

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG – MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

Evandro Vilela Neto

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE UMA CERÂMICA
FELDSPÁTICA E TRÊS LIGAS METÁLICAS ALTERNATIVAS**

Juiz de Fora
2015

EVANDRO VILELA NETO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE UMA CERÂMICA
FELDSPÁTICA E TRÊS LIGAS METÁLICAS ALTERNATIVAS**

Dissertação apresentada ao PPG –
Mestrado em Clínica Odontológica da
Faculdade de Odontologia da
Universidade Federal de Juiz de Fora,
como parte dos requisitos para obtenção
do título de Mestre. Área de
concentração: Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Helcio Nagib José Feres Reskalla

Coorientadora: Prof^a. Dra. Fabíola Pessoa Pereira Leite

Juiz de Fora

2015

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Vilela Neto, Evandro.

Avaliação da resistência de união entre uma cerâmica feldspática e três ligas metálicas alternativas. / Evandro Vilela Neto. -- 2015.

89 f.: il.

Orientador: Helcio Nagib José Feres Reskalla

Coorientadora: Fabíola Pessôa Pereira Leite

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, 2015.

1. Cerâmica. 2. Metais. 3. Ligas metalocerâmicas. 4. Resistência de materiais. 5. Microscopia eletrônica de varredura. I. Reskalla, Helcio Nagib José Feres, orient. II. Leite, Fabíola Pessôa Pereira, coorient. III. Título.

PPG - MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

EVANDRO VILELA NETO

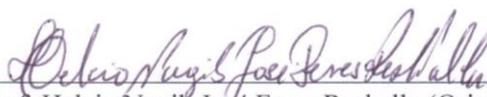
**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE UMA CERÂMICA FELDSPÁTICA E
TRÊS LIGAS METÁLICAS ALTERNATIVAS**

ORIENTADOR: Prof. Dr. Helcio Nagib José Feres Reskalla

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da
Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos (parcial) para obtenção do título de
Mestre em Clínica Odontológica.

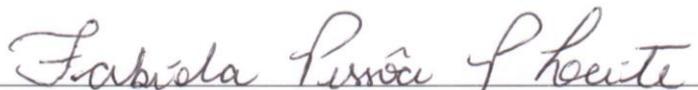
Aprovada em 02/07/2015

BANCA EXAMINADORA



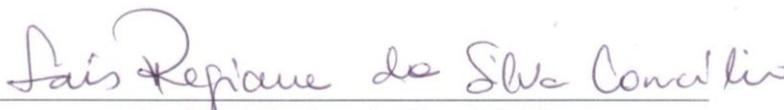
Prof. Helcio Nagib José Feres Reskalla (Orientador)

Doutor – UFJF



Prof. Fabíola Pessoa Pereira Leite

Doutora – UFJF



Prof. Laís Regiane da Silva Concilio

Doutora – UNITAU

Dedico este trabalho à minha esposa Franciane, por compartilhar os grandes momentos da minha vida não se importando com os esforços despendidos estando incondicionalmente disposta a me acolher nos momentos difíceis ensinando-me a nunca desistir diante dos obstáculos.

À pequena Maria Eduarda, minha filha, dádiva divina e razão de toda a minha vida. Papai agradece por compreender a minha ausência em momentos importantes de sua vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela presença constante em minha vida, sempre abençoando o meu caminho.

Aos meus pais Bernadete e José, que se doaram inteiros para realização dos meus sonhos. Sempre me apoiando e amando incondicionalmente. Obrigado por tudo!

De forma muito especial ao meu orientador, Professor Doutor Helcio Nagib José Feres Reskalla, meu grande mentor, por me ensinar os primeiros passos em Prótese Dentária e por ser para mim um espelho de profissional, pelo qual tenho profunda admiração e respeito. Deixo aqui registrada a minha gratidão eterna e o orgulho de ser não só um discípulo, mas também um amigo. Muito obrigado pela confiança em mim depositada!

À minha coorientadora, Professora Doutora Fabíola Pessôa Pereira Leite, pela disponibilidade, atenção e presteza. Obrigado por fazer parte dessa jornada com tamanho profissionalismo.

À Professora Doutora Laís Regiane da Silva Concilio, pelo aceite em participar da Banca Pública de Defesa de Dissertação, tendo desde já a certeza de que suas críticas e sugestões serão essenciais para o meu aperfeiçoamento profissional.

Aos professores do PPG - Mestrado em Clínica Odontológica - FO/UFJF, pelos ensinamentos na condução do saber científico e prático com tamanha sabedoria.

Ao coordenador do PPG - Mestrado em Clínica Odontológica - FO/UFJF, Professor Doutor Antonio Márcio Resende do Carmo, por seu exemplo de excelência e por estar sempre disposto a me ajudar. Obrigado pelos momentos compartilhados durante esta etapa de minha vida.

À Professora Doutora Maria das Graças Afonso Miranda Chaves, pela grande oportunidade que me foi dada em uma instituição que prima pela qualidade de sua infraestrutura e pela competência de seu corpo docente.

Aos colegas de turma, por todo o companheirismo vivenciado durante o curso, desejando que a amizade conquistada perdure independentemente de onde estivermos.

Às secretárias do PPG - Mestrado em Clínica Odontológica - FO/UFJF, Wanessa e Letícia, exemplos de eficiência, dedicação e simpatia. Agradeço pela atenção dispensada.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da UFJF, pelo excelente trabalho e simpatia.

Ao meu amigo João Paulo Sudré, que gentilmente abriu as portas de seu laboratório e, com carinho e competência, contribuiu, em muito, no desenvolvimento desta pesquisa.

"No que diz respeito ao desempenho, ao compromisso, ao esforço, à dedicação, não existe meio termo. Ou você faz uma coisa bem-feita ou não faz".

(Ayrton Sena)

VILELA NETO, E. **Avaliação da resistência de união entre uma cerâmica feldspática e três ligas metálicas alternativas.** Juiz de Fora (MG). 2015. 89 f. Dissertação (Programa de Pós-graduação – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

RESUMO

Este estudo avaliou, *in vitro*, a resistência de união ao cisalhamento entre uma cerâmica feldspática (VITAVM[®]13) e três ligas metálicas a base de Ni-Cr (Wironia Light[®]), de Ni-Cr-Ti (Tilite[®]) e de Co-Cr (Wirobond 280[®]), visando identificar a liga que apresenta os maiores índices de resistência à fratura no sistema metalocerâmico em que foram constituídos três grupos (n = 10): G1 (controle) – Ni-Cr/cerâmica; G2 – Ni-Cr-Ti/cerâmica; G3 – Co-Cr/cerâmica. Os trinta corpos de prova confeccionados, a partir de padrões de cera cilíndricos com 15 x 6 mm que foram obtidos por meio de matriz metálica, em que cada liga foi fundida conforme orientações de cada fabricante, utilizando-se a técnica da cera perdida. O acabamento foi realizado e em seguida os espécimes foram jateados com Al₂O₃. A quantidade da cerâmica aplicada foi padronizada utilizando-se a porção superior móvel da matriz, em forma semicircular de 3 mm de altura, que apresenta um orifício de 8,4 mm de diâmetro proporcionando camadas de cerâmica com dimensões semelhantes em todos os corpos de prova. Na investigação, foi utilizado o teste de cisalhamento, e durante o ensaio foram obtidos valores de força máxima de tensão (MPa) e deformação específica (%). Os padrões de falhas ocorridas (adesiva, coesiva ou mista) foram observados em estereomicroscópio. Ao MEV foram observadas, de forma descritiva, as superfícies fraturadas no teste ao cisalhamento e, ao EDS, de forma quantitativa (%), os elementos químicos. Para estas análises foram selecionadas, de forma aleatória, três corpos de prova de cada grupo. Na análise estatística aplicou-se ANOVA, prova de *Kolmogorov-Smirnov*, prova de *Levene*, prova robusta de *Brown-Forsythe*, prova do Qui-Quadrado e teste de *Post-Hoc* de *Fisher's Least Significant Difference*, todos com nível de significância de 5%. Ao teste de cisalhamento obteve-se as seguintes médias de tensão (MPa): G1 = 31,22 ± 7,06; G2 = 21,13 ± 4,02, e; G3 = 23,02 ± 5,69. Já as médias de deformação (%) foram: G1 = 12,28 ± 2,95; G2 = 7,948 ± 3,05; G3 = 9,19 12,28 ± 5,90. Na

comparação entre os grupos, no teste de cisalhamento, no que se refere à força de tensão, identificou-se que G1 (Ni-Cr) se diferenciou estatisticamente de G2 ($p = 0,002$) e de G3 ($p = 0,013$). Com relação aos elementos químicos encontrados nas superfícies dos espécimes analisados observou-se as seguintes diferenças estatisticamente significantes: no metal – G1 x G2 (Cr: $p = 0,004$); G1 x G3 (Co: $p = 0,000$; Ni: $p = 0,041$; W: $p = 0,000$); G2 x G3 (Co: $p = 0,000$; Cr: $p = 0,0005$; W: $p = 0,000$), e; na cerâmica – G1 x G2 (Al: $p = 0,005$; O: $p = 0,010$; Si: $p = 0,005$) e G2 x G3 (Al: $p = 0,027$; Si: $p = 0,016$). As ligas Ni-Cr e Co-Cr apresentaram 100% de falhas mistas. Já a liga Ni-Cr-Ti apresentou falhas mista (60%) e adesiva (40%). Portanto, conclui-se que todas as ligas estudadas estão indicadas para uso clínico; no entanto, a liga à base de Ni-Cr foi a que apresentou maior média de resistência de união, ao cisalhamento, com a cerâmica feldspática.

Palavras-chave: Cerâmica. Metais. Ligas metalocerâmicas. Resistência de materiais. Microscopia eletrônica de varredura.

VILELA NETO, E. **Bond strength evaluation from a feldspathic ceramic and three alternative metal alloys.** Juiz de Fora (MG). 2015. 89 f. Dissertação (Programa de Pós-graduação – Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

ABSTRACT

This study in vitro evaluated the bond shear strength from a feldspathic ceramic (VITAVM[®]13) and three Ni-Cr alloys (Wironia Light[®]), Ni-Cr-Ti (Tilite[®]) and Co-Cr (Wirobond 280[®]), to identify the alloy has the highest fracture resistance levels in metal-ceramic system in which they were constituted three groups (n = 10): G1 (control) – Ni-Cr/ceramics; G2 – Ni-Cr-Ti/ceramics; G3 – Co-Cr/ceramic. The thirty specimens confectioned from cylindrical wax patterns with 15 x 6 mm that were obtained by means of metallic matrix, wherein each league was fused according to guidelines of each manufacturer, using the lost wax technique. The finish was conducted and then the specimens were sandblasted with Al₂O₃. The amount of the ceramic applied was standardized using the movable upper portion of the die in circulate-half shape 3 mm in height, having a hole of 8.4 mm diameter providing ceramic layers with similar dimensions in all specimens. In the investigation, the shear test was used, and during the test were obtained maximum voltage values of strength (MPa) and specific strain (%). The patterns of faults occurred (adhesive, cohesive or mixed) were observed in stereo. When SEM were observed in a descriptive way, the fractured surfaces in shear test and when EDX, quantitatively (%), the chemical elements. For these analyzes were selected, at random, three specimens of each group. ANOVA, Kolmogorov-Smirnov test, Levene proof, Brown-Forsythe robust proof, Chi-Square and Post-Hoc test Fisher's Least Significant Difference was applied in statistical analysis, all with significance level of 5%. In the shear test there was obtained the following stress average (MPa): G1 = 31.22 ± 7.06; G2 = 21.13 ± 4.02, and; G3 = 23.02 ± 5.69. Since the strain, average (%) were: G1 = 12.28 ± 2.95; G2 = 7.948 ± 3.05; G3 = 9.19 12.28 ± 5.90. In comparison between groups, in shear testing, with regard the tensile strength, it was identified that G1 (Ni-Cr) G2 differed statistically (p = 0.002) and G3 (p = 0.013). With respect to the chemical elements found on the surfaces of the specimens analyzed, we observed

the following significant differences: the metal in metal – G1 x G2 (Cr: $p = 0.004$); G1 x G3 (Co: $p = 0.000$; Ni: $p = 0.041$; W: $p = 0.000$); G2 x G3 (Co: $p = 0.000$; Cr: $p = 0.0005$; W: $p = 0.000$), and; ceramics – G1 x G2 (Al: $p = 0.005$; O: $p = 0.010$; Si: $p = 0.005$) and G2 x G3 (Al: $p = 0.027$; Si: $p = 0.016$). Ni-Cr and Co-Cr alloys showed 100% of mixed failures. Since the Ni-Cr-Ti had mixed failure (60%) and adhesive (40%). Therefore, it is concluded that all the alloys studied are indicated for clinical use; however, to basis Ni-Cr showed the highest mean bond strength, shear, with feldspathic ceramic.

Keywords: Ceramics. Metals. Metal-ceramic alloys. Material resistance. Scanning electron microscopy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1	Materiais e principais componentes utilizados.....	35
Figura 1	Líquido modelador e pó da cerâmica feldspática VITAVM®13.....	36
Figura 2	Liga Ni-Cr (Wironia Light, Bego®)	36
Figura 3	Liga Ni-Cr-Ti (Tilite®)	37
Figura 4	Liga Co-Cr (Wirobond 280®)	37
Quadro 2	Constituição dos grupos.....	38
Figura 5	Esquema da matriz de aço: A) parte inferior; B) parte superior; C) perfuração cilíndrica central; D) padrão metálico; E) cerâmica aplicada.....	39
Figura 6	Matriz metálica.....	39
Figura 7	Padrões de cera dos grupos estudados.....	41
Figura 8	Cilindros de cera de um dos grupos em anéis de silicone/incluídos.....	41
Figura 9	Amostras de um dos grupos fundidas/desincluídas.....	42
Figura 10	Amostras de um dos grupos com acabamento.....	43
Quadro 3	Recomendações do fabricante para cocção da cerâmica.....	44
Figura 11	Camada de wash (opaque, VM13, Vita´) em dos grupos.....	45
Figura 12	Amostra de um dos grupos após aplicação do opaco.....	45
Figura 13	Amostra de um dos grupos após queima de opaco.....	45
Figura 14	Amostras de um dos grupos com cerâmica de dentina cor 2L2,5 (VM13, Vita®)	46
Figura 15	Amostras de um dos grupos após queima da cerâmica (VM13, Vita®)..	46
Figura 16	Amostras identificadas.....	46
Figura 17	Composição dos grupos.....	47
Figura 18	Vistas de amostra de um cp pronto para o ensaio mecânico.....	47
Figura 19	Cp posicionado na parte inferior da matriz.....	48
Figura 20	Momento do ensaio mecânico de cisalhamento.....	48
Figura 21	Cp fraturado no ensaio de cisalhamento.....	48
Quadro 4	Valores obtidos no momento de fratura no ensaio de cisalhamento.....	49
Quadro 5	Modos de falhas obtidos no ensaio de cisalhamento.....	55

Quadro 6	Percentual de elementos químicos encontrados nos espécimes dos grupos analisados ao EDS.....	50
Gráfico 1	<i>Box-plot</i> da variável tensão (MPa) dos grupos analisados.....	55
Gráfico 2	<i>Box-plot</i> da variável deformação (%) dos grupos analisados.....	56
Gráfico 3	Ocorrência do padrão de falhas nos grupos estudados.....	57
Figura 22	Padrão de falha mista em um dos cp do G1 (Ni-Cr). Observação em estereomicroscópio (aumento de 50X)	57
Figura 23	Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha mista em um dos cp do G1 (Ni-Cr). Observação em MEV (aumento de 1000X). Setas vermelhas cerâmica e setas verdes metal.....	58
Figura 24	Padrão de falha adesiva em um dos cp do G2 (Ni-Cr-Ti). Observação em estereomicroscópio (aumento de 50X)	58
Figura 25	Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha adesiva em um dos cp do G2 (Ni-Cr-Ti). Observação em MEV (aumento de 1000X)	59
Figura 26	Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha mista em um dos cp do G2 (Ni-Cr-Ti). Observação em MEV (aumento de 1000X). Setas vermelhas cerâmica e setas verdes metal.....	59
Figura 27	Padrão de falha mista em um dos cp do G3 (Co-Cr). Observação em estereomicroscópio (Aumento de 50X)	60
Figura 28	Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha mista em um dos cp do G3 (Co-Cr). Observação em MEV (aumento de 1000X). Setas vermelhas cerâmica e setas verdes metal.....	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Análise descritiva da variável tensão (MPa)	54
Tabela 2	Análise inter e intragrupos obtidos com ANOVA.....	54
Tabela 3	Comparação entre os grupos pelo teste <i>Post-Hoc</i> de <i>Scheffe</i>	54
Tabela 4	Análise descritiva da variável deformação (%).....	55
Tabela 5	Análise de Variância dos três grupos estudados.....	55
Tabela 6	Prova robusta de <i>Brown-Forsythe</i>	56
Tabela 7	Análise descritiva dos elementos químicos presentes (%) nas superfícies dos espécimes analisados.....	58 60
Tabela 8	Comparação entre os grupos – presença (%) dos elementos químicos na superfície dos espécimes analisados.....	60 64

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

Al	- Alumínio
Ba	- Bário
Be	- Berílio
Ca	- Cálcio
C	- Carbono
Co	- Cobalto
Co-Cr	- Cobalto-cromo
cp	- Corpo de prova
Cr	- Cromo
±	- Desvio-padrão (mais ou menos)
EDS	- <i>Energy Dispersive Spectroscopy</i>
S	- Enxofre
P	- Fósforo
Ga	- Gálio
GPa	- Gigapascal
g/cm ³	- Grama por centímetro cúbico
g/V	- Grama por velocidade
°C	- Grau Celsius
=	- Igual
lbs	- Libras
Mg	- Magnésio
•	- Maior que
+	- Mais
Mn	- Manganês
®	- Marca registrada
µm	- Micrômetro
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura
MPa	- Megapascal
•	- Menor que
-	- Menos

mm - Milímetro
Mo - Molibdênio
N - Newton
Ni - Níquel
Ni-Cr - Níquel-cromo
Ni-Cr-Be - Níquel-cromo-berílio
Ni-Cr-Ti - Níquel-cromo-titânio
nº. - Número
Au - Ouro
Al₂O₃ - Óxido de alumínio
K₂O - Óxido de potássio
SiO₂ - Óxido de sílica
O - Oxigênio
Pd - Paládio
% - Percentual
Pt - Platina
Ag - Prata
Ag-Pd - Prata-paládio
K - Potássio
PPF - Prótese parcial fixa
PPR - Prótese parcial removível
Kgf - Quilograma força
RMT - Resistência máxima à tração
Si - Silício
Na - Sódio
Ti - Titânio
W - Tungstênio
X - Vezes (magnificação)
Zr - Zircônio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1 Cerâmicas feldspáticas	20
2.2 Ligas metálicas	22
2.3 Estudos laboratoriais	24
3 PROPOSIÇÃO	34
4 MATERIAIS E MÉTODOS	35
4.1 Materiais	35
4.2 Composição dos grupos	38
4.3 Matriz metálica utilizada	38
4.3 Confecção dos corpos de prova (cp)	40
4.3.1 Acabamento	42
4.3.2 Pré-oxidação da liga	43
4.3.3 Aplicação da cerâmica	44
4.4 Teste de cisalhamento	47
4.5 Obtenção dos dados	49
4.6 Análise estatística	52
5 RESULTADOS	54
6 DISCUSSÃO	68
REFERÊNCIAS	76
APÊNDICE A – ILUSTRAÇÕES DO EDS	81

1 INTRODUÇÃO

O sistema de prótese fixa que utiliza a associação metal/cerâmica é seguramente o mais utilizado (XIANG et al., 2012), e esta união está relacionada à grande versatilidade dos materiais, elevada resistência mecânica, estética satisfatória e facilidade na técnica de confecção (GOMES et al., 2008; MANSO et al., 2011; MARTINS et al., 2010; XIANG et al., 2012).

As cerâmicas constituem importante alternativa como material restaurador devido a vantagens, como estética, biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica que se aproxima à dos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal e estabilidade de cor (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013; GOMES et al., 2008; NAESELIUS; ARNELUD; MOLIN, 2008; ZAHRAN et al., 2008). Entretanto, as cerâmicas são frágeis e de baixa resistência mecânica, quando submetidas às tensões de tração, o que compromete seu desempenho clínico em alguns aspectos (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013; MARTINS et al., 2010). Assim, as cerâmicas feldspáticas foram desenvolvidas na Inglaterra, às quais foram incorporadas 40 a 50% de cristais de óxido de alumínio (Al_2O_3), com o objetivo de melhorar a resistência das próteses parciais fixas (PPF) (120 a 180 MPa) sem, no entanto, prejudicar a estética (BALDSSARA et al., 2010; EISENBURGER, M. et al., 2011; GOMES et al., 2008; MANSO et al., 2011). Foram as pioneiras a serem confeccionadas em alta fusão, em que, na associação com as lâminas de platina (Pt) constituíam as coroas metalocerâmicas (KRÄMER et al., 2009; MARTINS et al., 2010; STEVENSON; IBBETSON, 2010).

A composição química dos materiais é vista como fator determinante na biocompatibilidade das ligas metálicas empregadas (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013; WATAHA, 2002). As principais vantagens das ligas de metais básicos em relação às nobres são a baixa densidade, alta temperatura de fusão, alta resistência ao escoamento durante a cocção da cerâmica e baixo custo (BAUER et al., 2003).

Embora ligas a base de níquel-cromo (Ni-Cr) ainda sejam bastante utilizadas na confecção de próteses metalocerâmicas, o uso dessas ligas tornou mais evidente o efeito alergênico do Ni em pacientes e a toxicidade do berílio (Be) em técnicos de laboratório, razão pela qual novas ligas estão sendo testadas (ANUSAVICE, 2013; BAUER et al., 2003; WATAHA, 2000; XIANG et al., 2012).

Esses fatores determinam a utilização das ligas de cobalto-cromo (Co-Cr), devido à sua compatibilidade biológica (XIANG et al., 2012), pois, geralmente, não apresentam em sua composição elementos químicos que tenham potencial alergênico (GRIMAUDO, 2001).

Devido à baixa condutividade térmica, excelente biocompatibilidade e baixo custo, o titânio (Ti) passou a ser empregado na Odontologia (DEKON et al., 2008); no entanto, seu processamento laboratorial, principalmente em relação à fundição, requer equipamentos especiais, para evitar a oxidação do metal (YODA et al., 2001). O Ti pode contribuir para a união metal/óxido, por meio de uma reação química, na qual ocorre a propagação dos componentes da cerâmica aos componentes sódio (Na), potássio (K) e bário (Ba), presentes na camada de óxido de Ti (TiO₂) (DEKON et al., 2008).

