micro Fine 1700	SiO ₂ (K, Na, Ca)(Si, Al) ₄ O ₈	Talladium Inc, Valencia, E.U.A

No anel de inclusão foram posicionados seis padrões de resina/cera que depois de fundidos, receberam os discos cerâmicos para o ensaio de cisalhamento com cinzel.

Um agente redutor de tensão superficial era aplicado sobre os padrões de resina/cera, que eram imediatamente incluídos para minimizar distorções. Os revestimentos foram manipulados a vácuo, na velocidade de 425 rpm, durante sessenta segundos, em inclusor nas proporções recomendadas pelos fabricantes.

Na sequência, os anéis foram levados ao forno Edgcon 5P (EDG, São Carlos, Brasil) e submetidos a ciclos térmicos para a expansão dos revestimentos. O ciclo de aquecimento dos anéis, específico para cada revestimento, seguiu as recomendações dos fabricantes, para as ligas alternativas, o revestimento Microfine o forno foi programado com o seguinte ciclo: aquecimento à velocidade de 15°C/min da temperatura ambiente até 400°C, permanecendo nesta temperatura por quarenta minutos; aquecimento de 15°C/min até 900°C, permanecendo nesta temperatura por sessenta minutos, para o Rematitan Plus o forno foi programado com o seguinte ciclo: aquecimento à velocidade de 5°C/min da temperatura ambiente até 150°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5°C/min até 250°C, permanecendo nesta temperatura por noventa minutos; aquecimento de 5°C/min até 1000°C, permanecendo nesta temperatura por sessenta minutos; resfriamento à velocidade de 5°C/min até 400°C, 550°C ou 700°C, permanecendo nestas temperaturas por não mais do que 120 minutos. Este ciclo consumia em torno de dez a onze horas. Depois de removidos do forno, os anéis para a fundição do titânio eram posicionados na máquina Rematitan (Dentaurum, Ispringen, Alemanha) (Fig. 3) e as fundições realizadas por arco voltáico, sob vácuo e atmosfera de argônio, com injeção de metal sob vácuo-pressão. Para cada anel foi utilizada uma pastilha de 22 g de titânio CP Tritan.. A fundição das ligas de Ni-Cr e Co-Cr foi realizada em máquina de fundição por indução eletrônica (Neutrodyn Easyti, Manfredi Spa, Torino, Italia), sendo o preenchimento do molde realizado por centrifugação.

Figura 3 – Máquina de fundição Rematitan (Dentaurum, Ispringen, Alemanha).

Após resfriamento dos anéis, as fundições foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio de granulação de 100 μm (Asfer, São Caetano do Sul, Brasil) no Microjet III (EDG, São Carlos, Brasil) para remoção dos excessos de revestimento. Depois de recortados e separados dos canais de alimentação, os cilindros foram preparados para receber os discos cerâmicos.

4.4 Aplicação de cerâmica nos padrões fundidos para o ensaio de resistência de união metalocerâmica

Para a aplicação da cerâmica, as superfícies dos cilindros foram usinadas com pontas de óxido de alumínio para remoção de eventuais nódulos. A seguir, os cilindros foram jateados com óxido de alumínio de granulação de 100 μm , sob pressão de 80 lib/pol², à distância de 5 cm., pressão de 3 bar e com angulação aproximada de 45° por 10 segundos em trijato Microjet III (EDG, São Carlos, Brasil). Em seguida, os cilindros foram limpos com álcool isopropílico em cuba de ultrassom por 10 minutos (Fig. 4).

Figura 4 – Cilindros pós-tratamento de superfície

A matriz utilizada para confecção dos discos cerâmicos foi a mesma empregada para obtenção dos padrões de resina, mas desta vez utilizando também o espaçador de 2 mm (C) (Fig. 5), que padronizou o espaço para aplicação da cerâmica (Fig. 6).

Os ciclos de sinterização foram realizados em fornos para cerâmica Sollaris 50P (Futura Brasil, São Carlos, Brasil) (Fig. 7), usado para a sinterização das ligas alternativas em ambiente a vácuo e Sinterpress Alumini (EDG, São Carlos, Brasil) (Fig. 8) adquirido inicialmente para sinterização da cerâmica aplicada em espécimes de titânio, usado também para as sinterizações das ligas alternativas em ambiente de argônio. O gás nobre utilizado apresenta pureza de 99,98% ou mais, segundo a norma DIN 32526.

As superfícies dos cilindros eram usinadas com fresas de tungstênio próprias para titânio, trabalhando com a ponta em uma só direção. A seguir, eram jateados com óxido de alumínio de granulação de 100 μm , por 10 segundos, usando uma distância de 5 cm, pressão de 3 bar e um ângulo aproximado de 45°. Uma vez tratadas, as superfícies eram limpas com jato de vapor e os cilindros metálicos deixados sobre bancada para oxidação passiva por um período mínimo de cinco minutos, mas sem ultrapassar um tempo máximo de dez minutos. Após este intervalo, os cilindros estavam prontos para receber os discos cerâmicos.

Quadro 3. Cerâmicas.

Cerâmica	Composição	Fabricante
IPS Classic V	98% - Al_2O_3 ; B_2O_3 ; BaO ; CaO ; CeO_2 ; K_2O ; MgO ; Na_2O ; P_2O_5 ; SiO_2 ; ZrO_2 2% - TiO_2 e pigmentos	Ivoclar 2/Fi, Shaan, Liechtenstein
Triceram		Dentaurum, Ispringen, Alemanha

Figura 5 – Matriz com dois espaçadores e cilindro metálico em posição.

Figura 6 – Aplicação da cerâmica.

Figura 7 – Forno para cerâmica Sollaris 50P.

Figura 8 – Forno para cerâmica Sinterpress.

Quadro 4. Ciclos de sinterização da cerâmica IPS Classic V.

Queima	Temp. inicial	Tempo de secagem	Aquecimento por minuto	Temp Final vácuo	Tempo de espera	Tempo de resfriam.
1ª Opaco	400°C	6 min	80°C	980°C	1 min sem vácuo	0 min
2ª Opaco	400°C	6 min	80°C	970°C	1 min sem vácuo	0 min
1ª Dentina	400°C	4 min	60°C	920°C	1 min sem vácuo	0 min
2ª Dentina	400°C	4 min	60°C	910°C	1 min sem vácuo	0 min

Quadro 5 – Ciclos de sinterização do adesivo, opaco e dentina da cerâmica Triceram/Triline.