Ressalta-se que as ligas não nobres apresentam excelentes propriedades mecânicas, tais como resistência à deformação permanente e alto módulo de elasticidade, que lhes conferem a vantagem de obter infraestruturas com pequena espessura e com a rigidez requerida para próteses dentárias (BAUER et al., 2003).

Além disso, tratando-se de próteses dentárias metalocerâmicas, é importante conhecer as características das cerâmicas utilizadas, sendo que, em geral, as cerâmicas empregadas para esse fim são resistentes à compressão, apresentam baixa temperatura de fusão, o que diminui o potencial de distorção do *coping* metálico, não sofrem corrosão e são resistentes aos fluidos orais (GOMES et al., 2008).

Para alcançar a longevidade clínica das coroas metalocerâmicas, é essencial que as mesmas apresentem uma resistência adequada na união metal/cerâmica, pois qualquer tipo de falha nessa interface leva ao insucesso dessas restaurações (FISCHER et al., 2010; ÖZCAN; NIEDERMEIER, 2002; XIANG et al., 2012). Analisar os tipos de falhas é também importante pois estas podem se apresentar como adesivas, coesivas e mistas. As falhas adesivas ocorrem na interface metal/cerâmica, as coesivas no substrato cerâmico e as mistas se apresentam tanto na interface como na cerâmica (ÖZCAN; NIEDERMEIER, 2002).

Na Odontologia, a realização de estudos comparativos, *in vivo*, para se alcançar o objetivo proposto, pode apresentar muitas variáveis, o que pode ser minimizado a partir do desenvolvimento de protocolos de pesquisa, *in vitro*,

padronizando os procedimentos e limitando ao máximo as variáveis envolvidas. Assim, os resultados podem ser representativos e passíveis de comparação.

Durante as funções mastigatórias, os materiais restauradores estão sujeitos a vários tipos de forças como de compressão, de cisalhamento, de tração e podem com isso sofrer falhas. Como o processo de mastigação está relacionado com o fenômeno de cisalhamento, avaliar materiais restauradores por esse ensaio mecânico é essencial para o real conhecimento de suas propriedades (ABOUSHELIB et al., 2009). Os testes de cisalhamento são largamente empregados para esta análise, pois são os que melhor reproduzem as condições clínicas. Na literatura tem-se o teste de cisalhamento desenvolvido por Shell e Nielsen (1962) e modificado por Chiodi Netto (1981) que por ser de fácil confecção, é utilizado com frequência em trabalhos de pesquisa (DEKON et al., 2008; FERNANDES, 2006; RESKALLA, 2000).

Mediante ao exposto, este estudo objetivou analisar, *in vitro*, a resistência de união ao cisalhamento entre uma cerâmica feldspática e três ligas metálicas alternativas à base de Co-Cr, de Ni-Cr e de Ni-Cr-Ti, analisando os modos de falhas, ou seja, na interface metal/cerâmica, no substrato cerâmico ou mista, por meio da utilização de microscopia óptica e também de um microscópio eletrônico de varredura (MEV). O teste de resistência ao cisalhamento, acompanhado da análise das fraturas por meio de MEV tem sido bem aceito na comunidade científica (VASQUEZ; OZCAN; KIMPARA, 2009). Essa técnica é indicada quando se deseja verificar mudanças na superfície de uma mesma amostra e, ainda, quando procedimentos convencionais podem causar alterações em uma determinada superfície. Ao microscópio eletrônico pode ser acoplado o sistema de *Energy Dispersive Spectroscopy* (EDS), o qual possibilita a determinação da composição química qualiquantitativamente das amostras (DEDAVID; GOMES; MACHADO, 2007; DUARTE et al., 2003).

Portanto, grande parte do sucesso das restaurações metalocerâmicas depende da capacidade de resistência da união na interface metal/cerâmica, demonstrando assim, a importância deste tipo de estudo sobre o tema.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Cerâmicas feldspáticas

Para Gomes et al. (2008), os feldspatos usados para cerâmicas odontológicas são relativamente puros e sem cor. Portanto, pigmentos devem ser adicionados para produzir os matizes dos dentes naturais ou a aparência dos materiais restauradores estéticos que possam estar presentes nos dentes adjacentes. Os vários componentes da cerâmica combinados resultam em duas fases principais: a fase vítrea, ou matriz de vidro e a fase cristalina, ou mineral. A fase vítrea é formada durante o processo de cocção e possui propriedades típicas de um vidro, como: friabilidade, padrão de fratura não direcional e alta tensão superficial no estado fluido. A fase cristalina inclui sílica (SiO_2) e alguns óxidos metálicos (pigmentos). As próteses metalocerâmicas, que representam a principal utilização da cerâmica feldspática convencional, tiveram grande desenvolvimento a partir de 1956, com a união de ligas áuricas à cerâmica. A grande escalada do preço do ouro (Au) estimulou as pesquisas para obtenção das ligas alternativas, de menor custo, como as de Ni-Cr e prata-paládio (Ag-Pd), utilizadas rotineiramente nos dias atuais. A associação da cerâmica ao metal veio superar a principal limitação ao uso da cerâmica em dentes posteriores e em PPF: a sua falta de resistência à tração e cisalhamento. A cerâmica feldspática pode ser classificada de acordo com sua temperatura de fusão: cerâmica de alta fusão ($> 1300^\circ\text{C}$), média fusão ($1101-1300^\circ\text{C}$), baixa fusão ($850-1100^\circ\text{C}$) e ultrabaixa fusão ($650-850^\circ\text{C}$). Tem indicação para confecção de coroas de diversos tipos (camada de opaco, corpo de dentina, dentina gengival, *overlay* de esmalte e esmalte incisal), restaurações metalocerâmicas e totalmente cerâmicas com baixo conteúdo de leucita (coroas, *inlays*, *onlays* e facetas laminadas).

De acordo com Santos (2012), a cerâmica de uso odontológico é um material composto de fases heterogêneas já que possui em sua composição uma fase cristalina e outra fase vítrea ao seu redor. A maioria das cerâmicas dentais é composta por feldspato, que é formado pelo óxido de potássio (K_2O), óxido de alumínio (Al_2O_3) e SiO_2 . O feldspato, quando misturado com vários outros óxidos

metálicos e posteriormente queimado em alta temperatura, irá dar origem a uma fase cristalina chamada leucita, juntamente com outra fase vítrea líquida, a qual se denomina de fase eutética. Esta fase promove a coalescência das partículas do pó cerâmico quando sinterizadas no estado sólido, isto é, a fase líquida envolve as partículas remanescentes, formando um sólido denso. Quando se inicia o resfriamento das cerâmicas feldspáticas, trocas iônicas ocorrem entre os átomos dos diferentes elementos colocados em contato. Essas trocas vão ocasionar um rearranjo eletrônico, buscando a eletroneutralidade do material, até atingir seu nível de energia interna mínimo, ou energia de equilíbrio. A partir do núcleo formado, este novo arranjo irá promover o crescimento dos grãos do mineral cristalino chamado leucita, originando a fase cristalina.

Segundo Stevenson e Ibbetson (2010), as cerâmicas feldspáticas foram as pioneiras a serem confeccionadas em alta fusão e na associação com as lâminas de Pt constituíam as coroas metalocerâmicas. Com ótima qualidade estética, as coroas puras de porcelanas feldspáticas foram utilizadas por longa data, entretanto, sua baixa resistência limitou sua indicação apenas para coroas unitárias anteriores em situações de pequeno stresse oclusal.

No entendimento de Anusavice, Shen e Rawls (2013), as cerâmicas utilizadas para a confecção de restaurações metalocerâmicas possuem translucidez semelhante aos dentes, são resistentes à compressão, apresentam baixa temperatura de fusão, o que diminui o potencial de distorção do *coping* metálico, não corroem e são resistentes aos fluidos orais. No entanto, apresentam baixa resistência à flexão (60 MPa) e elevada dureza, a qual poderá provocar abrasão dos dentes opostos. São indicadas como material para faceta das coroas metalocerâmicas e PPF. A união metal/cerâmica é derivada basicamente de três princípios: molecular (óxidos formados na superfície do metal agem como componente de união permanente, formando uma estrutura sanduíche, a qual é unida separadamente tanto ao substrato do metal como da cerâmica), mecânico (a rugosidade de superfície produzida pelo jateamento promove retenção mecânica e aumenta a área superficial para a união com a cerâmica) e união de compressão (o coeficiente de expansão térmico é discretamente mais baixo que da liga metálica para assegurar que a cerâmica esteja sob baixa compressão após o esfriamento).

2.2 Ligas de metais não nobres

De acordo com Wataha (2000), na transição entre as décadas de sessenta e setenta iniciou-se o uso de ligas de fundição compostas de metais básicos como infraestrutura das próteses metalocerâmicas. Um sistema de liga é a reunião de dois ou mais metais em qualquer forma de combinação possível, portanto, para se especificar uma liga em particular, é necessário identificar e quantificar, em porcentagem de peso ou porcentagem atômica, cada um dos elementos que a compõe.

Para Wataha (2001), a grande aceitação das ligas desenvolvidas com metais básicos deve-se especialmente às propriedades mecânicas e ao baixo custo, exceto as ligas de titânio, que possuem propriedades mecânicas inferiores às de metais nobres. Por definição esta classe de ligas odontológicas contém menos de 25% em peso da composição de metais nobres, o que na prática traduz-se na ausência destes. As ligas de metais básicos apresentam valores altos de resistência mecânica e de dureza, assim como do módulo de elasticidade, além de serem mais resistentes à deformação em temperaturas elevadas. O módulo de elasticidade das ligas aúricas mais resistentes (90 GPa) corresponde a aproximadamente 50% do valor nas ligas de metais básicos (185-225 GPa), mostrando-se igualmente inferior ao módulo de elasticidade das ligas à base de Pd (115-125 GPa). Fazem parte desta classe as ligas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be, Co-Cr e as ligas à base de Ti.

Segundo Wataha (2002), as ligas de metais básicos têm coloração acinzentada, enegrecida ou esverdeada que é uma dificuldade adicional na cobertura com a cerâmica opaca. Quando o mascaramento dos óxidos não é bem-sucedido, a estética da restauração é prejudicada. A espessura da camada óxida das ligas à base de Ni ou Co é maior que em outras ligas por conterem elementos que prontamente formam óxidos durante a sinterização do opaco. A espessura não controlável da camada de óxidos no processamento artesanal das ligas pode ser prejudicial à união metal/cerâmica. As ligas de Co-Cr são multifásicas e utilizadas na confecção de coroas metálicas, peças metalocerâmicas ou como infraestrutura da prótese parcial removível (PPR), sendo esta última a sua maior aplicação. Normalmente têm alguma quantidade de carbono (C) na composição para conferir resistência. Tanto as ligas à base Co-Cr quanto as Ni-Cr tornaram-se cada vez mais

popular em comparação com as convencionais ligas de Au, que eram predominantemente os metais anteriormente utilizados para a fabricação de estruturas de PPR. Além das excelentes propriedades mecânicas e resistentes às manchas, as ligas de Co-Cr têm quase metade da densidade das ligas à base de Au, e, assim, o peso das restaurações dentárias e estruturas fabricadas tornam-se significativamente mais leves. Constituem-se em boas alternativas para pacientes com reconhecido histórico de sensibilidade ao Ni. A seleção e manipulação adequada das ligas odontológicas de fundição são primordiais no desenvolvimento de trabalhos de qualidade duradoura e necessitam de ampla escala de temperatura de fusão para que o metal solidifique em temperatura bastante superior à temperatura de sinterização da cerâmica, reduzindo a deformação da fundição durante a aplicação da mesma. A amplitude da escala é importante, pois quanto mais ampla a escala de temperatura de fusão, maior a probabilidade de a liga segregar durante a solidificação.

Para Tróia Júnior et al. (2003), o Ti é conhecido por sua biocompatibilidade, bioinércia, baixo custo relativo, módulo de elasticidade semelhante ao dos tecidos calcificados, estabilidade química e alta resistência à corrosão. Uma das características mais interessantes do Ti é sua alta reatividade. Em contato com o ar, a superfície reage prontamente, produzindo uma fina camada de óxidos densos e estáveis, que protegem o metal contra os ataques químicos, soluções ácidas e atmosferas oxidantes. Apresenta ainda resistência à tração de 200 a 700 Mpa. As principais desvantagens do uso de ligas à base de Ti para trabalhos metalocerâmicos relacionam-se à necessidade de equipamentos especiais, difícil manuseio, compatibilidade com cerâmicas de ultra baixa fusão e à tendência para formar óxidos não aderentes à cerâmica em temperaturas superiores a 800°C.

De acordo com Al Jabari (2014), as ligas à base de Co-Cr são classificadas como alternativas e são amplamente conhecidas pelas suas aplicações biomédicas nas áreas ortopédicas e dentárias. Na Odontologia, são comumente usadas para a fabricação de estruturas metálicas de PPR e, têm sido utilizadas como subestruturas de metal para a fabricação de restaurações metalocerâmicas. O aumento do interesse mundial na utilização de ligas de Co-Cr para aplicações dentárias está relacionado ao seu baixo custo e às propriedades físico-mecânicas adequadas. Além disso, entre as ligas de metais básicos, as de Co-Cr são usadas

com mais frequência em muitos países para substituir as ligas de Ni-Cr. Isto é devido, principalmente, ao aumento da preocupação em relação às reações alérgica e aos efeitos tóxicos de Ni sobre o corpo humano quando ligas contendo Ni são expostas à cavidade oral.

2.3 Estudos laboratoriais

Frente à necessidade de melhor conhecer a união entre a cerâmica e o metal, Shell e Nielsen (1962), propuseram um dos primeiros testes desenvolvidos especificamente para mensurar a resistência de união. Esse teste consistiu em se aplicar a cerâmica sobre uma haste metálica e medir a resistência do conjunto sob tensão de cisalhamento.

Posteriormente, Chiodi Netto (1981) modificou o teste de Shell e Nielsen (1962), para também determinar a resistência de união entre cerâmica e metal, que se baseia em tensões de cisalhamento. No teste a cerâmica é aplicada em forma semicircular, isto é, somente em metade da circunferência do corpo do padrão metálico, evitando a formação de tensões residuais internas, que poderiam traduzir-se em falhas de adesão.

Reskalla (2000) utilizando o teste proposto por Chiodi Netto (1981), verificou a resistência de união entre um sistema cerâmico (Noritake[®]) e quatro ligas de Ni-Cr, sendo uma com Be (Verabond[®]), uma sem Be (Verabond II[®]) e duas com Ti (Vat 80A[®] e Inconel X750[®]). Foram obtidos quarenta cp sendo dez para cada liga utilizada. Nas comparações individuais e interações (teste de Tukey 5%), observou diferenças significantes entre as ligas Verabond II[®] x Vat 80A[®], Verabond II[®] x Inconel X750[®] e Verabond[®] x Inconel X750[®]. No teste *Kruskal-Wallis* também houve diferença significativa entre Verabond[®] x Vat 80A[®]. Em relação às quatro ligas utilizadas, as ligas de Ni-Cr com Ti (Vat 80 A[®] e Inconel X750[®]) foram superiores às ligas de Ni-Cr com e sem Be. No teste de *Kruskal-Wallis* não houve diferença significativa entre Verabond[®] x Verabond II[®] e Vat 80A[®] x Inconel X750[®]. Concluiu que as ligas testadas podem ser indicadas para uso clínico com relação à adesão metal/cerâmica.

Bauer et al. (2003) verificaram a resistência máxima à tração (RMT) de três ligas a base de Ni-Cr fundidas com duas diferentes fontes de calor: maçarico gás/oxigênio (MA) e indução eletromagnética (IE). As ligas utilizadas foram Ni-Cr (VeraBond II – NC), Ni-Cr-Be (VeraBond – NB) e Ni-Cr-Ti (Tilite-Star – NT), formando seis grupos. Para tanto, foram confeccionados 36 corpos de prova (cp) na forma de cilindro com 45 mm de comprimento e 1,6 mm de diâmetro ($n = 6$ para cada condição) em um revestimento fosfatado (Micro Fine 1700[®]). O ensaio de tração foi realizado em uma máquina de ensaios universal (Riehle[®]), à velocidade de 0,5 mm/minuto, com distância entre garras de 25 mm. Os dados foram submetidos à ANOVA e teste de *Tukey* ($p = 5\%$). As médias, os desvios-padrão (MPa) foram: grupo (NC/MA) = $613,8 \pm 87,8^b$; grupo (NC/IE) = $557,4 \pm 80,0^b$; grupo (NB/MA) = $877,7 \pm 76,8^{(a)}$; grupo (NB/IE) = $675,9 \pm 103,9^{(b)}$; grupo (NT/MA) = $836,0 \pm 57,6^{(a)}$; grupo (NT/IE) = $912,1 \pm 79,9^{(a)}$. Observaram que os valores de RMT para as ligas Ni-Cr e Ni-Cr-Ti não foram significativamente alterados pela fonte de calor; já, para a liga Ni-Cr-Be, os valores foram influenciados pelo método, daí a interação significativa, sendo que no grupo fundido com MA foi obtida a maior média. Os maiores valores de RMT foram obtidos com a liga Ni-Cr-Ti, independentemente da fonte de calor utilizada, e com a liga Ni-Cr-Be fundida com maçarico. Concluíram que a fonte de calor influenciou apenas a liga de Ni-Cr-Be. A liga de Ni-Cr-Ti teve um comportamento superior ao da liga de Ni-Cr, independentemente da fonte de calor utilizada.

Fernandes (2006) comparou a resistência de união metal/cerâmica frente à força de cisalhamento entre uma liga de Ni-Cr sem Be, Verabond II[®] e duas ligas de Co-Cr, New Ceram[®] e Wirobond C[®], associadas a duas cerâmicas, Ômega 900[®] e Noritake EX-3[®]. Os resultados da análise e dos testes estatísticos mostraram que os grupos foram estatisticamente diferentes entre si, no entanto, existiram grupos estatisticamente iguais, formando dois conjuntos: A – formado pelos grupos Verabond II[®] x Noritake EX-3[®] (VN); Verabond II[®] x VITA[®] (VV); Wirobond-C[®] x Noritake EX-3[®] (WN) e; B – New-Ceram[®] x Noritake EX-3[®] (NC-N); Wirobond-C[®] x VITA[®] (WV); New-Ceram[®] x VITA[®] (NC-V), sendo o conjunto B estatisticamente superior ao conjunto A. Os resultados demonstraram: VN ($12,51 \pm 4,46$ MPa; 36%); VV ($13,73 \pm 3,73$ MPa; 42%); WN ($15,37 \pm 6,85$ MPa; 45%); NC-N ($19,10 \pm 10,09$ MPa; 53%); WV ($20,77 \pm 7,51$ MPa; 36%), e; NC-V ($21,15 \pm 8,89$ MPa; 42%). Concluiu que as ligas de Co-Cr tiveram comportamento superior à liga de Ni-Cr sem

Be. Essas ligas comprovaram suas indicações para trabalhos metalocerâmicos, em relação à adesão metal/cerâmica, embora mais testes devam ser realizados.

Tango et al. (2006) avaliaram a resistência da união ao cisalhamento entre uma liga de Co-Cr para metalocerâmicas (New Ceram[®]) e uma cerâmica (Vita Omega 900[®]). Todos os cp foram asperizados em suas superfícies metálicas por meio do jateamento com Al₂O₃ 110 µm. Foram utilizados três grupos: G1, controle (sem agente de união); G2 – agente de união Wash Opaque Vita Ômega 900[®], e; G3 – agente de união Pré Bond Opaque[®]. As médias de resistência de união para os grupos foram: G1 – 76,33 ± 5,69 MPa; G2 – 101,13 ± 16,74 MPa; G3 – 114,55 ± 6,80 MPa. Os resultados mostraram que o grupo não tratado (G1) com agente de união apresentou valores de resistência de união significativamente inferiores em relação aos grupos tratados (G2 e G3). Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência de união dos dois grupos tratados. Concluíram que a aplicação dos agentes de união contribuiu positivamente nos valores de resistência de união.

Akova et al. (2008) compararam a resistência ao cisalhamento de ligas metálicas em Ni-Cr (Wiron 99[®]) e Co-Cr (WBC 9581[®]) fundidas e liga em Co-Cr sinterizada a laser associadas à cerâmica dental VMK 95[®]. Para tanto, confeccionaram dez cp para cada liga metálica estudada (n = 30), sendo que o preparo da liga Co-Cr sinterizada a laser foi realizado com o uso do sistema PM 100 (Phenix Systems[®]). A aplicação do opaco e da cerâmica se deu de acordo com as recomendações do fabricante, sendo realizada a padronização da espessura da cerâmica (4 mm) para todas as amostras por meio de um aparelho fabricado especificamente para a pesquisa. Após a realização do teste de cisalhamento, submeteram os dados aos testes ANOVA e de múltipla comparação *Tukey HSD*, ambos com significância de 5%. Além disso, procederam a análise estereomicroscópica dos espécimes fraturados a fim de classificarem o tipo de falha ocorrida. Os conjuntos confeccionados com a liga Ni-Cr apresentaram a maior força de cisalhamento (81,6 ± 14,6 MPa), não havendo diferenças estatisticamente significativas (p > 0,05) entre os conjuntos produzidos com as ligas Co-Cr fundida (72,9 ± 14,3 MPa) e Co-Cr sinterizada a laser (67,0 ± 14,9 MPa). Todos os conjuntos confeccionados com ligas Ni-Cr e Co-Cr fundidas apresentaram falhas mistas, sendo que, o conjunto da liga Co-Cr sinterizada a laser, cinco apresentaram falha mista e cinco apresentaram falha adesiva. Concluíram que a técnica de sinterização a laser

da liga Co-Cr é promissora para aplicações odontológicas em restaurações metalocerâmicas.

Dekon et al. (2008) avaliaram a resistência de união metal/cerâmica entre uma liga à base de Ni-Cr-Ti (Tilite[®]) e um sistema cerâmico (Will-Ceram[®]) por meio de teste de cisalhamento. Quarenta padrões metálicos (15 x 20 x 6,5 mm) foram confeccionados em função da ausência ou presença da oxidação prévia em diferentes tempos de acordo com os grupos experimentais: G1 – sem oxidação prévia; G2 – 0 minutos de permanência na temperatura final de oxidação prévia; G3 – 2 minutos de permanência e; G4 – 5 minutos de permanência. Sobre os padrões metálicos, foi aplicado o sistema cerâmico (Will-Ceram[®]). O ensaio de cisalhamento foi realizado em máquina de ensaio universal (250 kgf/500 g/V = 0,5 mm/min⁻¹). Depois do ensaio mecânico, realizaram observação das amostras em microscópio óptico, padronizando-se a magnificação em 10X de aumento. Os resultados foram submetidos ao teste de ANOVA e ao teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância. O G1 apresentou os maiores valores de resistência ao cisalhamento (220,56 ± 18,56 MPa), não diferindo estatisticamente do G2 (201,69 ± 29,90 MPa) ($p < 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os G2 e G3 (171,59 ± 41,32 MPa) ($p > 0,05$). O G4 apresentou os menores valores de resistência ao cisalhamento (152,41 ± 26,61 MPa), não diferindo estatisticamente do G3 ($p < 0,05$). Verificaram que ocorreram falhas do tipo adesiva na interface metal/cerâmica e coesiva na cerâmica. Os maiores valores médios foram obtidos para o grupo sem oxidação prévia (G1) sem diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo com tempo de 0 minuto de permanência na temperatura final de oxidação prévia (G2); não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com 0 e 2 minutos de permanência na temperatura final de oxidação prévia (G2 e G3); o grupo com 5 minutos de oxidação prévia (G4) apresentou os menores valores de resistência ao cisalhamento sem diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo com tempo de 2 minutos de permanência na temperatura final de oxidação prévia (G3).

Ucar, Aksahin e Kurtoglu (2009) avaliaram o efeito da reutilização de ligas metálicas em Ni-Cr (Remanium CSE[®]) na resistência de sua união com a cerâmica dentária VMK 95[®]. Para tanto, dividiram a amostra em quatro grupos de conjuntos metal/cerâmica, de acordo com a reutilização da liga metálica na fundição dos espécimes: G1) 100% de ligas novas; G2) 50% de ligas novas e 50% de ligas reutilizadas de G1; G3) 50% de ligas novas e 50% de ligas reutilizadas de G2; G4)

50% de ligas novas e 50% de ligas reutilizadas de G3. Para a análise, realizaram teste de cisalhamento e ensaio de flexão de três pontos, sendo que as superfícies dos espécimes fraturados foram analisadas por estereomicroscopia e MEV. Os dados foram tratados estatisticamente pelos testes ANOVA e de comparações múltiplas de *Tukey*, com nível de significância de 1%. A média da força de cisalhamento do G1 ($738,0 \pm 77,1$ N) foi significativamente superior do que a de G2 ($577,8 \pm 139,4$ N), G3 ($494,8 \pm 77,6$ N) e G4 ($480,5 \pm 60,9$ N). Da mesma forma, a média da carga de pico para o ensaio de flexão de três pontos para G1 ($39,8 \pm 1,79$ N) foi também estatisticamente superior do que para os demais grupos ($p < 0,01$). Para ambos os testes, não encontraram diferença significativa entre G2, G3 e G4. À microscopia, todas as amostras de todos os grupos demonstraram um modo misto de falha. Concluíram que, em geral, houve acordo entre os dois testes de força realizados, indicando que a reutilização da liga metálica na fundição dos espécimes reduziu a resistência ao cisalhamento, a qual diminui de acordo com o aumento no número de reutilizações.

Vasconcellos et al. (2009) avaliaram a influência da temperatura de queima da camada de opaco na resistência de união entre uma liga de Co-Cr e uma cerâmica (Vita Omega 900[®]), após serem submetidos ao ensaio de flexão de três pontos. A hipótese levantada foi a de que o aumento da temperatura de queima do opaco melhora a resistência flexural da cerâmica aplicada sobre o metal. Trinta barras metálicas (25 x 3 x 0,5 mm) foram fundidas em Co-Cr e as áreas centrais das barras (8 x 3 mm) foram jateadas com partículas de Al₂O₃ de 150 µm sob pressão de 50 lbs e distância de 2 cm por um período de 10 segundos, e divididas em três grupos de acordo com a temperatura de queima da camada de opaco (n = 10): G1 (controle) – 900°C; G2 – 950°C, e; G3 – 1000°C. As cerâmicas opaca e de corpo foram queimadas sobre a área central. Os espécimes foram mantidos em água destilada à 37°C durante 24 horas e a seguir foram submetidos ao teste de flexão de três pontos em máquina de ensaio universal EMIC modelo DI-1000. Após o teste, os tipos de falhas foram classificados. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente (*Kruskal-Wallis* e teste de *Dunn*, $p = 0,05$). A diferença dos valores médios de resistência flexural foi estatisticamente significativa ($p = 0,004$), sendo que os G2 ($19,84 \pm 4,24$ N) e G3 ($22,43 \pm 5,94$ N) exibiram valores de resistência flexural maiores que o G1 ($12,525 \pm 1,08$ N). O modo de falha predominante foi adesiva para o grupo G1 e exclusivamente coesiva com presença de cerâmica na superfície dos

G2 e G3. Concluíram que a elevação da temperatura da camada de queima de opaco influenciou positivamente, de maneira significativa, a resistência de união entre o metal e a cerâmica.

Lombardo et al. (2010) avaliaram a influência do tratamento de superfície na resistência ao cisalhamento entre uma liga de Co-Cr e duas cerâmicas. Para tanto, confeccionaram 48 cilindros de metal (4 mm de espessura x 3,7 mm de altura), os quais foram divididos em quatro grupos (n = 12), de acordo com o tipo de cerâmica de recobrimento (StarLight Ceram[®] e Duceram Kiss[®]) e com os tratamentos de superfície (jateamento com partículas de Al₂O₃ ou broca de tungstênio). Assim: G1 – StarLight Ceram[®] + jateamento com partículas de Al₂O₃; G2) StarLight Ceram[®] + broca de tungstênio; G3) Duceram Kiss[®] + jateamento com partículas de Al₂O₃, e; G4) Duceram Kiss[®] + broca de tungstênio. Os cp foram envelhecidos por meio de ciclagem térmica e submetidos ao teste de cisalhamento em uma máquina universal de testes, com célula de carga de 100 Kg (velocidade: 0,5 mm/minuto). Os dados foram analisados utilizando a ANOVA e o teste de *Tukey* (5%), sendo que a classificação do tipo de falha foi realizada usando um microscópio óptico (30X). As médias da resistência ao cisalhamento foram: G1 (57,97 ± 11,34 MPa); G2 (40,62 ± 12,96 MPa); G3 (47,09 ± 13,19 MPa); e G4 (36,80 ± 8,86 MPa). Tanto a cerâmica (p = 0,03252) quanto o tratamento de superfície (p = 0,0002) afetaram significativamente os valores médios de resistência de união. Em todos os grupos houve falha mista. Concluíram que o jateamento com partículas de Al₂O₃ melhorou a resistência ao cisalhamento entre o metal e cerâmica utilizada.

Külünk et al. (2011) avaliaram o efeito do jateamento com diferentes tamanhos de partículas na resistência ao cisalhamento de uma cerâmica (IPS d.SIGN[®]) com ligas metálicas de Ni-Cr e Co-Cr. Para isso, confeccionaram quarenta espécimes (10 x 10 x 1,5 mm) de cada liga metálica, os quais foram divididos em quatro grupos, de acordo com o jateamento realizado: GK1 – partículas de 50 µm de Al₂O₃ (Korox 50[®]); GK2 – partículas de 110 µm de Al₂O₃ (Korox 100[®]); GD – partículas de 30-50 µm de diamante sintético (Micron[®] + MDA[®]), e; GCBN – partículas de 60-80 µm de nitreto de boro cúbico (ABN 600[®]). Após o jateamento, os espécimes receberam o revestimento cerâmico com IPS d.SIGN[®], de acordo com as instruções do fabricante. A resistência ao cisalhamento foi determinada a uma velocidade de 1 mm/minuto, sendo que os dados foram analisados estatisticamente por ANOVA e teste *Post-Hoc* de *Tukey* (p = 0,05). A classificação do tipo de falha foi

realizada utilizando-se o MEV. As médias para a liga Ni-Cr em MPa foram: GK1 ($40,48 \pm 4,17$); GK2 ($52,52 \pm 2,77$); GD ($44,21 \pm 2,01$), e: GCBN ($51,87 \pm 3,49$). Para a liga Co-Cr, as médias em MPa foram: GK1 ($41,73 \pm 3,77$); GK2 ($54,55 \pm 3,54$); GD ($45,39 \pm 1,67$), e: GCBN ($52,72 \pm 3,73$). As maiores forças de união foram observadas no GK2 (jateado com partículas de $110 \mu\text{m}$ de Al_2O_3), enquanto os menores valores foram observados no GK1 (jateado com partículas de $50 \mu\text{m}$ de Al_2O_3) ($p < 0,05$). Concluíram que nenhuma das alternativas de jateamento apresentaram forças de união metal/cerâmica superiores que pudessem ser comparadas às partículas de $110 \mu\text{m}$ de Al_2O_3 .

Martinelli et al. (2011) avaliaram o efeito do jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3) e ponta de tungstênio (W) na resistência de união de uma liga de Au (Olimpya-Jelenko[®]) e uma de Co-Cr (Wirobond[®]) a uma cerâmica feldspática. A cerâmica de cobertura foi coccionada sobre a área central de acordo com as recomendações do fabricante. Os espécimes foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. Foi realizada ANOVA a dois fatores e teste de *Tukey* ($p = 0,05$). Os modos de falhas foram analisados, qualitativamente, em lupa estereomicroscópica. A cerâmica de cobertura utilizada em todos os cp foi a VITAVM[®]13). Foram formados seis grupos: G1.1 – Au + W; G1.2 – Au + W + JAT a 10 mm; G1.3 – Au + W + JAT a 20 mm; G2.1 – Co-Cr + W; G2.2 – Co-Cr + W + JAT a 10 mm; G2.3 – Co-Cr + W + JAT a 20 mm. Os valores médios de resistência de união e desvio-padrão (MPa) foram: G1.1: $42,36 \pm 6,45$; G1.2: $48,75 \pm 3,80$; G1.3: $50,55 \pm 5,49$; G2.1: $40,18 \pm 8,05$; G2.2: $50,51 \pm 9,71$; G2.3: $49,71 \pm 6,53$. Observaram que houve diferença estatisticamente significativa para o fator tratamento de superfície ($p = 0,002$), sendo que os grupos tratados com jateamento de Al_2O_3 a 10 mm e 20 mm de distância produziram valores de resistência flexural similares entre si e significativamente maiores que aqueles tratados com ponta de tungstênio (W). O modo de falha predominante foi adesivo. Concluíram que tanto a liga nobre (Au) quanto a liga básica (Co-Cr) pode ser utilizada com a cerâmica de cobertura VITAVM[®]13, não interferindo nos valores de resistência de união e que o jateamento com Al_2O_3 melhorou significativamente os valores de resistência de união entre a cerâmica e as ligas estudadas.

Vidotti (2011) avaliou a influência da ciclagem térmica e mecânica na resistência ao cisalhamento da interface entre cerâmica de cobertura e infraestruturas de diferentes sistemas totalmente cerâmicos. Também realizou a

caracterização das interfaces por meio de análise de EDS. Foram testados sistemas totalmente cerâmicos a base de dissilicato de lítio (DL), zircônia tetragonal estabilizada por ítrio recoberta por estratificação (ZC) e por injeção (ZI) e alumina infiltrada por vidro (AI). Um grupo metalocerâmico à base de liga de Co-Cr foi testado como grupo controle. Vinte espécimes circulares de 6 mm de diâmetro de cada sistema foram submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento em máquina de ensaios mecânicos EMIC, sendo que metade destes ($n = 10$) sofreram os procedimentos de ciclagem térmica e mecânica antes da realização dos testes. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA ($p < 0,05$) e teste de *Tukey* ($p < 0,05$) para as comparações múltiplas. A análise das fraturas foi realizada em estereomicroscópio e em MEV. A análise de EDS foi realizada ao longo da interface infraestrutura/cerâmica de cobertura em um espécime de cada sistema seccionado longitudinalmente. As ciclagens térmica e mecânica aliadas não influenciaram na resistência ao cisalhamento dos sistemas testados. Houve, contudo, diferença estatística entre os sistemas testados. O grupo Co-Cr apresentou os maiores valores de resistência ($34,72 \pm 7,05$ MPa), seguido dos grupos DL ($27,07 \pm 5,28$ MPa), ZI ($23,58 \pm 2,71$ MPa), ZC ($22,46 \pm 2,08$ MPa) e AI ($18,15 \pm 1,99$ MPa). Os modos de fratura foram predominantemente adesivos para o grupo Co-Cr, coesivos na infraestrutura para o grupo DL, coesivo na cerâmica de cobertura para os grupos ZC e ZI, e mistos para o grupo AI. As análises de EDS mostraram haver uma zona de interação para todos os sistemas testados. Concluiu que é possível sugerir, por meio das análises de fratura e de EDS, que houve uma união química entre a cerâmica de cobertura e infraestrutura nos diferentes sistemas testados e que as variações de resistência ao cisalhamento estão relacionadas a fatores intrínsecos ou na capacidade de molhamento da cerâmica de cobertura.

Araújo et al. (2012) avaliaram o efeito da presença de uma camada intermediária de Ti sobre o comportamento fraturográfico, microscópico de cerâmicas em sistemas metalocerâmicos. Uma liga de Ni-Cr (Suprem Cast SB[®]) para restaurações odontológicas metalocerâmicas foi empregada na confecção dos cp. Uma porcelana feldspática odontológica (Ceramco III[®]) de baixa fusão (940°C) foi utilizada no recobrimento da infraestrutura metálica fundida. Foram produzidos oito cp metalocerâmicos, com formato retangular plano de 20 mm x 30 mm x 1,5 mm. Os cp foram confeccionados em laboratório de prótese dentária, seguindo as normas dos fabricantes e divididos em três grupos, em função do tratamento da superfície

metálica: CPA = superfície oxidada; CPB = metalização mecânica de Ti; CE = metalização em plasma de Ti. Foram produzidas amostras planas nas quais suspensões de cerâmica feldspática foram depositadas e queimadas sobre substratos metálicos modificados por filme fino de Ti, comparando-os com o sistema metalocerâmico convencional. Ensaio tribocorrosivos foram realizados para simular o ambiente oral, detectando precocemente a formação de trincas no sistema metalocerâmico, o que qualifica a aderência entre os componentes do referido sistema. Os resultados revelaram que os métodos de deposição de filmes de Ti mecanicamente ou por plasma têm bom potencial para serem empregados na confecção de próteses fixas metalocerâmicas feitas com ligas à base de Ni-Cr. Relacionado à durabilidade dos sistemas modificados, quando submetidos às cargas cisalhantes em ambiente de saliva artificial, os grupos modificados pela presença de intercamada de Ti apresentaram resultados melhores que o grupo sem Ti, tornando-se mais favorável para aplicações clínicas que o sistema metalocerâmico convencional. O filme de Ti depositado sobre o substrato de Ni-Cr promoveu a proteção de interfaces metalocerâmicas contra a agressividade do ambiente corrosivo oral, em decorrência da formação da estável camada de TiO_2 . A deposição de Ti por plasma gerou filmes uniformes, contínuos e de espessura controlada, enquanto que a deposição mecânica gerou filmes não uniformes, descontínuos e de espessura variável. Concluíram que o sistema teste apresentou melhores resultados, caracterizando-se pelo menor número de traços de fratura superficial adjacentes à área de ensaio.

O estudo realizado por Sipahi e Özcan (2012) avaliando a interface metal/cerâmica na utilização de ligas de Ni-Cr e Co-Cr em associação a cinco diferentes sistemas cerâmicos (Vita VMK68[®], Ivoclar IPS d.SIGN[®], Ceramco II[®], Matchmaker[®] e Finesse[®]), demonstrou que falhas adesivas entre o metal e a cerâmica ocorreram significativamente com maior frequência em sistemas com liga Ni-Cr (31 em 50) em comparação com a liga Co-Cr (21 em 50) ($p < 0,05$). Os valores obtidos em MPa foram: Ni-Cr/VMK ($18,2 \pm 6,26$); Ni-Cr/CER ($25,3 \pm 2,02$); Ni-Cr/IVO ($15,4 \pm 1,62$); Ni-Cr/MAT ($15,4 \pm 1,0$); Ni-Cr/FIN ($18,4 \pm 1,45$); Co-Cr/VMK ($18,0 \pm 4,53$); Co-Cr/CER ($19,0 \pm 1,38$); Co-Cr/IVO ($13,3 \pm 1,34$); Co-Cr/MAT ($14,8 \pm 0,6$), e; Co-Cr/FIN ($18,3 \pm 1,0$). Concluíram que a cerâmica Ceramco II[®] apresentou a maior resistência de união com ambas ligas estudadas, no entanto, significativamente diferentes uma da outra.

Ahmadzadeh et al. (2013) compararam a resistência ao cisalhamento de três ligas metálicas básicas e uma liga nobre quando associadas à cerâmica VMK Master®. Para tanto, confeccionaram 15 espécimes de cada grupo (0,4 mm de espessura x 10 mm de diâmetro) das diferentes ligas metálicas básicas (Ni-Cr T3®, Super Cast® e Verabond®) e da liga nobre (X-33®). Todos os espécimes passaram pelo processo de fundição sendo jateados com partículas de 50 µm de Al₂O₃, e submetidos a aplicação da cerâmica VMK Master® (1,6 mm de espessura), segundo as instruções do fabricante. Os cp foram submetidos ao ensaio de flexão de três pontos. Os dados foram analisados pelo teste ANOVA e teste de *Tukey*. Observaram que a liga em Ni-Cr T3® apresentou as maiores forças de resistência ao cisalhamento (94 MPa ou 330 N), seguida da Super Cast® (80,87 MPa ou 283,87 N). As ligas Verabond® (69,66 MPa ou 245 N) e X-33® (66,53 MPa ou 234 N) apresentaram valores aproximados. Portanto, concluíram que a liga em Ni-Cr T3® associada à cerâmica VMK Master® apresentou a maior resistência ao cisalhamento, recomendando o seu emprego nas restaurações metalocerâmicas.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, *in vitro*, a resistência de união ao cisalhamento entre uma cerâmica feldspática e três ligas metálicas a base de Ni-Cr, de Ni-Cr-Ti e de Co-Cr, visando:

- Identificar a liga que apresenta os maiores índices de resistência à fratura quando utilizada em associação a uma cerâmica feldspática.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram testados três sistemas metalocerâmicos utilizando ligas de Ni-Cr (Wironia Light, Bego®), de Ni-Cr-Ti (Tilite, Talmax®) e de Co-Cr (Wirobond 280, Bego®), associadas à cerâmica feldspática (VITAVM®13).

4.1 Materiais

O Quadro 1 apresenta os materiais e principais componentes que foram utilizados no estudo.

Quadro 1 – Materiais e principais componentes utilizados.

Material	Principais componentes	Fabricante/Lote
Cerâmica feldspática VM13 (Figura 1)	Na 3,6% K 12,9% Mg 0,3% Ca 2,6% Ti 1,5% Al 8,7% Si 34,8% O 22,4%	Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, Alemanha). Lote 39241
Liga Wironia Light (Figura 2)	Ni 64,5% Cr 22,0% Mo 10,0%	Bego GmbH & Co. KG Wilhelm-Herbst-Straße (Bremen, Alemanha). Lote 73637
Liga Tilite (Figura 3)	Ni 60-76% Cr 12-21% Ti 4-6% Mo 4-14%	Talmax (Curitiba, PR, Brasil). Lote 50813
Liga Wirobond 280 (Figura 4)	Co 60,2% W 6,2% Cr 25,0% Ga 2,9% Mo 4,8% Si, Mn <1,0%	Bego GmbH & Co. KG Wilhelm-Herbst-Straße (Bremen, Alemanha). Lote 12659



Figura 1 – Líquido modelador e pó da cerâmica feldspática VITAVM®13.

Wironia light	REF 50194	1000 g/r	LOT 73637
Ni64,5Cr22Mo10			
Liga de níquel-cromo para fundição, sem berílio			
Resp.Técnico: Rafael da Rocha Neiva - CRF/RJ 6473			0814
Registro ANVISA nro. 10347940065			
Uso único- produto não estéril Informações adicionais vide bula			
Made in Germany			
		 BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG Manufacturer Wilhelm-Herbst-Str. 1 · 28359 Bremen · Germany	
			

Figura 2 – Liga Ni-Cr (Wironia Light, Bego®).



Figura 3 – Liga Ni-Cr-Ti (Tilite®).



Figura 4 – Liga Co-Cr (Wirobond 280®).

4.2 Composição dos grupos

Neste estudo foram constituídos três grupos de dez elementos em cada (Quadro 2)

Quadro 2 – Constituição dos grupos.

Grupo	Liga	Cerâmica
G1 (controle)	Ni-Cr (Wironia Light®)	Feldspática VITAVM®13
G2	Ni-Cr-Ti (Tilite®)	
G3	Co-Cr (Wirobond 280®)	

4.3 Matriz metálica utilizada

Na investigação, foi utilizado o método empregado por Chiodi Netto (1981), que é um teste de cisalhamento modificado a partir daquele preconizado por Shell e Nielsen (1962).

Para a obtenção dos cp, aplicação da camada cerâmica e a realização dos testes de resistência ao cisalhamento, foi utilizada uma matriz de aço inoxidável constituída de duas partes: uma base inferior com uma perfuração cilíndrica vertical de 15 mm de altura e 6 mm de diâmetro e uma parte superior removível de forma semicircunferencial com uma perfuração central de 3 mm de altura e 8,4 mm de diâmetro que se encaixam perfeitamente na face superior da base inferior da matriz (Figuras 5 e 6).

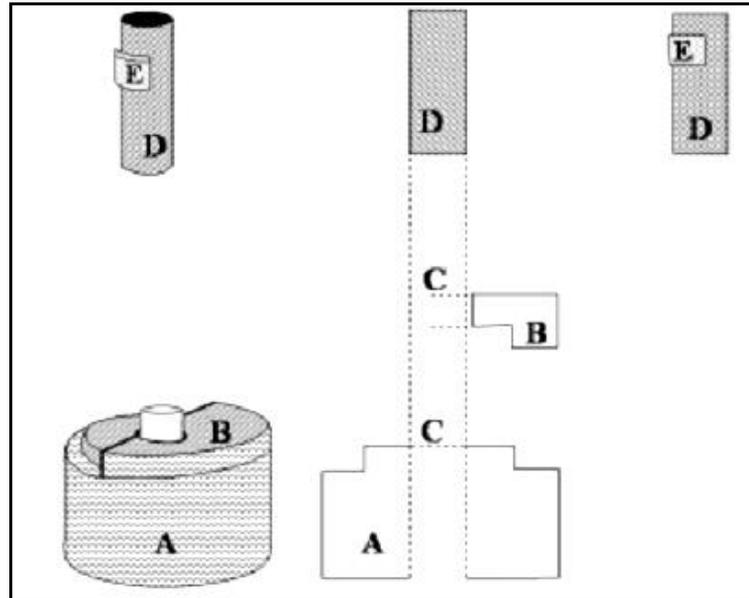


Figura 5 – Esquema da matriz de aço: A) parte inferior; B) parte superior; C) perfuração cilíndrica central; D) padrão metálico; E) cerâmica aplicada.
 Fonte: Reskalla (2000).