Queima	Temp. Inicial	Tempo de secagem	Aquecimento por minuto	Temp. Final vácuo	Tempo de espera	Tempo de resfriamento
Agente de união	600°C	2 min	65°C	795°C	1 min com vácuo	0 min
Opaco	600°C	2 min	65°C	795°C	1 min com vácuo	0 min
1ª da Dentina	600°C	6 min	55°C	755°C	1 min com vácuo	0 min
2ª da Dentina	600°C	4 min	55°C	755°C	1 min com vácuo	0 min

4.5 Ensaio de resistência ao cisalhamento da união metalocerâmica (RUMC)

Os ensaios de cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos modelo DL 2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil), com célula de carga de 500 Kg e velocidade do travessão móvel de 0,5 mm/min. Para o correto posicionamento do corpo-de-prova na máquina, era utilizado um dispositivo de aço inoxidável composto por 3 peças independentes: A, B e C (Fig. 9). A peça A corresponde à base do dispositivo para encaixar as peças B e C. A peça B é uma matriz com parafuso para acomodar e travar os cilindros metálicos, ficando aparente apenas o disco cerâmico (Fig. 10). A peça C é o cinzel que era posicionado sobre a porção A do dispositivo durante o ensaio. O conjunto era colocado em suporte próprio da máquina para o ensaio de cisalhamento (Fig. 11). Após a ruptura da união metalocerâmica (Fig. 12), os valores da carga de ruptura foram utilizados para o cálculo da tensão de cisalhamento, obtidos a partir da aplicação da fórmula $T = F/S \times 9,8$, onde: **T** = tensão de ruptura em MPa; **F** = carga registrada pela máquina em kgf; **S** = área interna do anel de cerâmica em mm². Para o cálculo da área de união metalocerâmica, foi aplicada a fórmula $S = D^2 \cdot \pi/4$, onde: **S** = área de superfície do disco cerâmico (mm²); **D** = diâmetro do disco cerâmico (mm).

Figura 9 – Dispositivo de ensaio de RUMC.

Figura 10 - Parte B do dispositivo com cilindro em posição.

Figura 11 – Ensaio de RUMC.

- (a) Dispositivo com corpo-de-prova posicionado na máquina universal de ensaios.
(b) Visão mais próxima do dispositivo com corpo-de-prova (seta) em posição para o teste.

Figura 12– Corpo-de-prova após o teste de união metalocerâmica.

4.6 Inspeção óptica dos espécimes após os ensaios de cisalhamento

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

4.7 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Um espécime de cada grupo experimental, após o ensaio da RUMC, foi levado para análise morfológica de superfície em microscópio eletrônico de varredura (Zeiss, EVO 50, Cambridge, Inglaterra).

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. Desta forma, a análise com MEV permitirá a caracterização do tipo e morfologia das fraturas na união metalocerâmica.

As leituras foram realizadas no Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias de Jaboticabal - UNESP.

5.1 Ensaio de resistência de união metalocerâmica

Os dados utilizados consistiram de valores numéricos equivalentes à tensão de ruptura ao cisalhamento da união metalocerâmica (MPa) para cada espécime. Foram provenientes do cruzamento de dois ambientes de sinterização da cerâmica (vácuo e argônio), três ligas metálicas (Fit Cast SB, Star Loy C e Tritan) e dez repetições, resultando num produto fatorial $2 \times 3 \times 10 = 60$ (Tabela 1). Para cada um dos 60 corpos-de-prova, o valor de carga de ruptura (**F**) em Kgf foi registrado e a tensão ao cisalhamento (**T**) em MPa calculada a partir da aplicação da fórmula **T = F/S x 9,8**, considerando uma área (**S**) de $19,63 \text{ mm}^2$ do disco cerâmico, que por sua vez foi obtida usando a equação **S = D² · π /4**, onde **D** é igual a 5 mm e corresponde ao diâmetro do disco cerâmico.

A análise estatística foi realizada por meio do programa GMC versão 2002, desenvolvido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos do Departamento de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

A análise do conjunto de resultados obtidos nesses testes preliminares levou à conclusão de que a distribuição amostral dos dados é normal (Tabela 2) e homogênea (Tabela 3). 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 4.

Tabela 1. Valores numéricos referentes à resistência de união metalocerâmica (MPa).

LIGAS	AMBIENTES DE SINTERIZAÇÃO	
	Vácuo	Argônio
Fit-Cast SB	91,93	91,16
	90,22	65,46
	98,14	42,40
	100,33	44,21
	82,34	30,66
	59,07	53,8
	70,88	50,53
	83,69	91,51
	85,50	42,54
	105,71	46,26
Starloy C	72,13	38,34
	80,74	37,47
	85,22	68,52
	101,82	50,77
	76,89	71,16
	74,80	63,1
	92,13	64,60
	96,30	54,80
	91,89	39,10
	90,05	75,81
Tritan	34,80	56,19
	52,96	44,49
	69,77	55,39
	62,61	49,03
	44,66	43,34
	59,04	27,54
	55,04	28,89
	58,41	26,53
	52,82	50,01
	77,58	35,56

Tabela 2. Teste de aderência da distribuição experimental à distribuição normal matemática (dados originais).

Teste de aderência à curva normal: valores originais

A. Frequências por intervalos de classe

Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Méd.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	0,44	5,40	24,20	39,89	24,20	5,40	0,44
Curva experimental	0,00	5,00	25,00	40,00	25,00	1,67	3,33

B. Cálculo do Qui quadrado

		<u>Interpretação</u>
Graus de liberdade	4	A distribuição amostral testada é normal
Valor do Qui quadrado	2,66	
Probabilidade de Ho	61,55%	

Tabela 3. Valores para o teste de homogeneidade de COCHRAN

Teste de homogeneidade de COCHRAN	
Número de variâncias testadas	6
Número de graus de liberdade	9
Variância maior	429,2601
Soma das variâncias	1204,3521
Valor calculado pelo teste	0,3564

Tabela 4. Resultados 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	9583,6123	1	9583,6123	47,75	0,00
Entre ligas	6492,3877	2	3246,1938	16,17	0,003
Interação A X L	784,0125	2	392,0063	1,95	14,98
Resíduo	10839,1436	54	200,7249		
Variação Total	27699,1563	59			

A Análise de Variância indicou diferença estatisticamente significativa para os fatores de variação ambiente de sinterização ($P=0,00$) e liga ($P=0,03$). As médias e desvios-padrão dos ambientes de sinterização estão presentes na Tabela 5 e Gráfico 1. As médias e desvios-padrão das ligas estão presentes na Tabela 6 e Gráfico 2. Para indicar estas diferenças entre as ligas foi calculado o valor crítico de Tukey (Tabela 7).