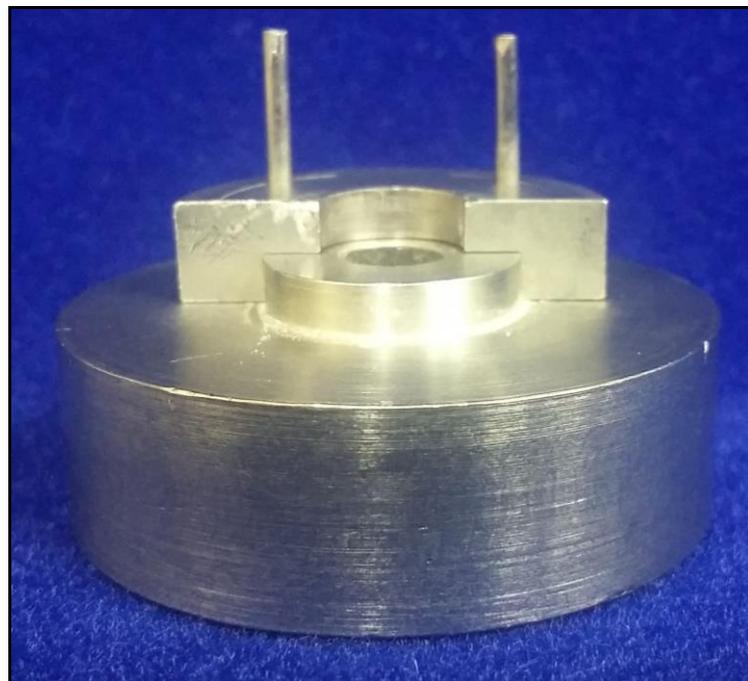


Figura 6 – Matriz metálica.

4.3 Confeção dos corpos de prova (cp)

Para confecção dos cp, foram confeccionados trinta padrões de cera cilíndricos com 15 mm de altura e 6 mm de diâmetro. Esses padrões de cera, foram obtidos por meio da matriz metálica. Foi utilizada a cera oclusal (40118 lote 074, Bego GmbH & Co. KG, Wilhelm-Herbst-Straße, Bremen, Alemanha) e uma espátula elétrica (8002 Plaster, Caxias do Sul, RS, Brasil) para plastificação da cera (Figura 7). Na sequência, foi colocado sobre cada padrão, um *sprue* de cera tamanho médio (lote 030706, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) e pesados em balança de precisão para verificar o peso do conjunto (padrões/*sprues*). Foi possível saber a quantidade de metal necessária, utilizando a regra do peso específico (peso da cera x peso específico do metal; densidade g/cm^3). Em seguida, utilizando a técnica da expansão livre, foram colocados em bases formadoras de cadinho e incluídos todos os cilindros em anéis de silicone nº. 5 (OGP, Bragança Paulista, SP, Brasil), com a mesma proporção pó-liquido indicada pelo fabricante, do revestimento (Lote 0204266 1014, Belavest SH, Bego GmbH & Co. KG, Wilhelm-Herbst-Straße, Bremen, Alemanha) (Figura 8). Os dez elementos para cada tipo de liga foram incluídos com o revestimento utilizando o aparelho espatulador a vácuo (Motova 100, Bego GmbH & Co. KG, Wilhelm-Herbst-Straße, Bremen, Alemanha) e um vibrador elétrico (Vibramaxx com Potenciômetro, Araraquara, SP, Brasil).



Figura 7 – Padrões de cera dos grupos estudados.



Figura 8 – Cilindros de cera de um dos grupos em anéis de silicone/incluídos.

Decorridos 20 minutos, foi retirado o revestimento do anel e aguardou-se mais 10 minutos para levar ao forno FV1 3000 3P (EDG, São Carlos, SP, Brasil) pré-aquecido a 830°C respeitando-se a espera de 60 minutos de patamar. Após o tempo decorrido, o anel foi levado à centrifuga por indução (PowerCast 1700, EDG, São Carlos, SP, Brasil) onde cada liga foi fundida à temperatura indicada por cada

fabricante e por centrifugação foram injetadas nas cavidades dos anéis (técnica da cera perdida).

Depois dos anéis resfriados até temperatura ambiente, foi executada a desinclusão dos cilindros metálicos utilizando um motor de bancada Perfecta 300 (W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Áustria) e um marteleto pneumático odontológico (Gold Line VH, Araraquara, SP, Brasil) (Figura 9). Os cilindros metálicos foram jateados com esferas de vidro (Lote 1060, Perlablast 50 µm, Bego GmbH & Co. KG, Wilhelm-Herbst-Straße, Bremen, Alemanha) em um aparelho de jateamento (Multijet 3, EDG, São Carlos, SP, Brasil) com uma pressão de 45 lbs para retirada de partículas de revestimentos e óxidos metálicos.



Figura 9 – Amostras de um dos grupos fundidas/desincluídas.

Todos os cilindros foram submetidos a um teste visual com o estereomicroscópio SZ, STMPRO® (BEL Engineering®, Milão, Itália) com aumento de 10X para avaliar possíveis falhas de fundição ou bolhas na superfície.

4.3.1 Acabamento

Após o teste visual, o acabamento foi realizado com pedra de Al_2O_3 e brocas carbide e em seguida os espécimes foram jateados com Al_2O_3 (120 µm – pressão 60 lbs) (Figura 10) a uma distância de 20 mm (Lote 1563238, Renfert, Hilzingem, Alemanha). Seguiu-se então a limpeza em ultrassom Vitasonic II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) com álcool isopropílico (Lote 140819,

Empresa Fornecedora de Álcool Ltda. – Emfal, Belo Horizonte, MG, Brasil), por 10 minutos. Na sequência, os espécimes não foram mais tocados manualmente, utilizando-se para esse fim uma pinça metálica (GOLGRAN Indústria e Comércio de Instrumentos Odontológicos Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil).



Figura 10 – Amostras de um dos grupos com acabamento.

4.3.2 Pré-oxidação da liga

Nesta etapa os espécimes foram colocados no forno de porcelana FV1 3000 3P (EDG[®]) à 540°C e sob vácuo, a temperatura foi aumentada a 55°C por minuto até 975°C. Ao atingir esta temperatura, o vácuo foi liberado e os espécimes retirados imediatamente do forno. Conforme recomendações do fabricante das ligas Ni-Cr e Co-Cr, após este procedimento foi realizado outro jateamento Al₂O₃ (120 µm – pressão 60 lbs) a uma distância de 20 mm, para remoção do excesso de óxidos. Também, estas ligas passaram por outra limpeza em ultrassom Vitasonic II (Vita[®]) por 10 minutos. Da mesma forma, estes espécimes não foram mais tocados manualmente, utilizando-se para esse fim uma pinça metálica (GOLGRAN[®]).

O aspecto apresentado, estava em conformidade com as recomendações dos fabricantes, permitindo com isso a aplicação do opaco.

4.3.3 Aplicação da cerâmica

A quantidade da cerâmica aplicada foi padronizada utilizando-se a porção superior móvel da matriz, em forma semicircular de 3 mm de altura, que apresenta um orifício de 8,4 mm de diâmetro proporcionando uma camada de cerâmica com dimensões semelhantes em todos os cp. A cerâmica foi aplicada somente em metade da circunferência do padrão metálico, com área total¹ de 28,26 mm², para que tensões residuais não interferissem nos resultados finais. Para a mistura pó/líquido da cerâmica utilizou-se uma placa de vidro em temperatura ambiente. Com auxílio de um pincel pelo de Marta da Vinci nº. 6 (Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, Alemanha), uma fina camada de wash (Lote 36010, Opaque, VITAVM[®]13) foi aplicada na superfície delimitada pela matriz (Figura 11). O ciclo de queima foi conduzido em forno elétrico (Vacumat 40T, Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, Alemanha). Em seguida, uma segunda camada de cerâmica opaca (Lote 32260, VITAVM[®]13) foi aplicada (Figura 12) e feito um novo ciclo de queima (Figura 13). Mais duas camadas de cerâmica (VITAVM[®]13) foram aplicadas (Figura 14) e levadas ao forno para queima (Figura 15), de acordo com as recomendações do fabricante (Quadro 3). A segunda camada de cerâmica foi aplicada visando corrigir defeitos e compensar a contração de queima da cerâmica. No final, os cp foram avaliados individualmente no estereomicroscópio SZ, STM PRO[®] com aumento de 10X para avaliação da integridade superficial e também, posicionados na matriz para avaliação da adaptação e corretas dimensões.

Quadro 3 – Recomendações do fabricante para cocção da cerâmica.

Camadas	Pré-secag. (minutos)	Temp. inicial °C	Temp. final °C	Tempo de queima (minutos)	Vácuo (minutos)
Wash opaque	4	500	940	1	5.52
Opaco	4	500	920	1	5.36
Primeira camada	4	500	880	1	6.55
Segunda Camada	6	500	870	1	6.44

¹ A área total da cerâmica foi calculada na seguinte fórmula: C (circunferência) = π (3,14) x diâmetro (6 mm) = 18,84 π 2 (metade da circunferência) = 9,42 (base) x 3 mm (altura) = 28,26 mm².



Figura 11 – Camada de wash (opaque, VITAVM®13) em um dos grupos.



Figura 12 – Amostra de um dos grupos após aplicação do opaco.



Figura 13 – Amostras de um dos grupos após queima de opaco.



Figura 14 – Amostras de um dos grupos com cerâmica aplicada (VITAVM®13).



Figura 15 – Amostras de um dos grupos após queima da cerâmica (VITAVM®13).

Os cp foram inseridos em recipientes específicos (Figura 16), agrupados (G1 – Ni-Cr; G2 – Ni-Cr-Ti; G3 – Co-Cr) (Figura 17) e armazenados em temperatura ambiente, até o momento do ensaio mecânico, que ocorreu em 24 horas.



Figura 16 – Amostras identificadas.

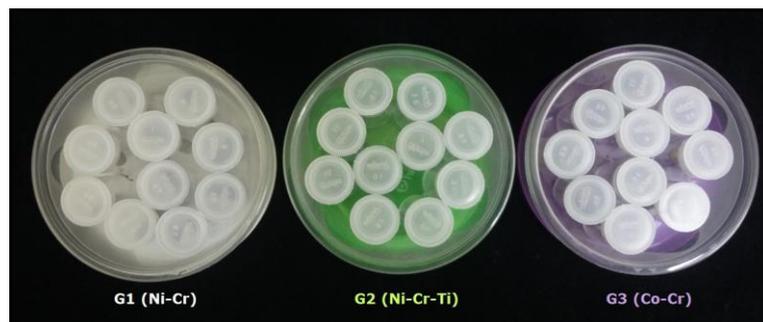


Figura 17 – Composição dos grupos.

4.4 Teste de cisalhamento

O teste de resistência ao cisalhamento foi realizado no Laboratório de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, em uma máquina universal de ensaios mecânicos da marca EMIC® DL 2000 (Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil), microprocessada com carga de 200 Kgf com velocidade de 0,5 mm/minuto.

Os cp, após a aplicação da cerâmica (Figuras 18) foram posicionados na parte inferior da matriz (Figura 19) e a força de compressão aplicada na parte superior do cilindro originando uma força de compressão na cerâmica apoiada na matriz, correspondendo a uma força de cisalhamento na união metal/cerâmica levando à ruptura da adesão (Figuras 20 e 21).



Figura 18 – Vistas de amostra de um cp pronto para o ensaio mecânico.

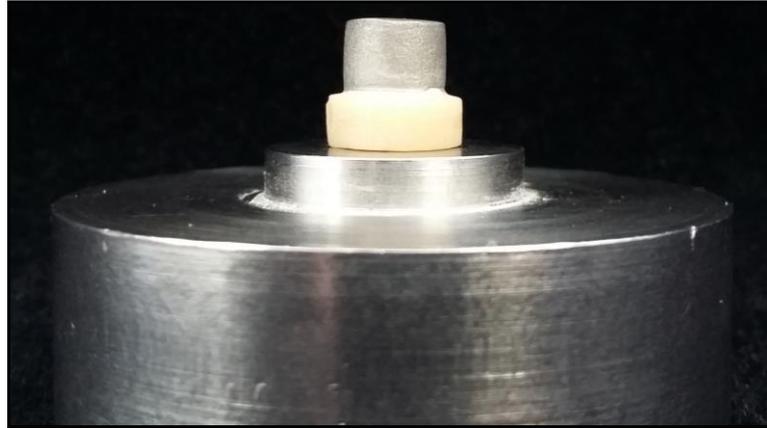


Figura 19 – Cp posicionado na parte inferior da matriz.



Figura 20 – Momento do ensaio mecânico de cisalhamento.

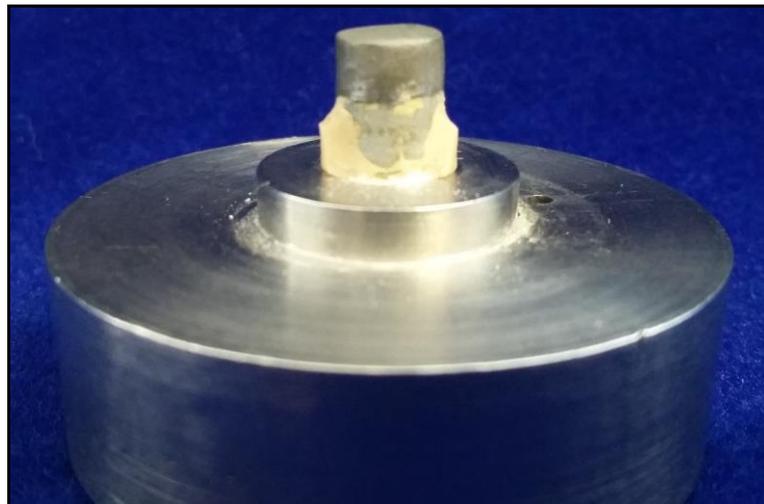


Figura 21 – Cp fraturado no ensaio de cisalhamento.

4.5 Obtenção dos dados

Durante o ensaio de cisalhamento foram obtidos valores de força máxima (N) e (Kgf), tensão (MPa), deformação específica (%) e módulo de elasticidade (MPa). Os dados obtidos (Quadro 4) foram transportados para uma planilha do programa Excel® para análise estatística.

Quadro 4 – Valores obtidos no momento de fratura no ensaio de cisalhamento.

Cerâmica	Liga	cp	Força máxima		Tensão	Deformação	Módulo de elasticidade
			N	Kgf	MPa	%	MPa
VITA VM®13	Ni-Cr Wironia Light®	1	927,06	94,53	32,79	12,31	494,60
		2	1308,02	133,38	46,26	18,57	765,95
		3	725,20	73,95	25,65	10,51	701,05
		4	823,98	84,02	29,14	13,68	891,17
		5	1010,15	103,01	35,73	12,09	906,41
		6	805,88	82,18	28,50	13,53	826,17
		7	1057,21	107,81	37,39	8,55	916,63
		8	810,88	82,69	28,68	12,30	851,45
		9	735,72	75,02	26,02	8,10	870,83
		10	622,29	63,46	22,01	13,16	620,94
	Ni-Cr-Ti Tilitite®	1	728,31	74,27	25,76	5,60	1124,07
		2	669,70	68,29	23,69	7,49	790,49
		3	816,05	83,21	28,86	4,52	1046,71
		4	533,00	54,35	18,85	6,09	936,70
		5	560,24	57,13	19,81	12,92	610,84
		6	550,06	56,09	19,45	12,33	827,08
		7	459,57	46,86	16,25	6,49	608,57
		8	501,45	51,13	17,74	5,81	771,71
		9	508,52	51,85	17,99	6,82	841,51
		10	646,43	65,92	22,86	11,29	931,99
	Co-Cr Wirobond 280®	1	1028,94	104,92	36,39	10,46	957,50
		2	503,35	51,33	17,80	4,25	881,21
		3	570,75	58,20	20,19	4,08	1077,67
		4	575,58	58,69	20,36	7,82	660,71
		5	540,93	55,16	19,13	17,10	359,13
		6	818,12	83,42	28,93	4,92	1012,42
		7	632,98	64,55	22,39	20,95	1086,70
		8	646,25	65,90	22,86	11,93	918,91
		9	664,53	67,76	23,50	4,40	907,79
		10	526,97	53,74	18,64	5,98	877,19

Os padrões de falhas ocorridas (adesiva, coesiva ou mista) foram observados em estereomicroscópio (SZ, STMPRO[®]) com aumento de 50X, e também foram transportados para uma planilha do programa Excel[®] (Quadro 5).

Quadro 5 – Modos de falhas obtidos no ensaio de cisalhamento.

Cerâmica	Liga	Cp	Modo de falha		
			Adesiva	Coesiva	Mista
VITAVM [®] 13	G1 Ni-Cr Wironia Light [®] (Controle)	1			X
		2			X
		3			X
		4			X
		5			X
		6			X
		7			X
		8			X
		9			X
		10			X
	G2 Ni-Cr-Ti Tilite [®] (Teste)	1	X		
		2			X
		3	X		
		4	X		
		5			X
		6			X
		7			X
		8			X
		9			X
		10	X		
	G3 Co-Cr Wirobond 280 [®] (Teste)	1			X
		2			X
		3			X
		4			X
		5			X
		6			X
		7			X
		8			X
		9			X
		10			X

Ao MEV (TESCAN SBV) foram observadas, de forma descritiva, as superfícies fraturadas no teste ao cisalhamento e, ao EDS (BRUKER QUANTAX ESPRIT 1.9) (Ilustrações no Apêndice A), de forma quantitativa (%), os elementos

químicos (Quadro 6). Para esta análise foram selecionadas, de forma aleatória, três cp de cada grupo.

Quadro 6 – Percentual de elementos químicos encontrados nos espécimes dos grupos analisados ao EDS.

Elemento Químico	Cp	G1 (%)		G2 (%)		G3 (%)	
		Metal	Cerâmica	Metal	Cerâmica	Metal	Cerâmica
Al	1	7,47	3,72	-	31,87	-	13,09
	2	3,93	1,46	5,83	11,79	-	10,99
	3	0,67	3,72	17,48	18,55	-	3,86
Ba	1	-	-	-	-	-	2,50
	2	-	-	-	-	-	-
	3	-	0,85	-	-	-	-
Ca	1	-	-	-	-	-	-
	2	-	-	-	1,51	-	-
	3	-	-	-	-	-	-
Co	1	-	-	1,11	-	73,86	2,95
	2	-	-	0,54	-	77,30	-
	3	-	-	-	-	75,14	-
Cr	1	18,65	10,90	13,31	24,29	17,58	23,67
	2	17,49	20,63	11,73	-	17,23	-
	3	17,63	4,96	6,88	-	18,71	-
K	1	-	1,13	-	2,15	0,06	3,31
	2	-	0,27	-	4,52	0,09	2,22
	3	-	1,93	7,10	8,88	0,05	1,06
Mg	1	-	-	-	-	0,92	-
	2	-	-	-	3,56	-	-
	3	-	-	-	-	0,40	-
Mo	1	4,66	-	2,9	-	3,23	-
	2	4,64	-	5,36	-	2,87	-
	3	6,32	-	0,18	-	3,62	-
Na	1	-	-	-	-	2,16	16,69
	2	-	-	-	19,69	-	5,34
	3	-	3,86	16,29	18,80	-	7,29
Ni	1	63,48	1,24	82,61	1,88	-	-
	2	36,10	0,04	70,85	-	-	-
	3	74,58	0,10	2,43	-	-	-
O	1	-	74,81	-	-	-	-
	2	-	70,92	-	-	-	68,41
	3	-	70,94	-	-	-	75,57

Continua...

Quadro 6 – Continuação do percentual de elementos químicos encontrados nos cp dos grupos analisados ao EDS.

Elemento Químico	Cp	G1 (%)		G2 (%)		G3 (%)	
		Metal	Cerâmica	Metal	Cerâmica	Metal	Cerâmica
P	1	-	0,13	-	4,60	-	1,95
	2	-	-	-	-	-	-
	3	-	0,63	-	-	-	1,67
S	1	-	-	-	2,47	-	-
	2	-	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-	-
Si	1	5,74	6,83	0,05	27,99	-	26,99
	2	1,83	4,97	5,19	52,84	-	10,60
	3	0,80	12,12	42,62	43,13	-	8,92
Ti	1	-	1,36	-	4,73	-	8,83
	2	-	1,57	0,48	0,06	-	1,50
	3	-	0,87	4,34	5,19	-	1,62
W	1	-	-	-	-	2,19	-
	2	-	-	-	-	2,50	-
	3	-	-	-	-	2,07	-
Zr	1	-	-	-	-	-	-
	2	-	-	-	-	-	0,95
	3	-	-	2,67	5,45	-	-

4.6 Análise estatística

A análise estatística dos dados obtidos foi realizada com o *software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS-15)*.

A Análise de Variância (ANOVA), foi utilizada para as análises descritivas utilizando-se médias e desvio-padrão para cada grupo estudado.

Foi empregada a prova de *Kolmogorov-Smirnov* a fim de se identificar a normalidade nas variáveis tensão (MPa) e deformação (%), e resultado foi que ambas poderiam ser consideradas normais.

Também foi utilizada a prova de *Levene*, a fim de se identificar a homocedasticidade (igualdade de variância ao longo dos grupos), resultando que apenas a variável tensão (MPa) foi homocedástica; assim pode se aplicar a ANOVA nesta variável.

Já na variável deformação (%) não houve homocedasticidade, assim teve que se aplicar a prova robusta de *Brown-Forsythe*.

Para analisar a frequência do modo de falha ao longo dos grupos, foi empregada a prova do Qui-Quadrado.

Para o EDS, a diferença entre os grupos foi analisada utilizando ANOVA, seguido pelo teste de *Post-Hoc* de *Fisher's Least Significant Difference* (LSD), que apesar de menos robusto, é o teste mais adequado para amostras pequenas.

Todos os testes foram realizados com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Os dados da variável tensão (MPa) foram analisados de forma descritiva (ANOVA) utilizando-se médias e desvio-padrão (Tabela 1).

Tabela 1 – Análise descritiva da variável tensão (MPa).

Grupos	N	Média	Dp
G1 (Ni-Cr)	10	31,22	7,06
G2 (Ni-Cr-Ti)	10	21,13	4,02
G3 (Co-Cr)	10	23,02	5,69
Total	30	25,12	7,09

Ainda com ANOVA identificou-se que pelo menos um grupo (Ni-Cr) se diferenciou dos demais ($p = 0,001$) (Tabela 2).

Tabela 2 – Análise inter e intragrupos obtidos com ANOVA.

Variável	ANOVA	df	Média	p valor
Intergrupos	575,396	2	287,70	0,001
Intragrupos	884,794	27	32,77	
Total	1460,190	29		

$p \leq 0,05$ – diferença significativa.

Utilizando-se o teste *Post-Hoc* de *Scheffe* foi possível constatar que G1 (Ni-Cr), novamente apresentou diferença significativa ($p = 0,002$) frente aos demais grupos (Tabela 3, Gráfico 1).

Tabela 3 – Comparação entre os grupos pelo teste *Post-Hoc* de *Scheffe*.