No estudo das interações, a Análise de Variância demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre as interações liga e ambiente de sinterização.

Tabela 5. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: ambiente de sinterização.

Ambiente de sinterização	Médias (MPa)	Desvio Padrão
Vácuo	76,58	18,41
Argônio	51,31	16,90

Gráfico 1. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: ambiente de sinterização.

Tabela 6. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: liga metálica.

Liga metálica	Médias (MPa)	Desvio Padrão
Fit-Cast SB	71,32	23,40
Starloy C	71,28	19,46
Tritan	49,23	13,78

Gráfico 2. Médias amostrais calculadas para o fator de variação: liga metálica.**Tabela 7.** Ensaio de Resistência de união metalocerâmica: resultados do teste de Tukey.

Resultados do teste de Tukey para o nível de 5% de significância	
Resíduo na análise de variância	200,72
Nível de probabilidade indicado	5
Número de dados da amostra	60
Número de médias comparadas	3
Número de dados para cada média	20
Graus de liberdade do resíduo	54
Valor de q tabelado para 3 médias e 54 graus de liberdade para $\alpha=0,05$	3,41
Valor crítico de Tukey calculado	10,81

5.2 Inspeção óptica dos espécimes

A inspeção, no microscópio óptico EPIPHOT 300, com aumento de 15 vezes, dos espécimes após os ensaios de cisalhamento mostrou fraturas semelhantes (Figura 13). Os tipos de fratura foram calculados e constam na Tabela 8.

Figura 13. Fraturas ocorridas na interface metalocerâmica dos espécimes obtidos com as ligas: 1. Ni-Cr (Fit Cast SB), 2. Co-Cr (Starloy C), 3. Ti cp (Tritan) nos ambientes de sinterização da cerâmica: A. vácuo, B. argônio.

Tabela 8. Tipos de fraturas na união metalocerâmica (n=10).

Grupos	Falha adesiva	Falha coesiva	Falha mista
NiCr-Vacuo	1	0	9
NiCr-Arg	0	0	10
CoCr-Vacuo	0	0	10
CoCr-Arg	0	0	10
Ti cp-Vacuo	0	0	10
Ti cp-Arg	2	0	8

5.3 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As figuras 14, 15 e 16 representam a topografia da região externa dos espécimes confeccionados em Ni-Cr, Co-Cr e Ti cp.

Figura 14. Micrografias de MEV com o contraste topográfico da liga de Ni-Cr sinterizada a vácuo (A) e argônio (B), nos seguintes aumentos: 1: 50x, 2: 350x, 3: 1000x e 4: 2000x.

Ao se observar os contrastes topográficos na Figura 14, nota-se, principalmente com os maiores aumentos (3A e 4A) que, com a liga de Ni-Cr, a sinterização à vácuo promoveu presença de maior número de porosidades, ocasionando maior rugosidade de superfície do que a sinterização em argônio (3B e 4B).

Figura 15. Micrografias de MEV com o contraste topográfico da liga de Co-Cr sinterizada a vácuo (A) e argônio (B), nos seguintes aumentos: 1: 50x, 2: 350x, 3: 1000x e 4: 2000x.

Ao se observar os contrastes topográficos na Figura 15, nota-se, com todos os aumentos que, com a liga de Co-Cr ,a sinterização à vácuo promoveu aspecto topográfico bastante semelhante à sinterização em argônio, ou seja, as condições de sinterização promoveram rugosidade de superfície bastante similar.

Figura 16. Micrografias de MEV com o contraste topográfico do titânio cp sinterizado a vácuo (A) e argônio (B), nos seguintes aumentos: 1: 50x, 2: 350x, 3: 1000x e 4: 2000x.

Ao se observar os contrastes topográficos na Figura 16, nota-se que, com o titânio cp, a sinterização a vácuo também promoveu presença de maior número de porosidades, ocasionando maior rugosidade de superfície do que a sinterização em argônio.

Pode-se verificar também, com os menores aumentos (1 e 2), que promovem visão mais panorâmica, que, com o titânio cp (Fig. 16), a sinterização a vácuo apresentou áreas mais porosas e, conseqüentemente, maior rugosidade de superfície comparativamente às outras ligas avaliadas (Figs. 14 e 15) submetidas à mesma condição de sinterização.

O objetivo das restaurações metalocerâmicas é combinar a resistência estrutural do metal com as propriedades estéticas da porcelana, seu sucesso depende de uma união duradoura entre metal e cerâmica. Ao longo dos anos, estudos buscam aperfeiçoar e melhorar a resistência de união entre o metal e a cerâmica, por meio do desenvolvimento de novos materiais e técnicas, porém os resultados obtidos ainda não são plenamente satisfatórios.

O principal fator responsável pela união metalocerâmica é a formação de óxidos na superfície metálica (ANUSAVICE, 2005; BOWERS et al., 1985; CRAIG e BOWERS, 2004). No entanto, para que isso ocorra, 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 (McLEAN, 1974; MOFFA, 1974; ANUSAVICE, RINGLE, FAIRHURST, 1977; HAAG e NILNER, 2010).

No caso das ligas alternativas, a oxidação do cromo é a responsável pela ligação química entre o metal e a porcelana (McLEAN, 1974). No caso do titânio, por ser um elemento altamente reativo, durante o processo de queima, quando exposto ao oxigênio, reage espontaneamente criando uma camada de óxidos, denominada α -case, que deve ser homogênea e ter espessura controlada para que haja o favorecimento da união (KÖNÖNEN; KIVILAHTI, 2001; ANUSAVICE, 2005; BRANTLEY; LAUB, 2005; HAAG e NILNER, 2010).