Liga (I)	Liga (J)	Diferença média (I-J)	p valor
G1 (Ni-Cr)	G2 (Ni-Cr-Ti)	10,09100 (*)	0,002
	G3 (Co-Cr)	8,19800 (*)	0,013
G2 (Ni-Cr-Ti)	G1 (Ni-Cr)	-10,09100 (*)	0,002
	G3 (Co-Cr)	-1,89300	0,763
G3 (Co-Cr)	G1 (Ni-Cr)	-8,19800 (*)	0,013
	G2 (Ni-Cr-Ti)	1,89300	0,763

(*) $p \leq 0,05$ – diferença significativa.

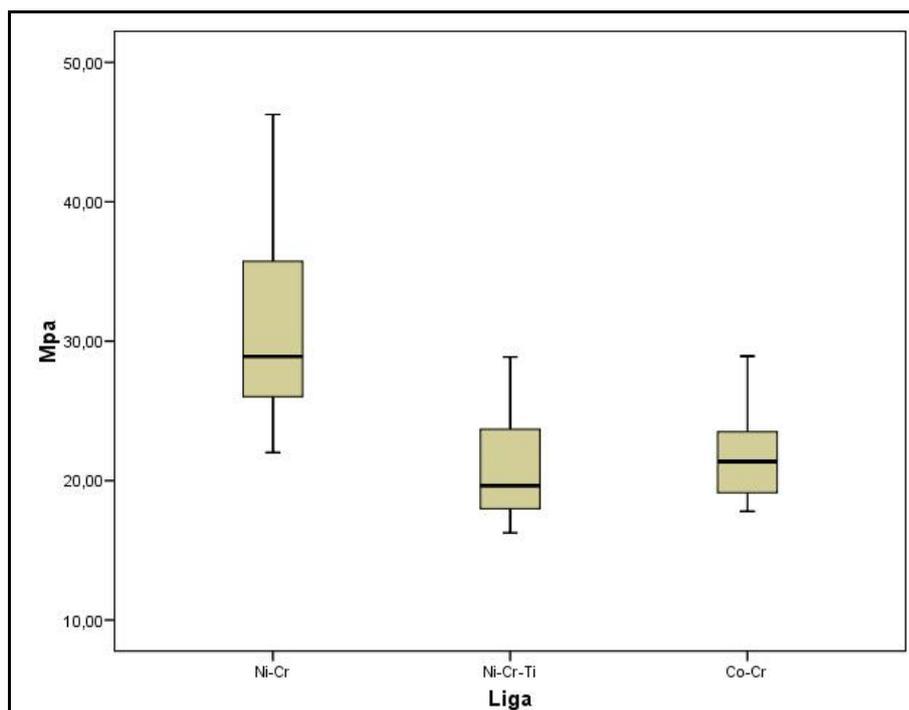


Gráfico 1 – *Box-plot* da variável tensão (MPa) dos grupos analisados.

Os dados da variável deformação (%) foram também analisados de forma descritiva utilizando-se médias e desvio-padrão (Tabela 4).

Tabela 4 – Análise descritiva da variável deformação (%).

Grupos	N	Média	dp
G1 (Ni-Cr)	10	12,28	2,95
G2 (Ni-Cr-Ti)	10	7,94	3,05
G3 (Co-Cr)	10	9,19	5,90
Total	30	9,80	4,46

Como não houve homocedasticidade na variável deformação (%) com ANOVA (Tabela 5), aplicou-se a prova robusta de *Brown-Forsyth* e não se observou diferenças significantes entre os grupos ($p = 0,085$) (Tabela 6, Gráfico 2).

Tabela 5 – Análise de Variância dos três grupos estudados.

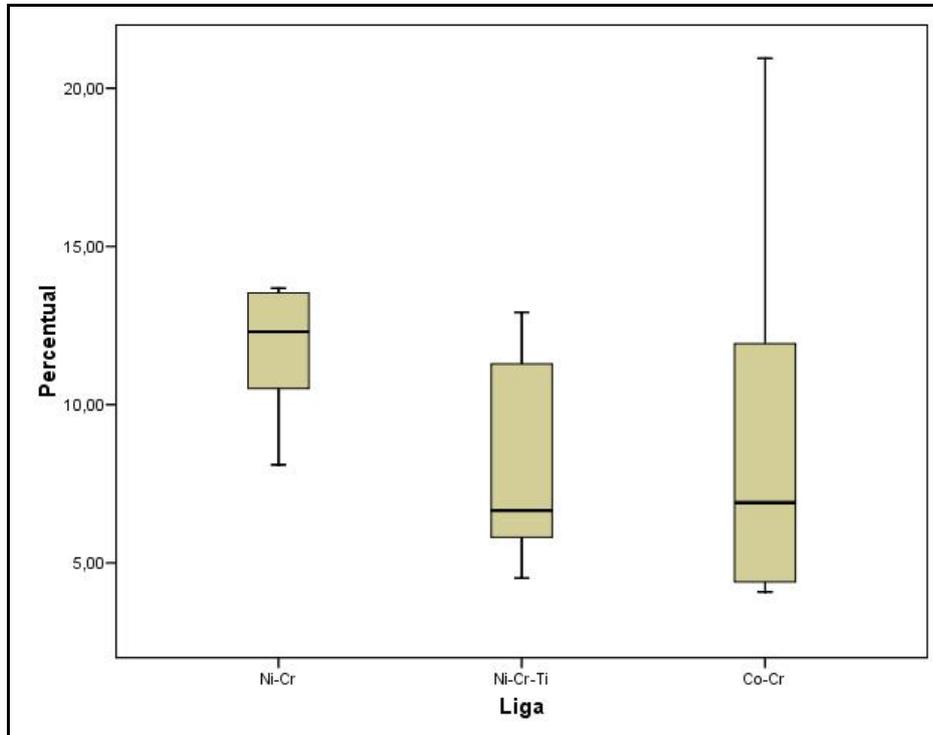
Variável	Soma dos quadrados	df	Média quadrática	p valor
Intergrupos	99,982	2	2,834	0,076
Intragrupos	476,262	27		
Total	576,244	29		

$p > 0,05$.

Tabela 6 – Prova robusta de *Brown-Forsythe*.

Prova	Estatística	df1	df2	p valor
<i>Brown-Forsythe</i>	2,834	2	18,274	0,085

$p > 0,05$.

Gráfico 2 – *Box-plot* da variável deformação (%) dos grupos analisados.

Quanto ao modo de falha, os cp foram observados em estereomicroscópio com aumento de 50X e ao MEV com aumento de 1000X.

Ao analisar a frequência do modo de falha ao longo dos grupos, com a prova do Qui-Quadrado, observou-se que G1 e G3 tiveram comportamentos iguais e que ambos foram diferentes de G2, ou seja, G1 apresentou diferença estatisticamente significativa de G2 ($p = 0,010$) e da mesma forma, G3 frente ao G2 ($p = 0,006$).

O Gráfico 3 demonstra a ocorrência do padrão de falhas observadas nos três grupos analisados em que as ligas Ni-Cr e Co-Cr apresentaram 100% de falhas mistas. Já a liga Ni-Cr-Ti apresentou falhas mista (60%) e adesiva (40%).

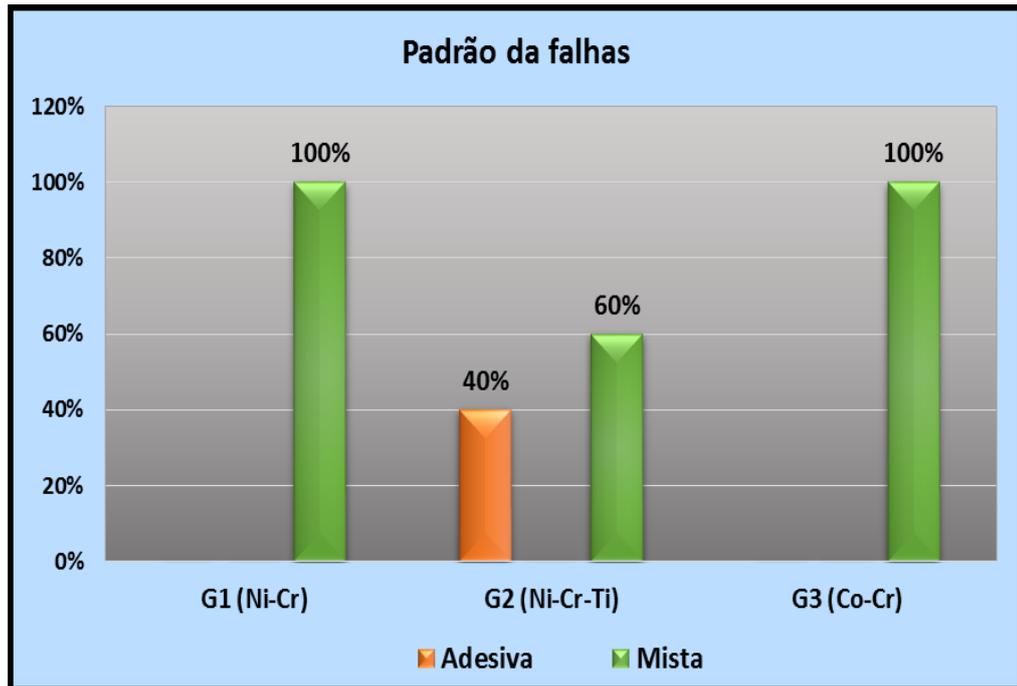


Gráfico 3 – Ocorrência do padrão de falhas nos grupos estudados.

As Figuras 22 (estereomicroscópio) e 23 (MEV) demonstram um cp do G1 (Ni-Cr) com padrão de falha mista. No G1 (Ni-Cr) todos os cp apresentaram o padrão de falha mista. Esse grupo foi o que apresentou os maiores valores de resistência à fratura. Os fragmentos que permaneceram aderidos foram, em sua maioria, considerados grandes demonstrando que a união da liga com a cerâmica foi a que apresentou o melhor resultado.

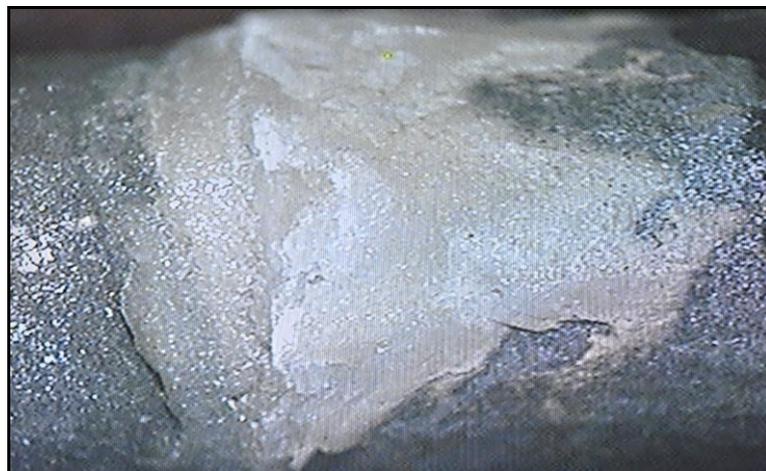


Figura 22 – Padrão de falha mista em um dos cp do G1 (Ni-Cr). Observação em estereomicroscópio (aumento de 50X).

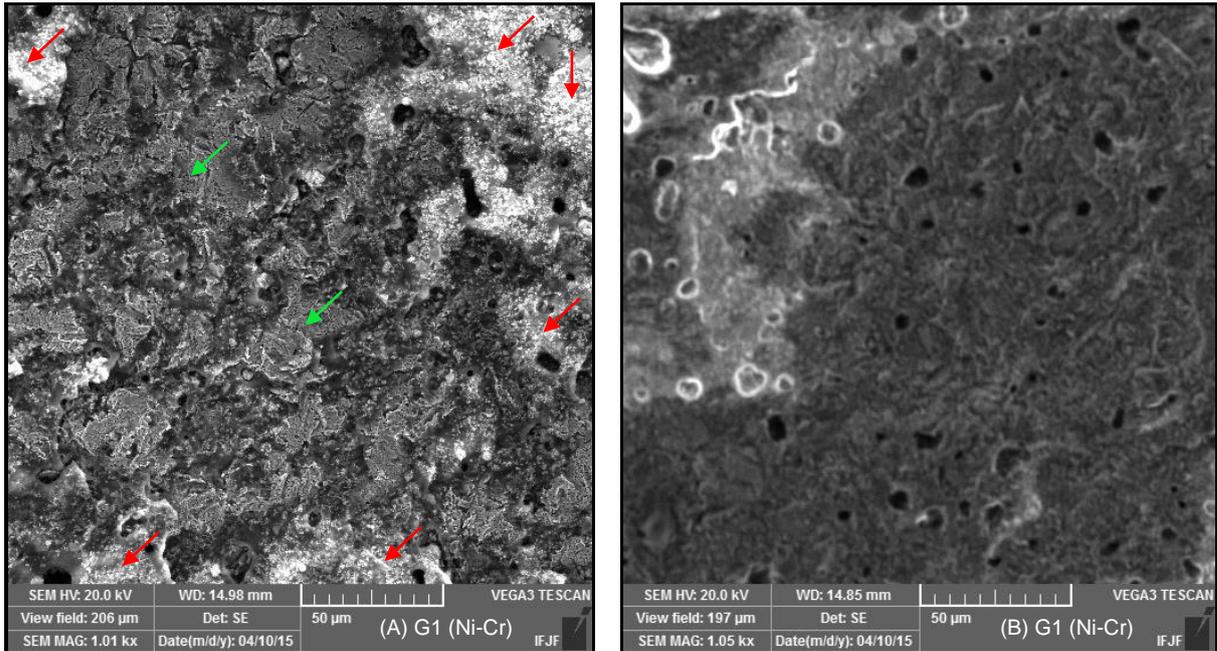


Figura 23 – Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha mista em um dos cp do G1 (Ni-Cr). Observação em MEV (aumento de 1000X). Setas vermelhas cerâmica e setas verdes metal.

As Figuras 24 (estereomicroscópio), 25 e 26 (MEV) evidenciam um cp do G2 (Ni-Cr-Ti) com padrão de falha adesiva e mista. Essa liga foi a que apresentou a menor resistência à fratura na interface metal/cerâmica. Dos dez cp, quatro apresentaram falhas consideradas adesivas (Figuras 23 e 24); em cinco cp que apresentaram falhas mistas (Figura 25) nesse grupo foram observadas grandes áreas consideradas falhas adesivas e os fragmentos que permaneceram aderidos foram menores do que aqueles observados no G1.



Figura 24 – Padrão de falha adesiva em um dos cp do G2 (Ni-Cr-Ti). Observação em estereomicroscópio (aumento de 50X).

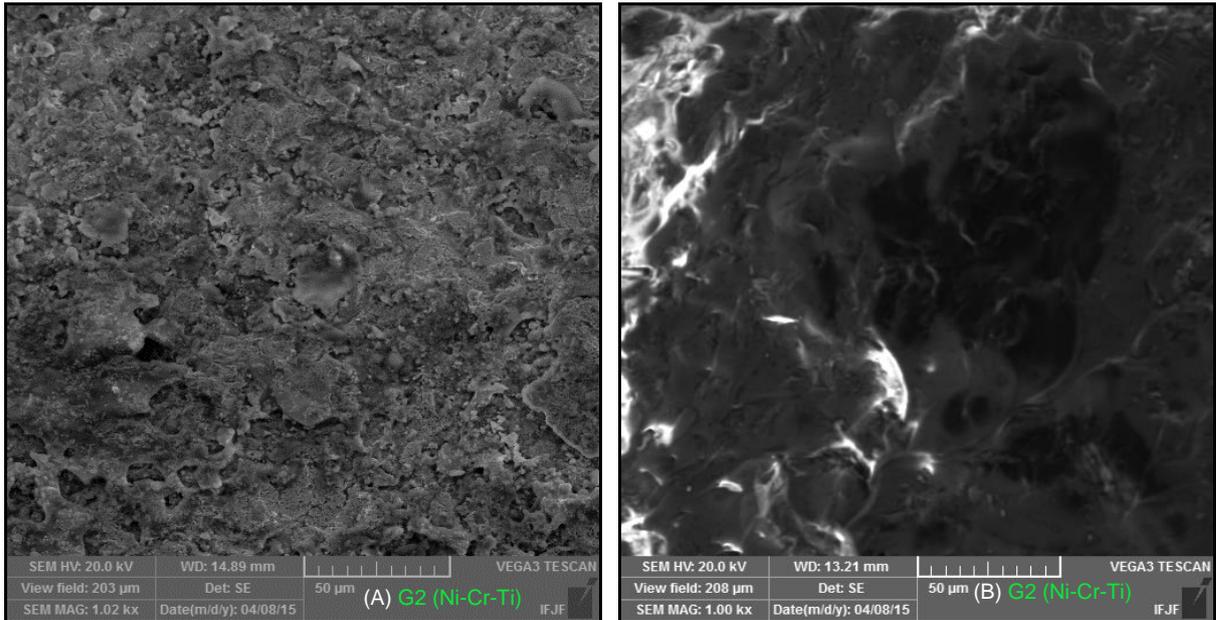


Figura 25 – Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha adesiva em um dos cp do G2 (Ni-Cr-Ti). Observação em MEV (aumento de 1000X).

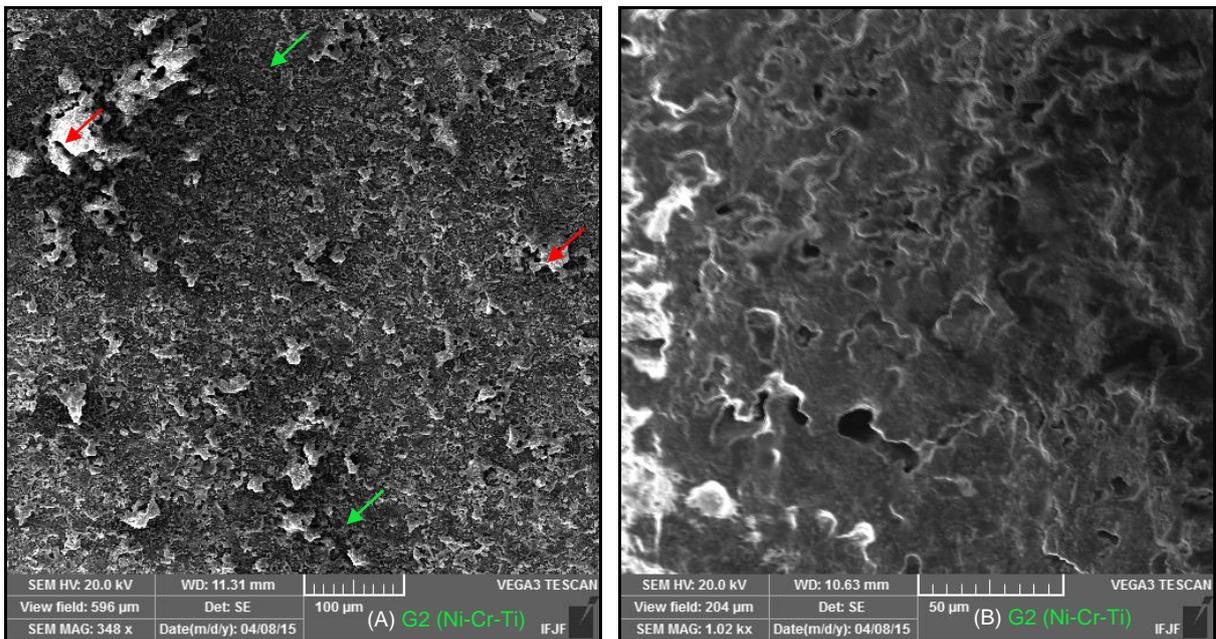


Figura 26 – Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha mista em um dos cp do G2 (Ni-Cr-Ti). Observação em MEV (aumento de 1000X). Setas vermelhas cerâmica e setas verdes metal.

As Figuras 27 (estereomicroscópio) e 28 (MEV) demonstram um cp do G3 (Co-Cr), com padrão de falha mista. Esse grupo apresentou valores intermediários de resistência à fratura em relação a G1 e G2. As falhas mistas encontradas

evidenciaram expressivos fragmentos cerâmicos com fraturas do tipo coesiva, menores do que aqueles encontrados em G1 e, nas áreas de falhas adesivas foi possível verificar a presença de fragmentos cerâmicos.



Figura 27 – Padrão de falha mista em um dos cp do G3 (Co-Cr). Observação em estereomicroscópio (Aumento de 50X).

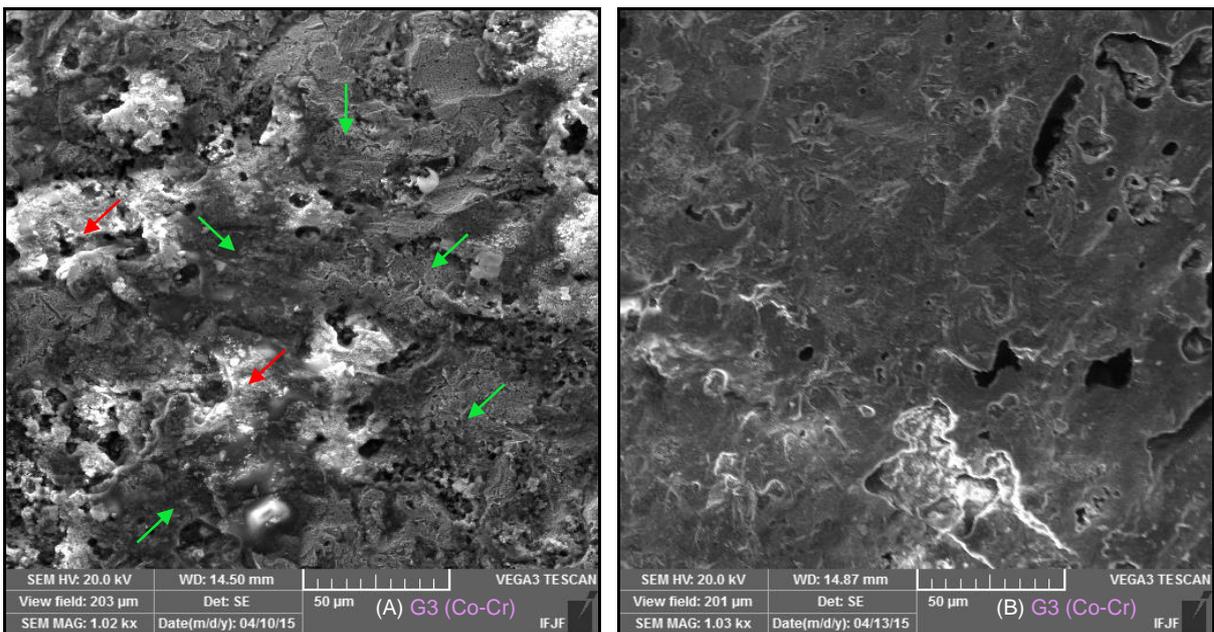


Figura 28 – Fotomicrografias (A = metal; B = cerâmica) demonstrando padrão de falha mista em um dos cp do G3 (Co-Cr). Observação em MEV (aumento de 1000X). Setas vermelhas cerâmica e setas verdes metal.

Ao EDS, os elementos químicos presentes (%) nas superfícies dos espécimes também foram analisados de forma descritiva utilizando-se médias e desvio-padrão (Tabela 7).

Tabela 7 – Análise descritiva dos elementos químicos presentes (%) nas superfícies dos espécimes analisados.

Elemento químico	Grupos	N	Média	Dp
Al (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	4,02	3,40
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	7,77	8,90
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	3,93	5,83
Al (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	2,97	1,30
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	22,77	7,91
	G3 (Co-Cr)	3	9,58	5,16
	Total	9	11,76	9,94
Ba (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,28	0,49
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,00	0,00
	G3 (Co-Cr)	3	0,83	1,44
	Total	9	0,37	0,85
Ca (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,50	0,87
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	0,17	0,50
Co (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,55	0,55
	G3 (Co-Cr)	3	75,43	1,74
	Total	9	25,73	37,59
Co (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,00	0,00
	G3 (Co-Cr)	3	0,98	1,70
	Total	9	0,33	0,98
Cr (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	17,92	0,63
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	10,64	3,35
	G3 (Co-Cr)	3	17,84	0,77
	Total	9	15,47	4,02
Cr (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	12,16	7,91
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	8,10	14,02
	G3 (Co-Cr)	3	7,89	13,66
	Total	9	9,38	10,76
K (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	2,37	4,10
	G3 (Co-Cr)	3	0,07	0,02
	Total	9	0,81	2,36
K (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	1,11	0,83
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	5,18	3,41
	G3 (Co-Cr)	3	2,20	1,12
	Total	9	2,83	2,59
Mg (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,00	0,00
	G3 (Co-Cr)	3	0,44	0,46
	Total	9	0,15	0,32

Continua...

Tabela 7 – Análise descritiva dos elementos químicos presentes (%) nas superfícies dos espécimes analisados (continuação).

Elemento químico	Grupos	N	Média	Dp
Mg (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	1,19	2,05
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	0,39	1,19
Mo (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	5,21	0,96
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	2,81	2,59
	G3 (Co-Cr)	3	3,24	0,37
	Total	9	3,75	1,78
Na (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	5,43	9,40
	G3 (Co-Cr)	3	0,72	1,25
	Total	9	2,05	5,39
Na (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	1,29	2,23
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	12,83	11,12
	G3 (Co-Cr)	3	9,77	6,07
	Total	9	7,96	8,26
Ni (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	58,05	19,80
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	51,96	43,30
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	36,67	36,47
Ni (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,46	0,68
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,63	1,08
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	0,36	0,70
O (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	72,22	2,24
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,00	0,00
	G3 (Co-Cr)	3	47,99	41,72
	Total	9	40,07	38,07
P (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,25	0,33
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	1,53	2,66
	G3 (Co-Cr)	3	1,21	1,05
	Total	9	0,99	1,55
S (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,82	1,42
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	0,27	0,82
Si (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	2,79	2,61
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	15,95	23,24
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	6,25	13,82
Si (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	7,97	3,71
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	41,32	12,52
	G3 (Co-Cr)	3	15,50	9,98
	Total	9	21,60	17,23

Continua...

Tabela 7 – Continuação da análise descritiva dos elementos químicos presentes (%) nas superfícies dos espécimes analisados.

Elemento químico	Grupos	N	Média	dp
Ti (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	1,61	2,38
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	0,54	1,43
Ti (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	1,27	0,36
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	3,33	2,84
	G3 (Co-Cr)	3	3,98	4,20
	Total	9	2,86	2,82
W (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,00	0,00
	G3 (Co-Cr)	3	2,25	0,22
	Total	9	0,75	1,13
Zr (metal)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	0,89	1,54
	G3 (Co-Cr)	3	0,00	0,00
	Total	9	0,29	0,89
Zr (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	3	0,00	0,00
	G2 (Ni-Cr-Ti)	3	1,82	3,15
	G3 (Co-Cr)	3	0,32	0,55
	Total	9	0,71	1,80

O teste *Post-Hoc* de LDS foi utilizado para obter a diferença entre os grupos (Tabela 8).

Tabela 8 – Comparação entre os grupos – presença (%) dos elementos químicos nas superfícies dos espécimes analisados.

Elemento químico	Grupo (I)	Grupo (J)	Diferença média (I-J)	p valor
Al (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-3,74667	0,436
		G3	4,02333	0,405
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	3,74667	0,436
		G3	7,77000	0,134
	G3 (Co-Cr)	G1	-4,02333	0,405
		G2	-7,77000	0,134
Al (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-19,77000(*)	0,005
		G3	-6,61667	0,192
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	19,77000(*)	0,005
		G3	13,15333(*)	0,027
	G3 (Co-Cr)	G1	6,61667	0,192
		G2	-13,15333(*)	0,027

(*) $p < 0,05$ – diferença significativa.

Continua...

Tabela 8 – Comparação entre os grupos – presença (%) dos elementos químicos nas superfícies dos espécimes analisados (continuação).

Elemento químico	Grupo (I)	Grupo (J)	Diferença média (I-J)	p valor
Ba (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	0,28333	0,707
		G3	-0,55000	0,473
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	-0,28333	0,707
		G3	-0,83333	0,290
	G3 (Co-Cr)	G1	0,55000	0,473
		G2	0,83333	0,290
Ca (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-0,50333	0,267
		G3	0,00000	1,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,50333	0,267
		G3	0,00000	0,267
	G3 (Co-Cr)	G1	0,00000	1,000
		G2	-0,50333	0,267
Co (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-0,55000	0,546
		G3	-75,43333(*)	0,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,55000	0,546
		G3	-74,88333(*)	0,000
	G3 (Co-Cr)	G1	75,43333(*)	0,000
		G2	74,88333(*)	0,000
Co (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	0,00000	1,000
		G3	-0,98333	0,267
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,00000	1,000
		G3	-0,98333	0,267
	G3 (Co-Cr)	G1	0,98333	0,267
		G2	0,98333	0,267
Cr (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	7,28333(*)	0,004
		G3	0,08333	0,961
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	-7,28333(*)	0,004
		G3	-7,20000(*)	0,005
	G3 (Co-Cr)	G1	-0,08333	0,961
		G2	7,20000(*)	0,005
Cr (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	4,06667	0,697
		G3	4,27333	0,683
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	-4,06667	0,697
		G3	0,20667	0,984
	G3 (Co-Cr)	G1	-4,27333	0,683
		G2	-0,20667	0,984
K (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-2,36667	0,267
		G3	-0,06667	0,974
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	2,36667	0,267
		G3	2,30000	0,279
	G3 (Co-Cr)	G1	0,06667	0,974
		G2	-2,30000	0,279

(*) $p < 0,05$ – diferença significativa.
 Continua...

Tabela 8 – Comparação entre os grupos – presença (%) dos elementos químicos nas superfícies dos espécimes analisados (continuação).

Elemento químico	Grupo (I)	Grupo (J)	Diferença média (I-J)	p valor
K (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-4,07333	0,058
		G3	-1,08667	0,555
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	4,07333	0,058
		G3	2,98667	0,137
	G3 (Co-Cr)	G1	1,08667	0,555
		G2	-2,98667	0,137
Mg (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	0,00000	1,000
		G3	-0,44000	0,089
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,00000	1,000
		G3	-0,44000	0,089
	G3 (Co-Cr)	G1	0,44000	0,089
		G2	0,44000	0,089
Mg (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-1,18667	0,267
		G3	0,00000	1,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	1,18667	0,267
		G3	1,18667	0,267
	G3 (Co-Cr)	G1	0,00000	1,000
		G2	-1,18667	0,267
Mo (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	2,39333	0,119
		G3	1,96667	0,185
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	-2,39333	0,119
		G3	-0,42667	0,757
	G3 (Co-Cr)	G1	-1,96667	0,188
		G2	0,42667	0,757
Na (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-5,43000	0,270
		G3	-0,72000	0,877
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	5,43000	0,270
		G3	4,71000	0,333
	G3 (Co-Cr)	G1	0,72000	0,877
		G2	-4,71000	0,333
Na (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-11,54333	0,106
		G3	-8,48667	0,211
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	11,54333	0,106
		G3	3,05667	0,632
	G3 (Co-Cr)	G1	8,48667	0,211
		G2	-3,05667	0,632
Ni (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	6,09000	0,795
		G3	58,05333(*)	0,041
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	-6,09000	0,795
		G3	51,96333	0,060
	G3 (Co-Cr)	G1	-58,05333(*)	0,041
		G2	-51,96333	0,060

(*) $p < 0,05$ – diferença significativa.
 Continua...

Tabela 8 – Comparação entre os grupos – presença (%) dos elementos químicos nas superfícies dos espécimes analisados (continuação).

Elemento químico	Grupo (I)	Grupo (J)	Diferença média (I-J)	p valor
Ni (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-0,16667	0,791
		G3	0,46000	0,474
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,16667	0,791
		G3	0,62667	0,339
	G3 (Co-Cr)	G1	-0,46000	0,474
		G2	-0,62667	0,339
O (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	72,22333(*)	0,010
		G3	24,23000	0,265
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	-72,22333(*)	0,010
		G3	-47,99333	0,051
	G3 (Co-Cr)	G1	-24,23000	0,265
		G2	47,99333	0,051
P (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-1,28000	0,382
		G3	-0,95333	0,508
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	1,28000	0,382
		G3	0,32667	0,818
	G3 (Co-Cr)	G1	0,95333	0,508
		G2	-0,32667	0,818
S (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-0,82333	0,267
		G3	0,00000	1,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,82333	0,267
		G3	0,82333	0,267
	G3 (Co-Cr)	G1	0,00000	1,000
		G2	-0,82333	0,267
Si (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-13,16333	0,277
		G3	2,79000	0,809
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	13,16333	0,277
		G3	15,95333	0,198
	G3 (Co-Cr)	G1	-2,79000	0,809
		G2	-15,95333	0,198
Si (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-33,34667(*)	0,005
		G3	-7,53000	0,369
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	33,34667(*)	0,005
		G3	25,81667(*)	0,016
	G3 (Co-Cr)	G1	7,53000	0,369
		G2	-25,81667(*)	0,016
Ti (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-1,60667	0,202
		G3	0,00000	1,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	1,60667	0,202
		G3	1,60667	0,202
	G3 (Co-Cr)	G1	0,00000	1,000
		G2	-1,60667	0,202

(*) $p < 0,05$ – diferença significativa
 Continua...

Tabela 8 – Continuação da comparação entre os grupos – presença (%) dos elementos químicos nas superfícies dos espécimes analisados (continuação).

Elemento químico	Grupo (I)	Grupo (J)	Diferença média (I-J)	p valor
Ti (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-2,06000	0,423
		G3	-2,71667	0,300
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	2,06000	0,423
		G3	-0,65667	0,793
	G3 (Co-Cr)	G1	2,71667	0,300
		G2	0,65667	0,793
W (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	0,00000	1,000
		G3	-2,25333(*)	0,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,00000	1,000
		G3	-2,25333(*)	0,000
	G3 (Co-Cr)	G1	2,25333(*)	0,000
		G2	2,25333(*)	0,000
Zr (metal)	G1 (Ni-Cr)	G2	-0,89000	0,267
		G3	0,00000	1,000
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	0,89000	0,267
		G3	0,89000	0,267
	G3 (Co-Cr)	G1	0,00000	1,000
		G2	-0,89000	0,267
Zr (cerâmica)	G1 (Ni-Cr)	G2	-1,81667	0,273
		G3	-0,31667	0,840
	G2 (Ni-Cr-Ti)	G1	1,81667	0,273
		G3	1,50000	0,358
	G3 (Co-Cr)	G1	0,31667	0,840
		G2	-1,50000	0,358

(*) $p < 0,05$ – diferença significativa.

Quando comparados os grupos com relação aos elementos químicos encontrados nas superfícies dos espécimes (metal e cerâmica) (Tabela 2) observou-se as seguintes diferenças estatisticamente significantes: no metal – G1 x G2 (Cr: $p = 0,004$); G1 x G3 (Co: $p = 0,000$; Ni: $p = 0,041$; W: $p = 0,000$); G2 x G3 (Co: $p = 0,000$; Cr: $p = 0,0005$; W: $p = 0,000$), e; na cerâmica – G1 x G2 (Al: $p = 0,005$; O: $p = 0,010$; Si: $p = 0,005$) e G2 x G3 (Al: $p = 0,027$; Si: $p = 0,016$).

6 DISCUSSÃO

A evolução dos sistemas cerâmicos até os dias atuais busca cada vez mais suprirem necessidades estéticas e funcionais nas cerâmicas utilizadas nas reabilitações, disponibilizando no mercado sistemas com maior resistência à tração e flexão, maior tenacidade, maior translucidez entre outras características que indicam o uso dependente da necessidade clínica (GUESS et al., 2011). Portanto, é de fundamental importância por parte do profissional, o conhecimento científico dos diversos materiais disponíveis no mercado, bem como reconhecer suas indicações e limitações, para obter restaurações duráveis e aumentar significativamente o seu tempo de vida clínico (BALDSSARA et al., 2010; EISENBURGER et al., 2011; MANSO et al., 2011).

Na confecção de próteses odontológicas, a cerâmica feldspática ainda é o material bastante utilizado. Isoladamente, apresentam-se com propriedades mecânicas limitadas para a reabilitação de espaços edêntulos extensos (ARAÚJO et al., 2012; DEKON et al., 2008). No entanto, a associação com ligas metálicas permite aumentar a resistência deste material frágil, preservando-se o isolamento térmico e estética desejáveis, bem como reduzindo a possibilidade do desenvolvimento de trincas durante cargas mastigatórias (ARAÚJO et al., 2012; FISCHER et al., 2010).

O mecanismo de união entre as ligas metálicas e a cerâmica é um aspecto de grande interesse clínico, visto que da eficiência da união depende quase toda a estabilidade química-mecânica do sistema (DEKON et al., 2008). A interface metalocerâmica é permeada de óxidos metálicos reativos que se associam às partículas da cerâmica opaca, formando uma união química estável; entretanto, susceptível a fraturas (ARAÚJO et al., 2012).

Falhas na interface por processamento laboratorial são imprevisíveis, pois trata-se de uma produção artesanal com inúmeras variáveis a se controlar. Porosidade na cerâmica, espessura inadequada da camada reativa de óxidos metálicos na interface e espessura variável da cerâmica são possíveis fatores promotores de falha para o sistema metalocerâmico (ARAÚJO et al., 2012).

Conforme relatado por Özcan e Niedermeier (2002), em condições clínicas, as falhas das coroas metalocerâmicas podem ocorrer por diversas causas:

impacto e fadiga por carga, anatomia imprópria, microdefeitos na cerâmica, infraestrutura inadequada, preparo inadequado do pilar, erros técnicos e coeficientes térmicos incompatíveis.

A escolha da liga é baseada em vários fatores, dentre eles: biocompatibilidade, facilidade de fusão, fundição, soldagem, polimento, pouca contração durante a solidificação, boa resistência ao desgaste, deflexão e à corrosão. A correta seleção e a manipulação destas ligas são imperativas para a bom desempenho das próteses, bem como para sua longevidade (BAUER et al., 2003; WATAHA, 2002; YODA et al., 2001).

Em geral, óxidos metálicos são facilmente produzidos em ligas à base de Ni-Cr, quando submetidas a altas temperaturas. A espessura desta camada de óxido depende do grau de oxidação dos elementos metálicos da liga. Se a camada for muito fina, poderá ser rompida durante a sinterização da cerâmica; todavia, uma camada muito espessa, pode gerar tensões internas, resultando em fraca união entre o metal e a cerâmica. Necessita-se, portanto, de controle da oxidação, a fim de que a resistência de união metal/cerâmica não seja comprometida (DEKON et al., 2008).

Devido à baixa condutividade térmica, excelente biocompatibilidade e baixo custo, o Ti passou a ser empregado na Odontologia; no entanto, seu processamento laboratorial, principalmente em relação à fundição, requer equipamentos especiais, para evitar a oxidação do metal (YODA et al., 2001). O Ti pode contribuir para a união metal/óxido, por meio de uma reação química, na qual ocorre a difusão dos componentes da cerâmica aos componentes sódio, potássio e bário, presentes na camada óxida do Ti. Já foi relatado que a força de união entre a cerâmica e o Ti é comparável com a resistência metalocerâmica das ligas à base de Ni-Cr (DEKON et al., 2008). Os resultados obtidos por Araújo et al. (2012) revelaram que os métodos de deposição de filmes de Ti mecanicamente ou por plasma têm bom potencial para serem empregados na confecção de próteses fixas metalocerâmicas feitas com ligas à base de Ni-Cr. Observaram que no sistema, a deposição de filmes de Ti apresentou melhores resultados, caracterizando-se pelo menor número de traços de fratura superficial adjacentes à área de ensaio. Em vista disso, nesta pesquisa, a liga Ni-Cr-Ti também foi testada fazendo parte de um dos grupos teste (G2).

Utilizando as ligas de Co-Cr e Ni-Cr, Fernandes (2006) concluiu que, embora mais testes devam ser realizados, as ligas tiveram comportamento superior ($19,10 \pm 10,09$ MPa) à liga de Ni-Cr ($13,73 \pm 3,73$ MPa). Akova et al. (2008) compararam a resistência ao cisalhamento de ligas metálicas em Ni-Cr e Co-Cr. Os conjuntos confeccionados com a liga Ni-Cr apresentaram a maior força de cisalhamento ($81,6 \pm 14,6$ MPa). No estudo de Dekon et al. (2008) foi utilizada uma liga à base de Ni-Cr-Ti em que foram verificadas as maiores médias de resistência da união metalocerâmica com 220,56 MPa. Ahmadzadeh et al. (2013) concluíram que a liga em Ni-Cr associada à cerâmica VMK apresenta a maior resistência ao cisalhamento, recomendando o seu emprego nas restaurações metalocerâmicas. Nesta pesquisa, dentre as três ligas analisadas, a Ni-Cr também foi a que apresentou a maior média de valor de tensão ao cisalhamento (31,22 MPa); no entanto, as ligas à base de Ni-Cr-Ti e Co-Cr também ficaram dentro dos padrões clínicos recomendados.

Ao avaliar o efeito do jateamento com diferentes tamanhos de partículas na resistência ao cisalhamento de uma cerâmica com ligas metálicas de Ni-Cr e Co-Cr, Külünk et al. (2011) concluíram que nenhuma das alternativas de jateamento (partículas de 50 μm e de 110 μm de Al_2O_3 ; partículas de 30-50 μm de diamante sintético e partículas de 60-80 μm de nitreto de boro cúbico) apresentaram forças de união metal/cerâmica superiores que pudessem ser comparadas às partículas de 110 μm de Al_2O_3 . Vasconcelos et al. (2009) jatearam os espécimes de Co-Cr com partículas de 150 μm de Al_2O_3 sob pressão de 50 lbs a uma distância de 2 cm, relatando que houve influência significativa na resistência de união entre metal/cerâmica. No estudo de Lombardo et al. (2010), o tratamento de superfície com partículas de 110 μm de Al_2O_3 ou broca de tungstênio ($p = 0,0002$) afetou significativamente os valores médios de resistência de união, ao cisalhamento entre uma liga de Co-Cr e duas cerâmicas. Concluíram que o jateamento com partículas de Al_2O_3 (110 μm) melhorou a resistência ao cisalhamento entre o metal e as cerâmicas utilizadas. Também utilizando ligas de Co-Cr Martinelli et al. (2011) observaram que houve diferença estatisticamente significativa para o fator tratamento de superfície ($p = 0,002$), sendo que os grupos tratados com jateamento de Al_2O_3 a 10 mm e 20 mm de distância produziram valores de resistência similares entre si e significativamente maiores que aqueles tratados com ponta de W. O que também foi confirmado por Tango et al. (2006), que utilizaram o mesmo jateamento

e a mesma liga. Neste estudo, todos espécimes avaliados (G1: Ni-Cr; G2: Ni-Cr-Ti e G3: Co-Cr) foram jateados com partículas de 120 μm de Al_2O_3 sob pressão de 60 lbs a uma distância de 20 mm, corroborando com os autores revisados.

A resistência à deformação é importante do ponto de vista clínico, porque o valor mais elevado desta propriedade protege o sistema metal/cerâmica desde o início da deformação plástica e descolagem, especialmente nas áreas cervicais, em que a espessura da cerâmica é mais fina (BAUER et al., 2003; EL JABARI, 2014). Por outro lado, a importância clínica do alongamento percentual é questionável, visto que, mesmo uma pequena quantidade de deformação permanente pode causar fratura da cerâmica (EL JABARI, 2014; FISCHER et al., 2010). As ligas não nobres apresentam excelentes propriedades mecânicas, tais como resistência à deformação permanente (BAUER et al., 2003). Complementando, Wataha (2001, 2002), reportam que essas ligas são mais resistentes à deformação em temperaturas elevadas. Fazem parte desta classe as ligas de Ni-Cr, Ni-Cr-Be, Co-Cr e as ligas à base de Ti (WATAHA, 2001, EL JABARI, 2014). Neste estudo não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados (G1: Ni-Cr = $12,28 \pm 2,95\%$; G2: Ni-Cr-Ti = $7,94 \pm 3,05\%$; G3: $9,19 \pm 5,90\%$) ($p = 0,85$), em que as médias ficaram dentro dos padrões de normalidade.

O sucesso do sistema metalocerâmico depende especialmente da estabilidade entre os materiais e do controle de todos os fatores que a governam (FISCHER et al., 2010). A união entre ambos os materiais é dada por microembricamento mecânico, por forças tipo Van Der Waals e, especialmente, pela interação da camada superficial de óxidos metálicos com a cerâmica (ANUSAVICE; SHEN; RAWLS, 2013). Os óxidos que se formam na superfície metálica são indispensáveis à aderência, enquanto a composição química da camada de óxidos é específica para cada liga metálica (FISCHER et al., 2010). As falhas de união acontecem na interface metalocerâmica e a formação de uma camada muito fina de óxidos é frequentemente associada ao aumento dos riscos de insucesso na união. A tensão oriunda da mastigação tende a acumular-se na camada óxida (WATAHA, 2002).

Durante as funções mastigatórias, as próteses metalocerâmicas são submetidas a diversos tipos de forças como compressão, tração e cisalhamento que podem culminar com a ruptura da cerâmica (FISCHER et al., 2010; WATAHA, 2002). Nessa pesquisa foi utilizado o ensaio mecânico de cisalhamento pois este é o que

melhor simula as condições clínicas de esforços a que o sistema é submetido, podendo prever o comportamento e as condições de carregamento que produzem deformação e fratura do material.