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 uma fina camada de óxidos (ANUSAVICE; RINGLE; FAIRHURST, 1977; STEIN; KUWATA, 1977; CARTER; AL-MUDAFAR; SORENSEN, 1979; MACKERT et al., 1986; UUSALO; LASSILA; YLI-URPO, 1987; WU et al., 1991; WAGNER et al., 1993; SHILLINGBURG et al., 1998; HEGEDUS et al., 2002; TANGO et al., 2006). Além disso, alguns autores avaliaram os efeitos dos tipos, temperaturas, atmosferas de fundição e tipos de revestimentos na resistência de união metalocerâmica (RUMC) (KIKUCHI et al., 2001; BONDIOLI; BOTTINO, 2004; PAGNANO et al., 2009; PAPADOPOULOS; SPYROPOULOS, 2009; DE VASCONCELLOS et al., 2010; KÜLÜNK et al., 2011; BAUER et al., 2012).

Percebe-se, entretanto, que ainda não estão muito 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 Ni-Cr, Co-Cr e Titânio cp, por meio de ensaios de cisalhamento por cinzel.

De acordo com os resultados obtidos nesse trabalho, a sinterização à vácuo promoveu maior RUMC (76,58 MPa) do que a sinterização em atmosfera redutora de argônio (51,31 MPa), tanto para as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, como também para o titânio cp (Tabela 5, pág. 65). É importante ressaltar que todas as médias obtidas estiveram próximas às de outros estudos com metodologia semelhante, com o emprego do ensaio de cisalhamento para avaliação da RUMC (BEZZON et al., 1998; PRETTI et al., 2004; DE MELO; TRAVASSOS; NEISSER, 2005; JOIAS et al., 2008; AKOVA et al., 2008; PAGNANO et al., 2009).

É provável que a sinterização a vácuo tenha promovido melhores resultados 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, conseqüentemente, embricamento mecânico, rugosidade de superfície e, portanto, melhora na união metalocerâmica (BOROM e PASK, 1966; BOWERS; VERMILYEA; GRISWOLD, 1985; CRAIG e POWERS, 2004; ANUSAVICE, 2005). ATSU e BERKSUN, em 2000, relataram que, em casos de ligas alternativas, a atmosfera em argônio poderia propiciar efeito adverso na formação de óxidos e, com relação ao titânio seria importante considerar que até mesmo a cerâmica poderia liberar oxigênio devido à sua matriz de vidro à base de sílica (SiO_2) e contribuir para a formação de uma camada de oxidação prejudicial.

Os resultados obtidos também estão de acordo com os achados de WAGNER e ASGAR (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 àqueles 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, conseqüentemente, da camada de oxidação, em casos de ligas áuricas.

Com relação aos metais utilizados, as ligas alternativas de Ni-Cr e Co-Cr apresentaram maior RUMC (71,32 e 71,28 MPa, respectivamente) do que o titânio cp (49,23 MPa) (Tabela 6, pág. 66). Entre as ligas de Ni-Cr e Co-Cr não houve diferença estatisticamente significativa. Esse resultado corrobora outros achados da

literatura (DE MELO et al., 2005; AKOVA et al., 2008; SIPAHI e ÖZCAN, 2012) que mostraram não haver diferença na união metalocerâmica de ligas de Co-Cr e Ni-Cr.

O fato de o titânio cp ter apresentado menor RUMC que as ligas de Ni-Cr e Co-Cr provavelmente está relacionado à questão da sua elevada reatividade química em altas temperaturas, que torna sua superfície susceptível à contaminação, levando à formação de produtos químicos, especialmente óxidos e silícios, que podem levar à falha da união metalocerâmica, sob influência das tensões térmicas (KÖNÖNEN e KIVILAHTI, 2001). Segundo WHITE et al., 1996, a camada de óxidos é considerada o elo mais fraco da união titânio/cerâmica e, por isso, os trabalhos recentes estudam mecanismos que possam limitar essa espessura da camada de oxidação, com o intuito de reduzir a quantidade de oxigênio livre para oxidação do metal.

Os resultados obtidos nesse trabalho corroboram os achados de outros autores que também compararam a RUMC de ligas de Ni-Cr com a do titânio cp e constataram menores valores de RUMC para o titânio cp (YILMAZ e DINÇER, 1999; ATSÜ e BERKSUN, 2000).

Também ficou claro que não houve interação entre os fatores ligas e ambientes de sinterização (Tab. 4, pág 64), ou seja, a sinterização em argônio não foi capaz de promover obtenção de melhores resultados para os metais avaliados, inclusive para o titânio. Alguns autores (ATSU e BERKSUN, 2000; SADEQ et al., 2003) recomendaram a sinterização em argônio no caso de associação da cerâmica ao titânio, justificando que o argônio elimina a presença do oxigênio, evitando assim a oxidação da interface. Esses autores, entretanto, utilizaram diferentes ensaios para avaliação da união metalocerâmica, de flexão biaxial e flexão dos três pontos.

Na verdade, tem sido relatado na literatura que não existe uma metodologia capaz de medir puramente as forças ao longo da interface metal-cerâmica (ANUSAVICE et al., 1980; BARAN, 1984). Diversos são os desenhos de testes para avaliação da união metalocerâmica apresentados na literatura: cisalhamento, tração, combinação de cisalhamento e tração, flexão e torção (HAMMAAD e TALIC, 1996). Dentre estes, os mais utilizados são os de flexão de três pontos e os de cisalhamento (SHELL e NIELSEN, 1962; BEZZON et al., 2001). No entanto, segundo HAMMAAD e TALIC, 1996, esses ensaios são influenciados pelas tensões decorrentes das diferenças entre os coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica, fazendo com que o mecanismo de união ainda permaneça como assunto

de discussão teórica. Desta forma, os autores afirmam que não existe um teste isento de erros para medir a resistência da união metalocerâmica (ANUSAVICE; DEHOFF; FAIHURST, 1980; HAMMAD e TALIC, 1996; CRAIG e POWERS, 2004; SILVA, 2006).

É importante ressaltar que todas as médias de RUMC obtidas neste estudo estiveram próximas às de outros estudos com metodologia semelhante, com o emprego do ensaio de cisalhamento para avaliação da RUMC (BEZZON et al., 1998; PRETTI et al., 2004; DE MELO et al., 2005; JOIAS et al., 2008; AKOVA et al., 2008; PAGNANO et al., 2009; SIPAH e ÖZCAN, 2012).

A literatura relata ainda que mais importante do que os valores de RUMC, obtidos por diferentes ensaios, é o tipo de fratura, que demonstra claramente a união entre o metal e a cerâmica (SCED e McLEAN, 1972; McLEAN, 1974; MACKERT et al., 1984). A inspeção em microscópio óptico, com aumento de 15 vezes, dos espécimes testados (Fig. 13, pág 67), mostrou maior número de falhas mistas, tanto para as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, como para o titânio cp. No caso da liga de Ni-Cr, com a sinterização ao vácuo ocorreram 90% de falhas mistas e 10% de falhas adesivas, com a sinterização em argônio houve 100% de falhas mistas (Tabela 8, pág. 68).

Com a liga de Co-Cr, tanto na sinterização à vácuo como em argônio, foram encontrados 100% de falhas mistas (Tabela 8, pág. 68). Assim como no trabalho de SIPAHI e OZCAN, 2012, pela visualização das fraturas, a liga de Co-Cr apresentou melhor comportamento em relação à liga de Ni-Cr.

Em relação ao titânio cp, ao vácuo houve 100% de falhas mistas e em argônio 80% de falhas mistas e 20% de falhas adesivas (Tabela 8, pág. 68). Desse modo, percebe-se também por essa análise óptica que as ligas de Ni-Cr e Co-Cr promoveram adesão mais favorável da cerâmica ao metal do que o titânio que apresentou maior número de falhas adesivas que as ligas citadas.

Os resultados obtidos nesse estudo demonstraram que houve satisfatória união entre a cerâmica e as ligas metálicas e corroboram os achados de outros autores que demonstraram incidência maior de fraturas mistas em combinações de cerâmica a ligas de Ni-Cr e Co-Cr (DE MELO; TRAVASSOS; NEISSER, 2005; AKOVA et al., 2008; UCAR et al., 2009; TROIA JR et al., 2008; ÖZKURT e KAZAZOGLU, 2011).

Ao analisar os espécimes por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), verificou-se pelos contrastes topográficos, principalmente por meio dos maiores

aumentos, que no caso da liga de Ni-Cr (Fig. 14, pág. 69), a sinterização a vácuo promoveu presença de maior número de porosidades, tendo ocasionado maior rugosidade de superfície que a sinterização em argônio. É provável que tal fato tenha contribuído para obtenção de maiores resultados de RUMC, obtidos pelo ensaio de cisalhamento, uma vez que muitos autores ressaltam que o embricamento mecânico, resultante da rugosidade superficial, propicia aumento da área do metal disponível para as reações, além de promover maior molhamento do metal pela cerâmica (CARPENTER e GOODKING, 1979; WAGNER e ASGAR, 1993; CRAIG e POWERS, 2004).

Com a liga de Co-Cr (Fig. 15, pág. 71), pode-se observar com todos os aumentos que a sinterização à vácuo promoveu aspecto topográfico bastante semelhante à sinterização em argônio, ou seja, as condições de sinterização promoveram rugosidade de superfície bastante similar. No entanto, em termos de valores de RUMC, a sinterização à vácuo propiciou obtenção de resultados superiores aos obtidos com a sinterização em argônio.

No caso do titânio cp (Fig. 16, pág. 75), verifica-se que a sinterização à vácuo também promoveu presença de maior número de porosidades, ocasionando maior rugosidade de superfície do que a sinterização em argônio.

Também, com os menores aumentos (Fig. 16, 1A e 2A), com uma visão mais panorâmica do espécime de titânio cp, foi possível observar que a sinterização à vácuo apresentou áreas mais porosas e, conseqüentemente, maior rugosidade de superfície comparativamente às outras ligas avaliadas submetidas à mesma condição de sinterização (Figs. 14 e 15, 1A e 2A), podendo ter influenciado negativamente a união metalocerâmica. Esse resultado foi verificado também nos valores inferiores de RUMC obtidos com o titânio cp comparativamente aos obtidos pelas ligas de Ni-Cr e Co-Cr. É possível que, nesse caso, uma área de superfície mais porosa tenha contribuído para a formação de uma camada de óxido (α -case) maior não somente na superfície, como também no interior dos poros (Fig. 16, 1A), o que pode ter comprometido a união, não somente pela presença dessa camada, mas também pela região de contato menor da cerâmica com o metal, que gera cargas de concentração de *stress* que podem dar início a fraturas, além de causar aprisionamento de gases, comprometendo a união metalocerâmica (MC LEAN, 1974; WAGNER e ASGAR, 1993).

Não foi objetivo desse estudo quantificar a espessura dessa camada, no entanto, houve tentativa de minimizar seu efeito com a usinagem padronizada da superfície do cilindro (BONDIOLI e BOTTINO, 2004) e jateamento com óxido de alumínio antes da aplicação da cerâmica (DERAND e HERO, 1992).

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. Adicionalmente, análises dos elementos químicos presentes na interface metalocerâmica poderiam ter sido realizadas para elucidar melhor a união química entre a cerâmica e o metal nas condições avaliadas.

Percebe-se que mais pesquisas são necessárias, principalmente relacionadas ao titânio cp, visando minimizar o efeito prejudicial da camada de oxidação na união metalocerâmica. Além disso, embora os valores de RUMC verificados neste trabalho tenham sido superiores a 25 MPa como recomenda a ISO 9693:1999/Amd.1:2005, este valor refere-se ao teste de flexão dos três pontos, que se distingue do ensaio utilizado no presente estudo. Portanto, é importante verificar os efeitos do ambiente de sinterização na RUMC, utilizando diferentes ensaios e tratamentos de superfície.