A grande maioria dos autores admite que a adesão entre o metal e a cerâmica, acontece em razão dos fatores físico-químicos e mecânicos. O primeiro teste realizado a fim de mensurar essa união foi proposto por Shell e Nielsen (1962) e posteriormente modificado por Chiodi Netto, em 1981. Esse teste utilizava tensões de cisalhamento para romper o conjunto. Vários outros testes foram idealizados a partir deste, os quais utilizaram desde tensões de cisalhamento até tensões de tração. Na literatura nacional, encontra-se o teste desenvolvido por Chiodi Netto (1981) que, por ser de fácil confecção, é utilizado com frequência em trabalhos de pesquisa (FERNANDES, 2006; RESKALLA, 2000). Neste estudo também foi utilizado o teste desenvolvido por Chiodi Netto (1981), em que a cerâmica foi aplicada somente em metade da circunferência do padrão metálico, com área total de 28,26 mm², para que tensões residuais não interferissem nos resultados finais.

Neste sentido, conforme ressaltado por Reskalla (2000), as reações que ocorrem durante o processo de aplicação da cerâmica à superfície metálica envolvem a adaptação, a adesão, coesão e retenção mecânica.

Portanto, o propósito do ensaio de cisalhamento é confirmar, indiretamente, a interação metal/cerâmica e a melhor adesão entre os materiais.

Nesta pesquisa, dentre os grupos estudados, o G1 foi o que apresentou maior média de resistência de união entre a cerâmica feldspática utilizada e a liga metálica à base de Ni-Cr (31,22 ± 7,06 Mpa). O G3, composto por ligas à base de Co-Cr foi o grupo que apresentou média intermediária de valores (23,02 ± 5,69 Mpa). Já o G2, constituído por ligas de Ni-Cr com adição de Ti, foi o grupo com menor média de resistência de união com a cerâmica (21,13 ± 4,02 MPa). Na comparação entre os grupos, no teste de cisalhamento, no que se refere à força de tensão, identificou-se que G1 (Ni-Cr) se diferenciou estatisticamente de G2 (p = 0,002) e de G3 (p = 0,013).

O teste de resistência ao cisalhamento, acompanhado da análise das fraturas por meio de MEV tem sido bem aceito na comunidade científica, para análise da interface de sistemas metalocerâmicos (FERNANDES, 2006; KÜLÜNK et al., 2011; UCAR; AKSAHIN; KURTOGLU, 2009; VASQUEZ; OZCAN; KIMPARA,

2009; VIDOTTI, 2011). Também nesta pesquisa, além do ensaio mecânico de cisalhamento, a análise do padrão de fraturas foi realizada por MEV.

Dekon et al. (2008) não verificaram a ocorrência de fraturas coesivas no metal; todavia, em várias amostras, ocorreram fraturas coesivas na cerâmica com diferentes percentuais. O percentual de 25% e 50% de fratura coesiva na cerâmica ocorreu de maneira semelhante em todos os grupos, porém com grande incidência de 25% e com pequena incidência de 50%. Akova et al. (2008) encontraram falhas mistas ao comparar a resistência ao cisalhamento de ligas metálicas em Ni-Cr e Co-Cr. Já no estudo de Martinelli et al. (2011), utilizando a liga de Ni-Cr o modo de falha predominante foi adesivo. As ocorrências de falhas encontradas neste estudo foram mistas para o G1 (Ni-Cr) e G2 (Ni-Cr-Ti) com 100% e falhas mistas e adesivas para o G3 (Co-Cr) com 60% e 40%, respectivamente.

Falhas coesivas por baixa resistência mecânica da cerâmica comunicam a estrutura metálica com o ambiente oral, caracterizado pela presença de uma solução eletrolítica (saliva), pela agressividade das variações cíclicas de temperatura, pH e das solicitações mecânicas. Este processo resulta na liberação de íons metálicos que podem desencadear respostas alérgicas ou inflamatórias, e/ou na degradação clínica precoce do sistema metalocerâmico (ARAÚJO et al., 2012). Utilizando um sistema metalocerâmico à base de liga de Co-Cr, Vidotti (2011) afirmaram que é possível sugerir, por meio das análises de fratura e de EDS, que há uma união química entre a cerâmica de cobertura e infraestrutura e que as variações de resistência ao cisalhamento estão relacionadas a fatores intrínsecos ou na capacidade de molhamento da cerâmica de cobertura.

A fratura adesiva ocorre na interface metal/cerâmica e por vezes é possível observar a presença de uma camada de óxidos sobre os fragmentos de cerâmica desprendidos. A fratura coesiva ocorre no corpo do substrato cerâmico e após fratura é possível observar que o metal permanece recoberto. E no tipo de fratura classificado como misto, é observado que no mesmo cp, a cerâmica se desprende completamente em algumas regiões e em outras continua aderida.

O conjunto de análises utilizadas nesta pesquisa revela que as interfaces metal/cerâmica são estáveis já que a resistência de união não sofreu alteração após o ensaio de cisalhamento. Revela também, com base nos padrões de fratura encontrados e, principalmente, por meio da análise de EDS ao longo das interfaces, que existe uma interação química entre os materiais e que, portanto, essa interface

não é uma preocupação do ponto de vista clínico, com exceção da liga à base Ni para pacientes alérgicos a este elemento químico. Neste estudo, após o teste de cisalhamento, em três amostras, o Ni esteve presente nos espécimes de metal com média de $58,05 \pm 19,80\%$ (G1; Ni-Cr) e de $51,96 \pm 19,80\%$ (G2; Ni-Cr-Ti) e na cerâmica com média de $0,46 \pm 0,68\%$ (G1; Ni-Cr) e de $0,63 \pm 1,08\%$ (G2; Ni-Cr-Ti), todos dentro do padrão aceitável clinicamente.

A associação entre ligas metálicas alternativas e cerâmicas feldspáticas na confecção de próteses metalocerâmicas, poderá ser o sistema restaurador que continuará tendo o maior índice de indicação clínica mesmo entre tantas concepções inovadoras. Isto justifica-se pela grande versatilidade destes materiais que podem ser indicados em diversas condições clínicas pois apresentam elevada resistência mecânica podendo ser empregados tanto em restaurações mais simples quanto em reabilitações extensas onde estes materiais estão sujeitos a maiores forças que podem provocar falhas.

Outra justificativa para emprego de próteses metalocerâmicas é a estética satisfatória. Quando o trabalho é tecnicamente bem executado, estes materiais têm a capacidade de reprodução das mesmas características encontradas nos dentes naturais sendo possível sua personalização o que é um desafio para a Odontologia restauradora. Isto facilita com certeza a reabilitação protética pois influencia positivamente na qualidade final do trabalho.

Frente aos resultados obtidos neste estudo, faz-se necessário pesquisas laboratoriais e clínicas, com características mecânicas e biológicas, para obtenção de mais resultados em relação à resistência de união entre os materiais pesquisados.

7 CONCLUSÃO

Todas as ligas estudadas estão indicadas para uso clínico; no entanto, a liga à base de Ni-Cr foi a que exibiu maior média de resistência de união, ao cisalhamento, com a cerâmica feldspática VITAVM[®]13;

A liga à base de Co-Cr é a que melhor atende aos requisitos de biocompatibilidade pois, normalmente, não apresenta em sua composição elementos que têm potencial alergênico ou tóxico, com média de valores intermediários em sua união.

O grupo que apresentou menor resistência de foi o da liga à base de Ni-Cr-Ti.

Quanto ao padrão de falhas, observou-se que os grupos G1 (Ni-Cr) e G3 (Co-Cr) exibiram falhas mistas (100%) e o G2 (Ni-Cr-Ti) apresentou falhas mista (60%) e adesiva (40%).

REFERÊNCIAS

- ABOUSHLIB, M. N. et al. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 18, n. 3, p. 211-216, Apr. 2009.
- AHMADZADEH, A. et al. A comparison between shear bond strength of VMK master porcelain with three base-metal alloys (Ni-cr-T3, VeraBond, Super Cast) and one noble alloy (X-33) in metal-ceramic restorations. **J Dent (Shiraz)**, Shiraz, v. 14, n. 4, p. 191-196, Dec. 2013.
- AKOVA, T. et al. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. **Dent Mater**, Washington, v. 24, n. 10, p. 1400-1404, Oct. 2008.
- AL JABBARI, Y. S. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. **J Adv Prosthodont**, Seoul, v. 6, n. 2, p. 138-145, Apr. 2014.
- ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. **Phillips: materiais dentários**. 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- ARAÚJO, A. M. A. et al. Tribocorrosive behavior of odontological Ni-Cr/Porcelain and Ni-Cr/Ti/Porcelain metal-ceramic systems. **Cerâmica**, São Paulo, v. 58, n. 346, p. 205-210, Apr./June 2012.
- BALDSSARA, P. et al. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 104, n. 1, p. 6-12, July 2010.
- BAUER, J. R. O. et al. Avaliação da resistência à tração de ligas de níquel-cromo para restaurações metalocerâmicas fundidas sob diferentes fontes de calor. **Rev Fac Odontol Passo Fundo**, Passo Fundo, v. 8, n. 1, p. 42-45, jan./jun. 2003.
- CHIODI NETTO, J. **Avaliação da resistência de união da porcelana aplicada sobre liga de Ni-Cr e sobre solda**. 1981.91p. Tese (Livre-Docência) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Bauru, 1981.

DEDAVID, B. A.; GOMES, C. I. MACHADO, G. **Microscopia eletrônica de varredura: aplicações e preparação de amostras – materiais poliméricos, metálicos e semicondutores.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 2007.

DEKON, S. F. C. et al. Resistência de união metalocerâmica entre uma liga a base de Ni-Cr-Mo-Ti e um sistema cerâmico em função de diferentes tempos de permanência na temperatura final de oxidação prévia. **Rev Odontol UNESP**, Araraquara, v. 37, n. 1, p. 1-7, jan./fev. 2008.

DUARTE, L. C. et al. Aplicações de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e sistema de energia dispersiva (EDS) no estudo de gemas: exemplos brasileiros. **Pesq Geociências**, Porto Alegre, v. 30, n. 2, p. 3-15, fev. 2003.

EISENBURGER, M. et al. Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press over technique. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v. 119, n. 3, p. 253-257, June 2011.

FERNANDES, J. A. Avaliação da resistência às forças de cisalhamento de porcelanas aplicadas sobre liga de níquel-cromo e cobalto-cromo. **Rev Gaúch Odontol**, Porto Alegre, v. 54, n.4, p. 345-350, out./dez. 2006.

FISCHER, J. et al. Shear bond strength between veneering cermics and ceriastabilized zirconia/alumina. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 103, n. 5, p. 267-274, May 2010.

GOMES, E. A. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. **Cerâmica**, São Paulo, v. 54, n. 331, p. 319-325, jul./set. 2008.

GRIMAUDDO, N. J. Biocompatibility of nickel and cobalt dental alloys. **Gen Dent**, Chicago, v. 49, n. 5, p. 498-503, Sep./Oct. 2001.

GUESS, P. C. et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 55, n. 2, p. 333-352, Apr. 2011.

KRÄMER, N. et al. Four-year clinical performance and marginal analysis of pressed glass ceramic inlays luted with ormocer restorative vs. conventional luting composite. **J Dent**, Bristol, v. 37, n. 11, p. 813-819, Nov. 2009.

KÜLÜNK, T. et al. Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. **J Dent Sci**, Taiwan, v. 6, n. 3, p. 140-146, Sep. 2011.

LOMBARDO, G. H. et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 19, n. 2, p. 103-111, Feb. 2010.

MANSO, A. P. et al. Cements and adhesives for all-ceramic restoration. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 55, n. 2, p. 311-332, Apr. 2011.

MARTINELLI, C. S. M. O efeito do jateamento de Al_2O_3 na resistência de união de uma cerâmica vítrea a uma liga de ouro e a uma liga de cobalto-cromo. **Braz Dent Sci**, São José dos Campos, v. 14, n. 3/4, p. 4-11, jul./dez. 2011.

MARTINS, L. M. et al. Biomechanical behavior of dental ceramics: review. **Cerâmica**, São Paulo, v. 56, n. 338, p. 148-155, Apr./June 2010.

NAESELIOUS, K.; ARNELUD, C. F.; MOLIN, M. K. Clinical evaluation of all-ceramic onlays: a 4-year retrospective study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 21, n. 1, p. 40-44, Jan./Feb. 2008.

ÖZCAN, M.; NIEDERMEIER, W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. **Int J Prosthodont**, Lombard IL, v. 15, n. 3, p. 299-302, May/June 2002.

RESKALLA, H. N. J. F. **Avaliação da resistência de união da porcelana aplicada sobre ligas de níquel-cromo com e sem berílio e ligas experimentais contendo titânio**. 2000. 89p. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Ribeirão Preto, 2000.

SANTOS, O. C. **Desenvolvimento de compósito de Mica Moscovita através da técnica de barbotina em modelo de gesso**. 2012. 98p. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2012.

SHELL, J. S.; NIELSEN, J. P. Study of the bond between gold alloys and porcelain. **J Dent Res**, Washington, v. 41, n. 6, p. 1424-1437, Nov./Dec. 1962.

SIPAHI, C.; ÖZCAN, M. Interfacial shear bond strength between different base metal alloys and five low fusing feldspathic ceramic systems. **Dent Mater J**, Tokyo, v. 31, n. 3, p. 333-337, May 2012.

STEVENSON, B.; IBBETSON, R. The effect of the substructure on the colour of samples/restorations veneered with ceramic: a literature review. **J Dent**, Bristol, v. 38, n. 5, p. 361-368, May 2010.

TANGO, R. N. et al. Avaliação da resistência da união metal-cerâmica utilizando diferentes agentes de união. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 9, n. 1, p. 17-23, jan./mar. 2006.

TRÓIA JUNIOR, M. G. et al. The effect of termal cycling on the bond strength os low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 19, n. 8, p. 790-796, Dec. 2003.

UCAR, Y.; AKSAHIN, Z.; KURTOGLU, C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 102, n. 3, p. 165-171, Sep. 2009.

VASCONCELLOS, L. G. O. et al. O efeito da temperatura de queima da camada de opaco na resistência flexural de uma cerâmica vítrea submetida à cocção sobre uma liga de cobalto-cromo. **Braz Dent Sci**, São José dos Campos, v. 12, n. 4, p. 25-33, out./dez. 2009.

VASQUEZ, V. Z. ÖZCAN, M.; KIMPARA, E. T. Evaluation of interface characterization and Adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold Alloy termal-and-mechanical-loading. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 25, n 2, p. 221-231, Feb. 2009.

VIDOTTI, H. A. **Influência da cilclagem térmica e mecânica em água na resistência ao cisalhamento da união infraestrutura/porcelana de cobertura em diferentes sistemas totalmente cerâmicos**. 2011. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, Bauru, 2011.

WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 351-363, Apr. 2002.

_____. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 83, n. 2, p. 223-234, Feb. 2000.

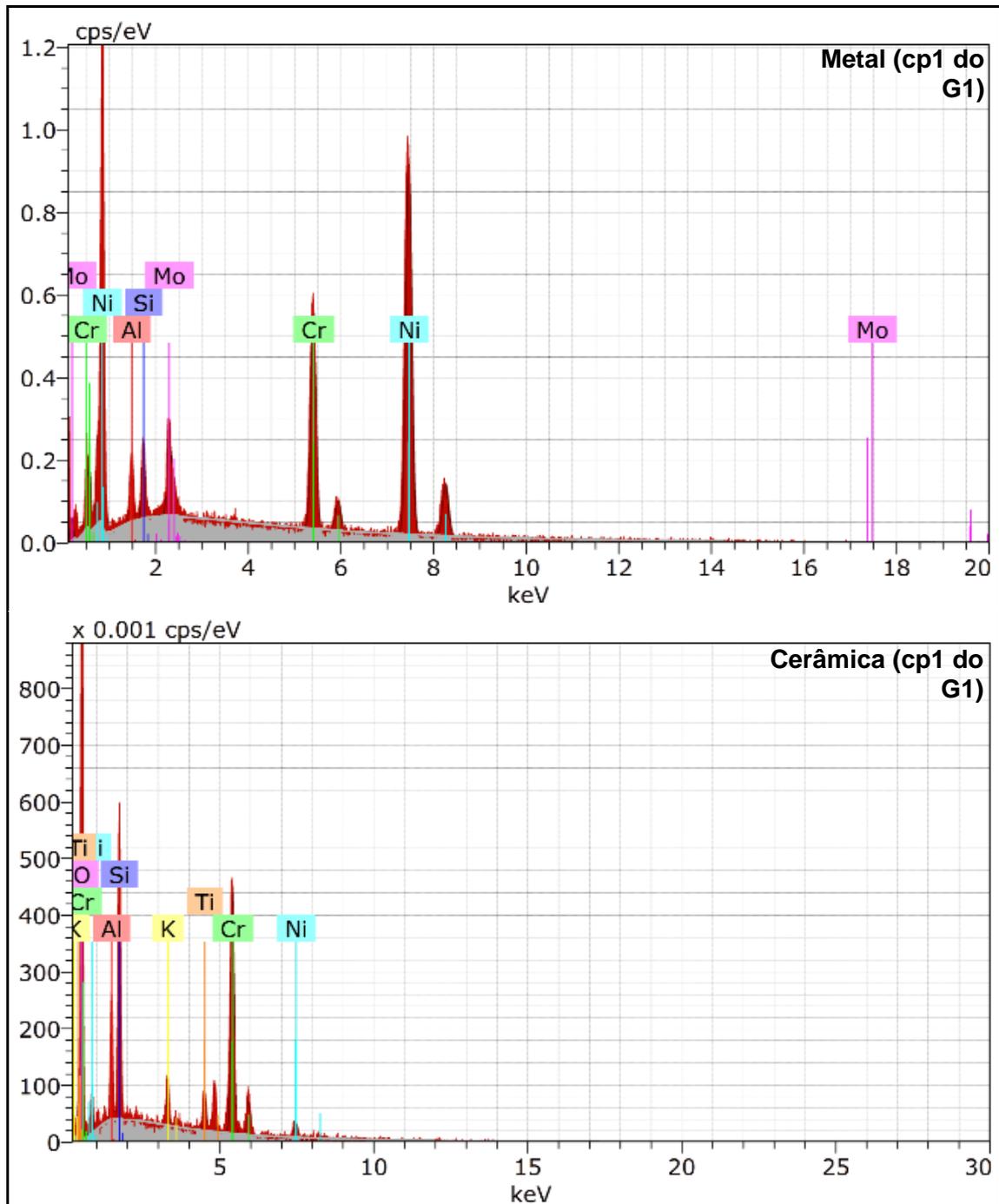
_____. Principles of biocompatibility for dental practiciones. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 86, n. 2, p. 203-209, Aug. 2001.

XIANG, N. et al. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. **J Dent**, Guildford, v. 40, n. 6, p. 453-457, June 2012.

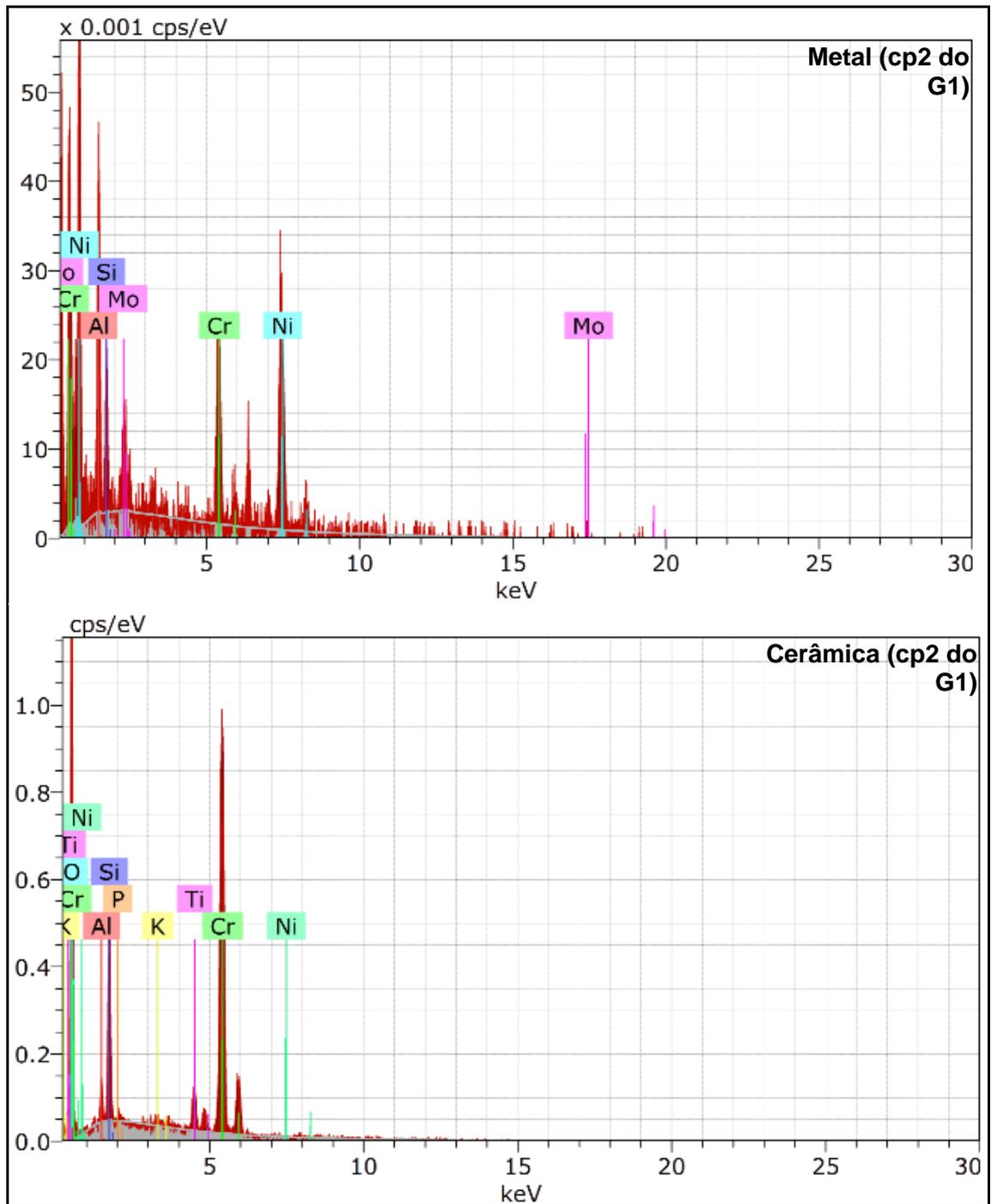
YODA, M. et al. Bond strength of binary titanium alloys to porcelain. **Biomaterials**, Guildford, v. 22, n. 12, p. 1675-1681, June 2001.

ZAHRAN, M. et al. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 17, n. 5, p. 370-377, July 2008.