7 CONCLUSÕES

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

1. A sinterização a vácuo propiciou obtenção de maiores valores de resistência de união metalocerâmica do que a sinterização em argônio;
2. As ligas de Ni-Cr e Co-Cr avaliadas apresentaram maiores valores de resistência de união metalocerâmica do que o titânio comercialmente puro. Entre elas não houve diferença estatística;
3. De acordo com a microsocopia óptica, houve maior número de fraturas mistas nos espécimes avaliados.
4. Segundo a microscopia eletrônica de varredura (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.
5. A sinterização em argônio influenciou negativamente a RUMC dos pares metalocerâmicos analisados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADACHI, M.; MACKERT, J.R.; PARRY, E.E.; FAIRHURST, C.W. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4v alloy. **J Dent Res**, v. 69, n. 6, p. 1230-5, 1990.
2. AKAGI, K.; OKAMOTO, Y.; MATSUURA, T.; HORIBE, T. Properties of test metal ceramic titanium alloys. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 3, p. 462-7, 1992.
3. AKOVA, T. et al. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. **Dent Mater**, v.24, n.10, p.1400-4, 2008.
4. ANDERSSON, M.; BERGMAN, B.; BESSING, C.; ERICSON, G.; LUNDQUIST, P.; NILSON, H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. **Acta Odontol Scand**, v. 47, n. 5, p. 279-86, 1989.
5. ANUSAVICE, K.J. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. **Dent Mater**, v. 1, n. 28, p. 102-11, 2012.
6. ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários de Phillips**. 11ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 764 p.
7. ANUSAVICE, K.J.; DEHOFF, P.H.; FAIRHURST, C.W. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. **J Dent Res**, v.59, n.3, p.608-13, 1980.
8. ANUSAVICE, K.J.; RINGLE, R.D.; FAIRHURST, C.W. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems II. Nonprecious alloys. **J Dent Res**, v.56, n.9, p. 1053-61, 1977.
9. 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**, v. 5, n. 28, p. 35-41, 2012.
10. ATSÜ, S; BERKSUN, S. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two atmospheres. **J Prosthet Dent**, v. 84, n. 5, p. 567-74, 2000.
11. BARAN, G.R. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent**, v. 50, n. 5, p. 639-50, 1983.

12. BERGMAN, B.; BESSING, C.; ERICSON, G.; LUNDQUIST, P.; NILSON, H.; ANDERSSON, M. A 2-year follow-up study of titanium crowns. **Acta Odontol Scand**, v. 48, n. 2, p. 113-7, 1990.
13. BAUER, J.R.O.; GRANDE, R.H.M.; RODRIGUES-FILHO, L.E.; PINTO, M.M.; LOGUERCIO A.D. Does the casting mode influence microstructure, fracture and properties of different metal ceramic alloys? **Braz Oral Res**, v. 3, n. 26, p.190-6, 2012.
14. BAUER, J.; CELLA, S.; PINTO, M.M.; FILHO, L.E.; REIS, A.; LOGUERCIO, A.D. Effect of argon purity on mechanical properties, microstructure and fracture mode of commercially pure (cp) Ti and Ti-6Al-4V alloys for ceramometal dental prostheses. **Biomed Mater**, v. 4, n. 6, Dez 2009.
15. BESSING, C.; BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. **Swed Dent J**, v. 16, n. 3, p. 109-13, Jun 1992.
16. BEZZON, O.L. et al. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. **J Prosthet Dent**, v.85, n.3, p.299-304, 2001.
17. BEZZON, O.L. Allergic sensitivity to several base metals: a clinical report. **J Prosthet Dent**, v. 69, n. 3, p. 243-4, Mar 1993.
18. BLANCO-DALMAU, L.; CARRASQUILLO-ALBERTY, H.; SILVA-PARRA, J. A study of nickel allergy. **J Prosthet Dent**, v. 52, n. 1, p. 116-9, Jul 1984.
19. BONDIOLI, I.M.; BOTTINO, M.A. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 6, p. 541-7, Jun 2004.
20. BOROM, M.P.; PASK, J.A. Role of adherence oxides in the development of chemical bonding at glass-metal interfaces. **J Am Ceram Soc**, v.49, n. 1, p.1-6, 1966.
21. BOTTINO, M.A.; GONÇALVES, A.R.; SILVA NETO, D.R. Materiais e técnicas de fundição em odontologia. In: **Atualização em prótese dentária. Procedimentos clínico e laboratorial**. São Paulo: Santos, 2002, Cap.3, p.27-54.

22. BOWERS, J.E.; VERMILYEA, S.G.; GRISWOLD, W.H. Effect of metal conditioners on porcelain-alloy bond strength. **J Prosthet Dent**, v. 54, n. 2, p. 201-3, Ago 1985.
23. BRANTLEY, W.A.; LAUB, L.W. Adesão liga-porcelana. In: ROSENSTIEL, S.F.; LAND, M.F.; FUJIMOTO, J. **Prótese Fixa Contemporânea**. 3. ed. São Paulo: Santos, 2005. Cap. 24, p. 617.
24. BRIDGER, D.V.; NICHOLLS, J.I. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. **J Prosthet Dent**, v. 45, n. 5, p. 507-14, 1981.
25. CARTER, J.M.; AL-MUDAFAR, J.; SORENSEN, S.E. Adherence of nickel-chromium alloy and porcelain. **J Prosthet Dent**, v. 41, n. 2, p. 167-72, 1979.
26. CRAIG, R.G.; POWERS, J.M. **Materiais Dentários Restauradores**. 11^a. ed. São Paulo: Santos, 2004. 704p.
27. DE MELO, R.M.; TRAVASSOS, A.C.; NEISSER, M.P.; Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 1, p. 64-9, 2005.
28. DE VASCONCELLOS, L.G.O. et al. Opaque layer firing temperature and aging effect on the flexural strength of ceramic fused to cobalt-chromium alloy. **J Prosthodont**, Chicago, 2010. In press.
29. DENT, R.J. et al. Effect of oxidation on ceramometal bond strength. **J Prosthet Dent**, v. 47, n. 1, p. 59-62, 1982.
30. DÉRAND, T.; HERØ, H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. **ScandJ Dent Res**, v. 100, n. 3, p. 184-8, Jun 1992.
31. ELIASSON, A.; ARNELUND, C.F.; 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**, v. 98, n. 1, p. 6-16, 2007.
32. ELIOPOULOS, D.; ZINELIS, S.; PAPADOPOULOS, T. The effect of investment material type on the contamination zone and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J Prosthet Dent**, v. 94, n. 6, p. 539-48, Dez 2005.

-
33. FAIRHURST, C.W. et al. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. **J Biomed Mater Res**, v.14, p.435-46, 1980.
34. FERNANDES NETO, A.J. et al. Bond Strength of three dental porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys. **Braz Dent J**, v.17, n.1, p.24-8, 2006.
35. FITCHIE, J.G. et al. Tensile fatigue of two composite cements bonding three base metal alloys to bovine enamel. **Dent Mater**, v.9, n.1, p.28-32, 1993.
36. GILBERT, J.L.; COVEY, D.A.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Bond characteristics of porcelain fused to milled titanium. **Dent Mater**, v. 10, n. 2, p. 134-40, Mar 1994.
37. GUILIN, Y.; NAN, L.; YOUSHENG, L.; YINING, W. The effects of different types of investments on the alpha-case layer of titanium castings. **J Prosthet Dent**, v. 97, n. 3, p. 157-64, Mar 2007.
38. HAAG, P.; NILNER, K. Bonding between titanium and dental porcelain: a systematic review. **Acta Odontol Scand**, v. 3, n. 68, p. 154-64, Mai 2010.
39. HAMMAD, I.A.; TALIC, Y.F. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. **J Prosthet Dent**, v. 75, n. 6, p. 602-8, Jun 1996.
40. HARRIS, J.R.; WICKENS, J.L. A comparison of the fit of sparked eroded titanium copings and cast gold alloys copings. **Int J Prosthodont**, v. 7, n. 4, p. 348-55, Jul-Ago 1994.
41. HEGEDUS, C. et al. Comparative microstructure study of the diffusion zone between NiCr alloy and different dental ceramics. **J Dent Res**, v.81, n.5, p. 334-37, 2002.
42. HRUSKA, A.R.; BORELLI, P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 4, p. 561-5, Out 1991.
43. HUNG, C-C.; HOU, G-L.; TSAI, C.C.; HUANG, C-C. Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds. **Dent Mater**, v. 20, n. 9, p. 846-51, Nov 2004.

-
44. HUSSAINI, I.A.; WAZZAN, K.A.A. Effect of surface on bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium. **J Prosthet Dent**, v. 94, n. 4, p. 350-60, Out 2005.
45. ISO 9693:1999/Amd.1:2005. Metal-ceramic dental restorative systems. 2ª. ed. Geneva: **International For Organization Standardization**, 1999/2005. 14 p.
46. JOHNSON, L.N. Ligas de metais básicos. In: O'BRIEN, W.J.; HYGE, G. **Materiais Dentários**. Trad. Dioracy F. Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. 242 p.
47. JOIAS, R.M. et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. **J Prosthet Dent**, v.99, n.1, p.54-9, 2008.
48. KELLY, J.R.; ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. **J Prosthet Dent**, v.49, n.3, p.363-70, 1983.
49. KIKUCHI, H.; ONOUCHI, M.; HSU, H.-C.; KUROTANI, T.; NISHIYAMA, M. Titanium casting: the surface reaction layer of castings obtained using ultra-low-temperature molds. **J Oral Sci**, v. 43, n. 1, p. 27-33, Mar 2001.
50. KNAP, F.J.; RYGE, G. Study of bond strength of dental porcelain fused to metal. **J Dent Res**, v. 45, n. 4, p. 1047-51, Jul-Ago 1966.
51. KÖNÖNEN, M.; KIVILAHTI, J. Fusing of Dental Ceramics to Titanium. **J Dent Res**, v. 80, n. 3, p. 845-54, Mar 2001.
52. KÜLÜNK, T., KURT, M., URAL, C., KÜLÜNK, S., BABA, S. Effect of different air-abrasion particles on metal ceramic bond strength. **J Dent Sci**, v. 6, p. 140-146, 2011.
53. LANDESMAN, H.M.; GENNARO, G.G.; MARTINOFF, J.T. An 18-month clinical evaluation of semiprecious and nonprecious alloy restorations. **J Prosthet Dent**, v.46, n.2, p. 161-6, 1981.
54. LEONE, E F.; FAIRHUST, C W. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. **J Prosthet Dent**, v.18, n.2, p. 155-9, 1967.

-
55. LEONG, D.; CHAI, J.; LAUTENSCHLAGER, E.; GILBERT, J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. **Int J Prosthodont**, v. 7, n. 5, p. 440-7, Set-Out 1994.
56. LIU, Y. et al. Evaluation of mechanical properties and porcelain bonded strength of nickel-chromium dental alloy fabricated by laser rapid forming. **Lasers Med Sci**, v. 25, n. 6, p. 799-804, Nov 2010.
57. LOW, D.; BEST, H.; MORI, T. An experimental model for the assessment of titanium denture casting techniques. **Dent Mater J**, v. 13, n. 1, p. 103-9, Jun 1994.
58. MACKERT Jr., J.R.; PARRY, E.E.; FAIRHURST, C.W. Oxide morphology adherence on dental alloys designed for porcelain bonding. **J Dent Res**, v.25, n.5/6, p.319-33, 1986.
59. MACKERT Jr., J.R. et al. The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. **J Dent Res**, v.67, n.2, p.474-8, 1988.
60. MADANI, A.S.; ROKNI, S.R.; MOHAMMADI, A.; BAHRAMI, M. The effect of recasting on bond strength between porcelain and base-metal alloys. **J Prosthodont**, v. 3, n. 20, p. 190-4, Abr 2011.
61. McLEAN, J.W. Reader's round table. **J Prosthet Dent**, v.31, n.6, p.691-1, 1974.
62. McLEAN, J.W.; SCED, IR. Bonding of dental porcelain to metals: II. The base-metal alloy/porcelain bond. **Brit Ceram Trans J**, v.72, p.235-38, 1973.
63. MIRKOVIC N. Mechanical properties of metal-ceramic systems from nickel-chromium and cobalt-chromium alloys. **Vojnosanitetski Pregled**, v.64, n.4, p.241-5, 2007.
64. MOFFA, J.P. et al. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. **J Prosthet Dent**, v.30, n.4, p.424-31, 1973.
65. MOFFA, J.P. Reader's round table. **J Prosthet Dent**, v.31, n.1, p.692-4, 1974.

66. NASCIMENTO, C.; MIANI, P.K.; BEZZON, O.L.; GONÇALVES, M; ALBUQUERQUE JUNIOR, R.F. Shear bond strength between Ni-Cr alloy bonded to a ceramic substrate. **Gerodontology**, v. 2, n. 29, p. 909-13, 2012.
67. ÖZKURT, Z.; KAZAZOGLU, E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. **Dent Mater**, v. 30, n. 3, p. 274-80, 2011.
68. PAGNANO, V.O. et al. Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. **Braz Dent J**, v. 20, n. 2, p. 138-42, 2009.
69. PANG, I.C.; GILBERT, J.L.; CHAI, J.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copperalloy. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 1, p. 17-25, 1995.
70. PAPADOPOULOS, T.D.; SPYROPOULOS, K.D. The effect of a ceramic coating on the cpTi-porcelain bond strength. **Dent Mater**, v.2, n.25, p. 247-53, Fev 2009.
71. PRESWOOD, R.G. et al. A base metal alloy for ceramometal restoration. **J Prosthet Dent**, v.44, n.12, p.624-29, 1980.
72. PRETTI, M.; HILGERT, E.; BOTTINO, M.A.; AVELAR, R.P. Evaluation of the shear bond strength of the union between two Co Cr - alloys and a dental ceramic. **J Appl Oral Sci**, v.12, n.4, p.280-84, 2004.
73. PRÖBSTER, L.; MAIWALD, U.; WEBER, H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. **Eur J Oral Sci**, v. 104, n. 3, p. 313-9, Jun 1996.
74. ROACH, M. Base metals alloys used for dental restorations and implants. **Dent Clin North Am**, v.51, p.603-27, 2007.
75. SADEQ, A.; CAI, Z.; WOODY, R.D.; MILLER, A.W. Effects of interfacial variables on ceramic to cast and machined commercially pure titanium. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 1, p. 10-7, Jul 2003.
76. SATOH, Y. et al. 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**, v.32, n.1, p.27-34, 1990.

77. SCOLARO, J.M. **Estudo comparativo da resistência de união entre seis cerâmicas e quatro ligas metálicas utilizando testes de cisalhamento**. 2003. 159 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.
78. SCED, I.R.; McLEAN, J.W. The strength of metal-ceramic bonds with base metals containing chromium. A preliminary report. **Br Dent J**, v.132, n.6, p.232-4, 1972.
79. SHELL, J.S.; NIELSEN, J.P. Study of the bond between gold alloys and porcelain. **J Prosthet Dent**, v. 41, n. 6, p.1424-37, Nov-Dez 1962.
80. SHILLINGBURG, H.T.Jr.; HOBO, S.; WHITSETT, L.D.; JACOBI, R.; BRACKETT, S.E. **Fundamentos de Prótese Fixa**. 3ª ed. Trad. Ivone Castilho Benedetti. São Paulo: Quintessence, 1998. Cap. 21, p. 299-314: Inclusão e Fundição.
81. SILVA, T.B.C. **Fatores influentes na resistência da união metalocerâmica de ligas de Co-Cr, Ni-Cr e Ni-Cr-Be**. 2006. 209 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2006.
82. SIPAHI, C.; OZCAN, M. Interfacial shear bond strength between different base metal alloys and five low fusing feldspathic ceramic systems. **Dent Mater J**, v. 3, n. 31, p.333-7, 2012.
83. STEINER, P.J.; KELLY, J.R.; GIUSEPPETTI, A.A. Compatibility of ceramic-ceramic systems for fixed prosthodontics. **Int J Prosthodont**, v.10, n.4, p.375-80, 1997.
84. STEIN, R.S.; KUWATA, M.A. A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. **Dent ClinNorth Am**, v.21, n.4, p.729-49, 1977.
85. STOLL, R.; FISHCER, C.; SPRINGER, M.; STACHNISS, V. Marginal adaptation of partial crowns cast in pure titanium and a gold alloy – an *in vivo* study. **J Oral Rehabil**, v. 29, n. 1, p. 1-6, Jan 2002.
86. STRANDMAN, E.; LANDT, H. Oxidation resistance of dental chromium-cobalt alloys. **Quintessence Dent Technol**, v.6, n.1, p.67-74, 1982.

87. SYVERUD, M.; OKABE, T.; HERØ, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. **Eur J Oral Sci**, v. 103, n. 5, p. 327-30, Out 1995.
88. TAIRA, M.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H. Studies of Ti alloys for dental castings. **Dent Mater**, v. 5, n. 1, p. 45-50, Jan 1989.
89. TANGO, R.N. et al. Avaliação da resistência da união metal-cerâmica utilizando diferentes agentes de união. **Ciênc Odontol Bras**, v.9, n.1, p.17-23, 2006.
90. TOGAYA, T.; SUZUKI, M.; TSUTSUMI, A.; IDA, K. Application of pure titanium to the metal porcelain system. **Dent Mater J**, v. 2, n. 2, p. 210-19, 1983.
91. TRIFUNOVIC, D.M.; GLIGIC, M.; TODOROVIC, A.B. Study of Co-Cr-Mo alloys in metal-ceramics. **Stomatol Glas Srb**, v.37, n.4, p.369-74, 1991 (Abstract).
92. TROIA JR, M.G.; HENRIQUES, G.E.; MESQUITA, M.F.; FRAGOSO, W.S. The effect of surface modifications on titanium to enable titanium-porcelain bonding. **Dent Mater**, v. 24, n. 1, p. 28-33, 2008.
93. UCAR, Y.; AKSAHIN, Z.; KUTOGLU, C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. **J Prosthet Dent**, v.102, n.3, p.165-71, 2009.
94. UUSALO, E.K.; LASSILA, V.P.; YLI-URPO, A.U. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.57, n.1, p.26-9, 1987.
95. WAGNER, W.C.; ASGAR, K. Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. **J Biomed Mater Res**, v. 27, p. 531-537, 1993.
96. WATAHA, J.C.; MESSER, R.L. Casting alloys. **Dent Clin North Am**, v. 48, n. 2, p. 499-512, 2004.
97. WEISS, P.A. New design parameters: utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. **Dent Clin North Am**, v. 21, n. 4, p. 769-85, 1977.
98. WHITE, S.N.; HO, L.; CAPUTO, A.A.; GOO, E. Strength of porcelain fused to titanium beams. **J Prosthet Dent**, v. 75, n. 6, p. 640-648, 1996.

99. WU, Y., MOSER, J.B.; JAMESON, L.M.; MALONE, W.F. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.66, n. 4, p. 439-44, 1991.
100. YILMAZ, H.; DINÇER, C. Comparison of the bond compatibility of titanium and anNiCr alloy to dental porcelain. **J Dent**, v. 27, n. 3, p. 215-22, 1999.