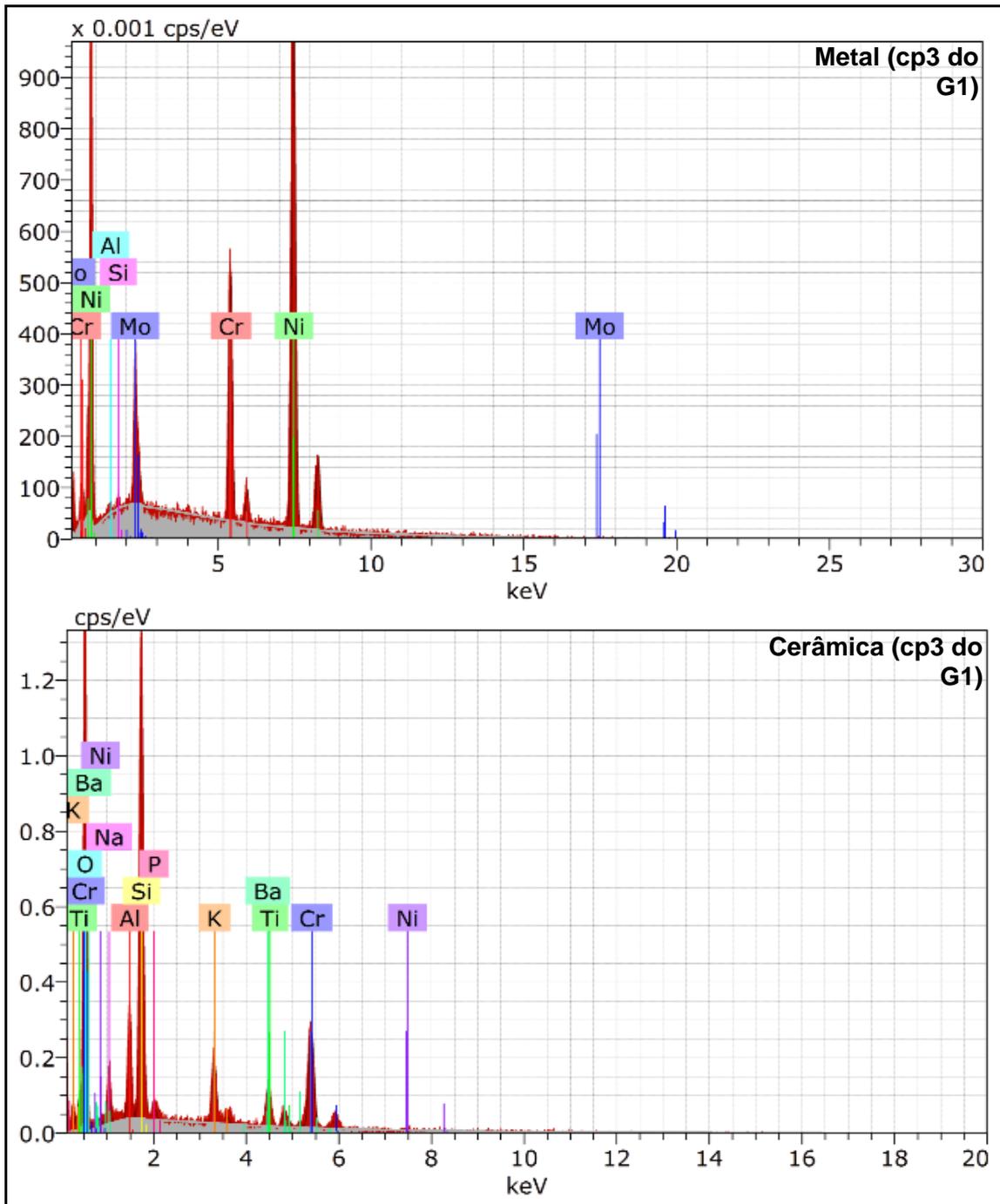
APÊNDICE A – ILUSTRAÇÕES DO EDS



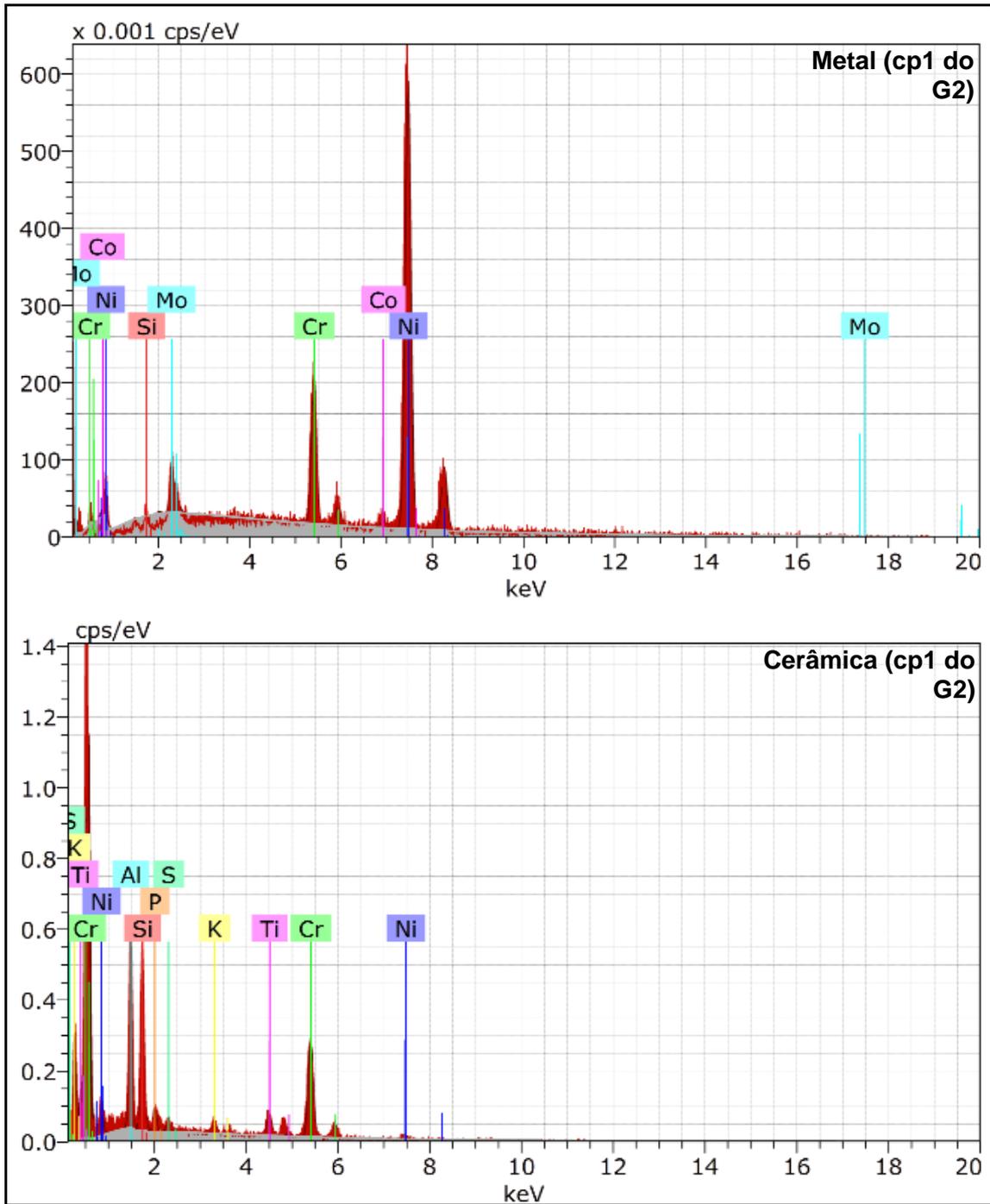
Cp1 do G1 (Ni-Cr).



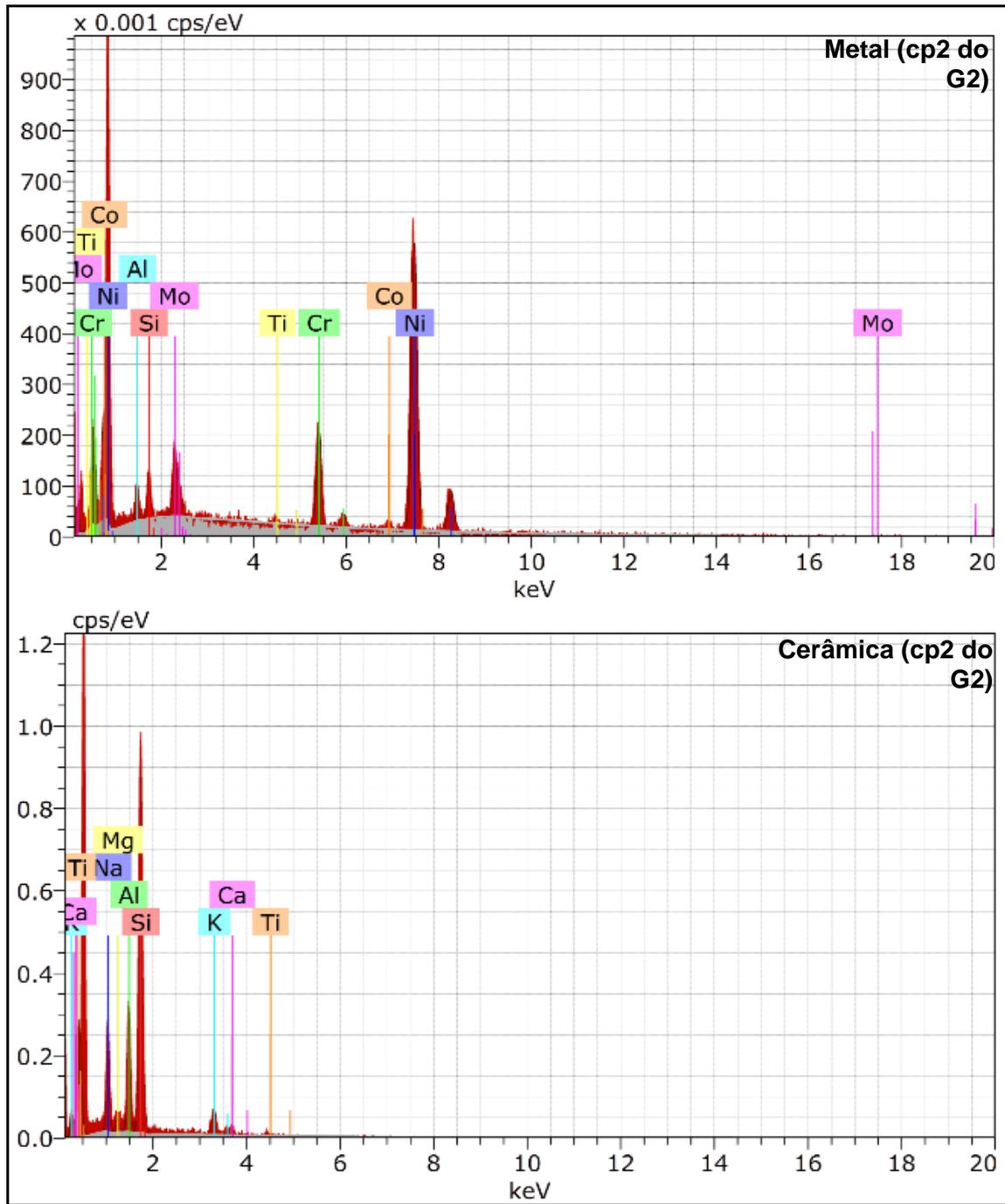
Cp2 do G1 (Ni-Cr).



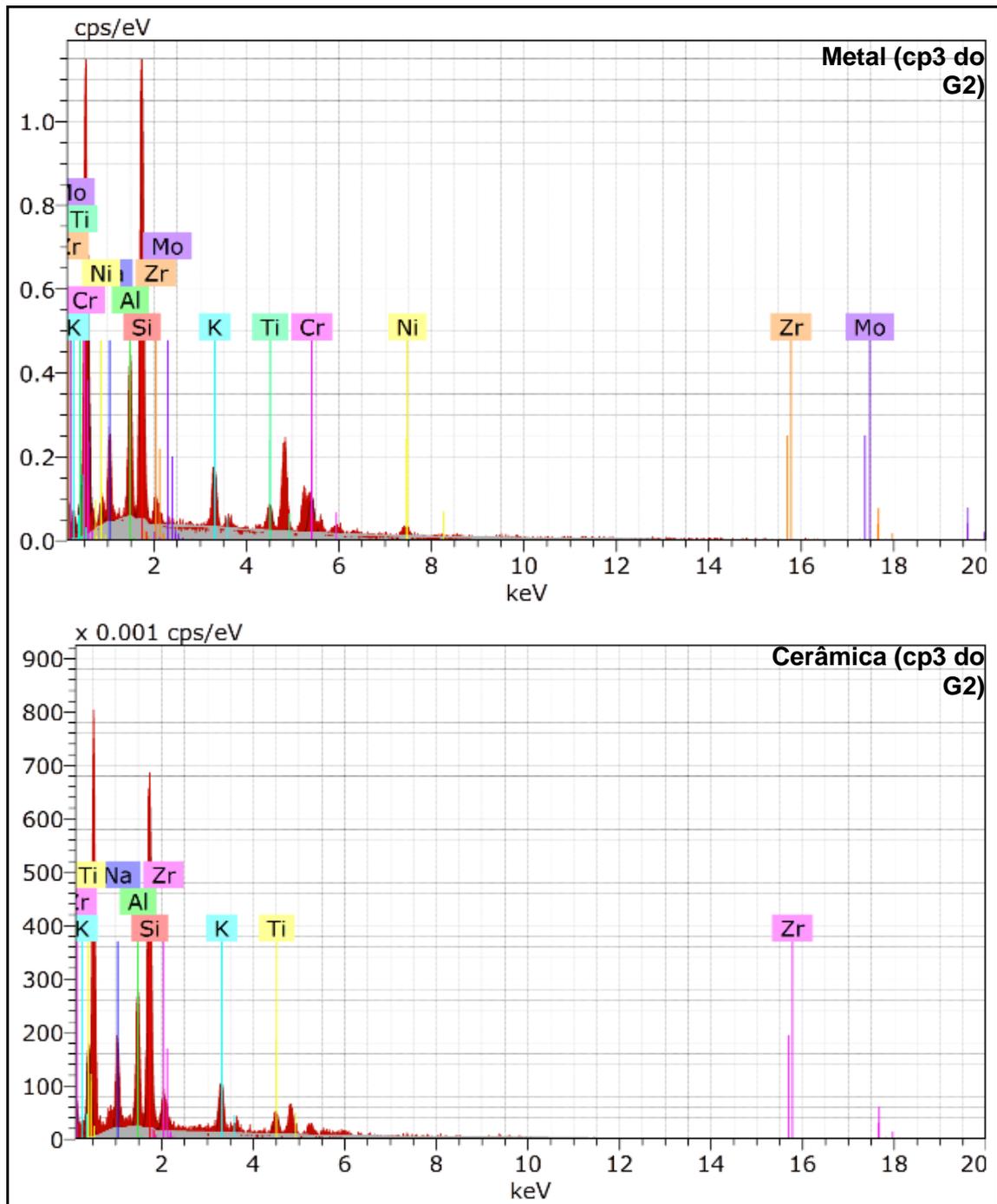
Cp3 do G1 (Ni-Cr).



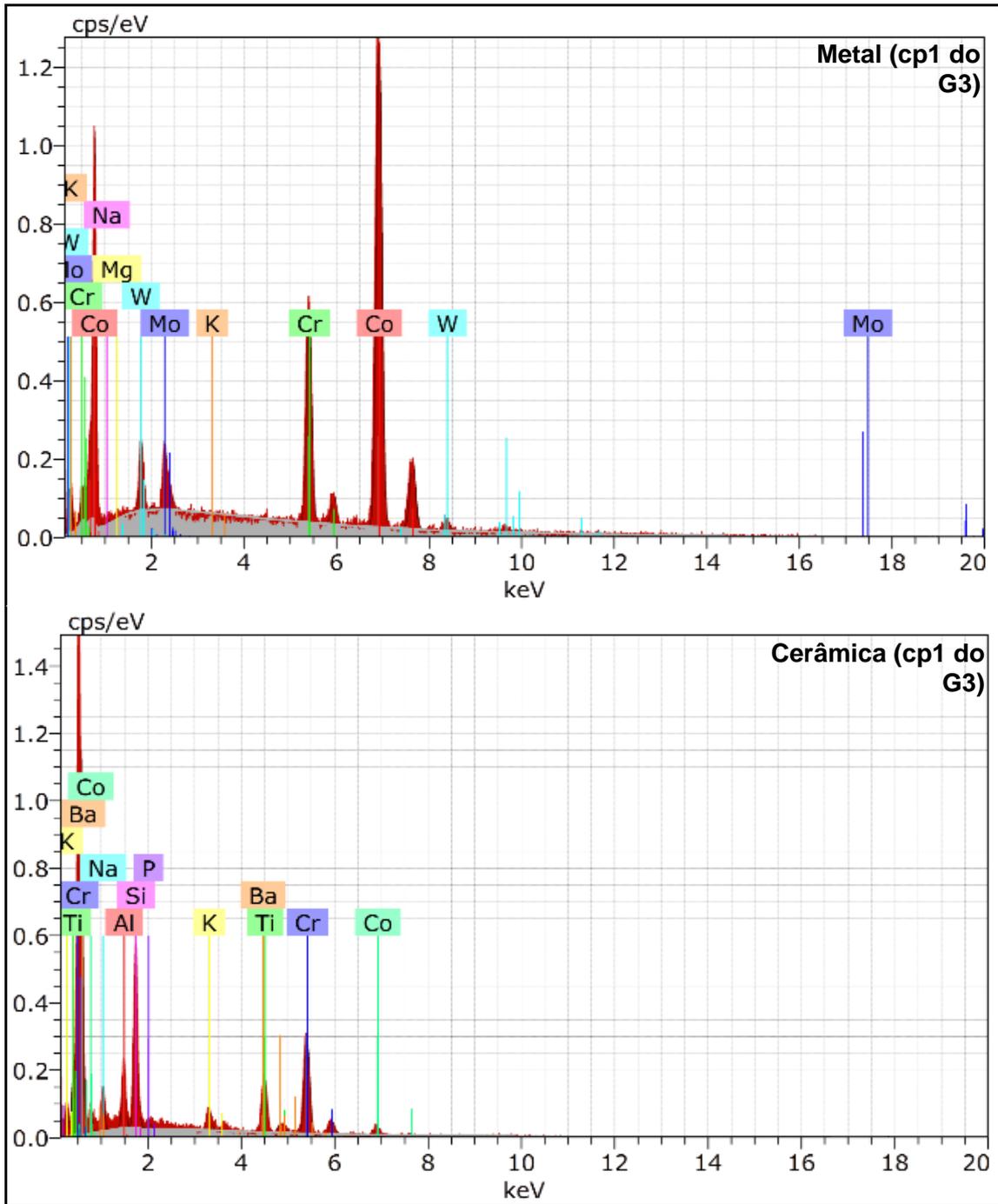
Cp1 do G2 (Ni-Cr-Ti).



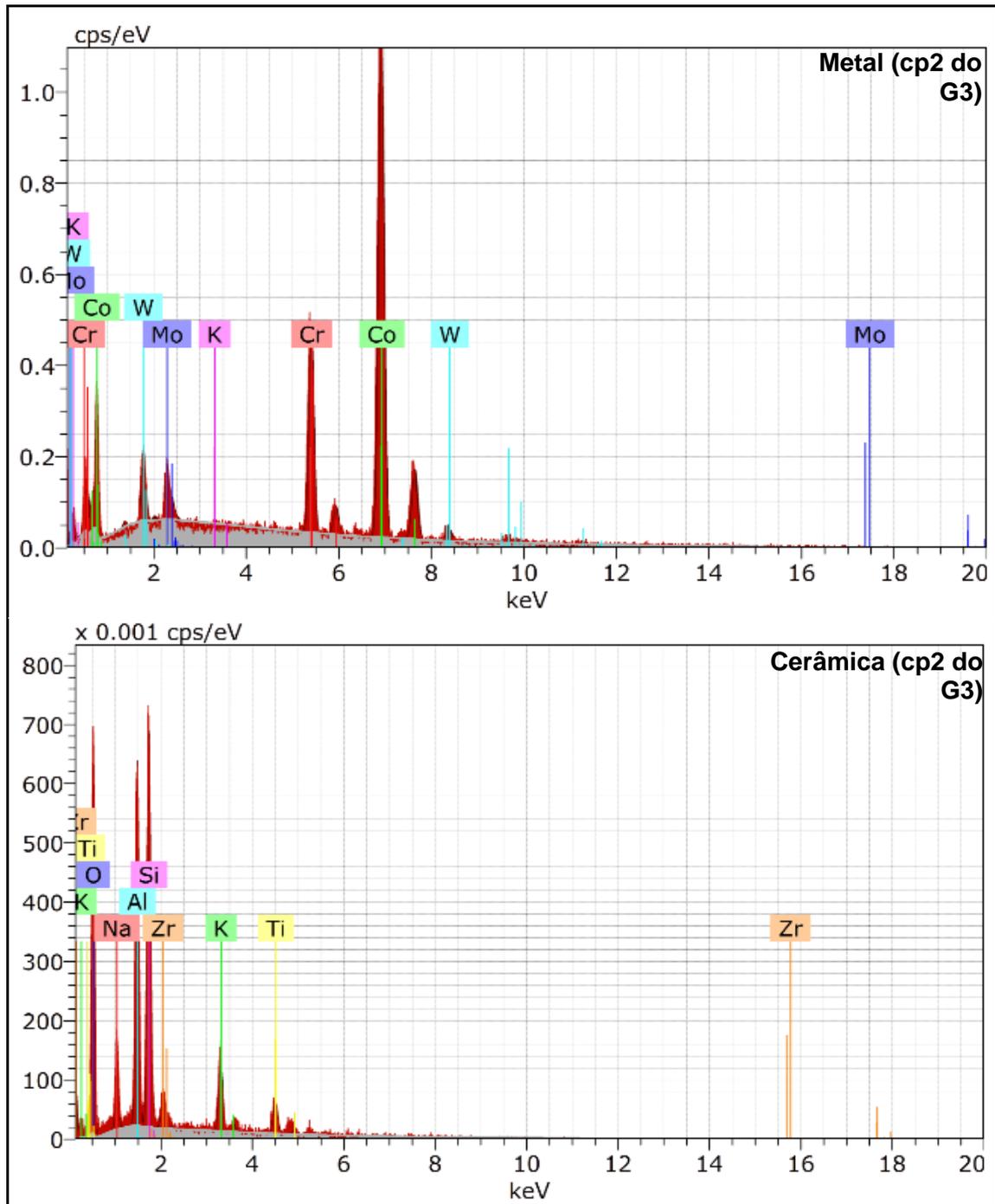
Cp2 do G2 (Ni-Cr-Ti).



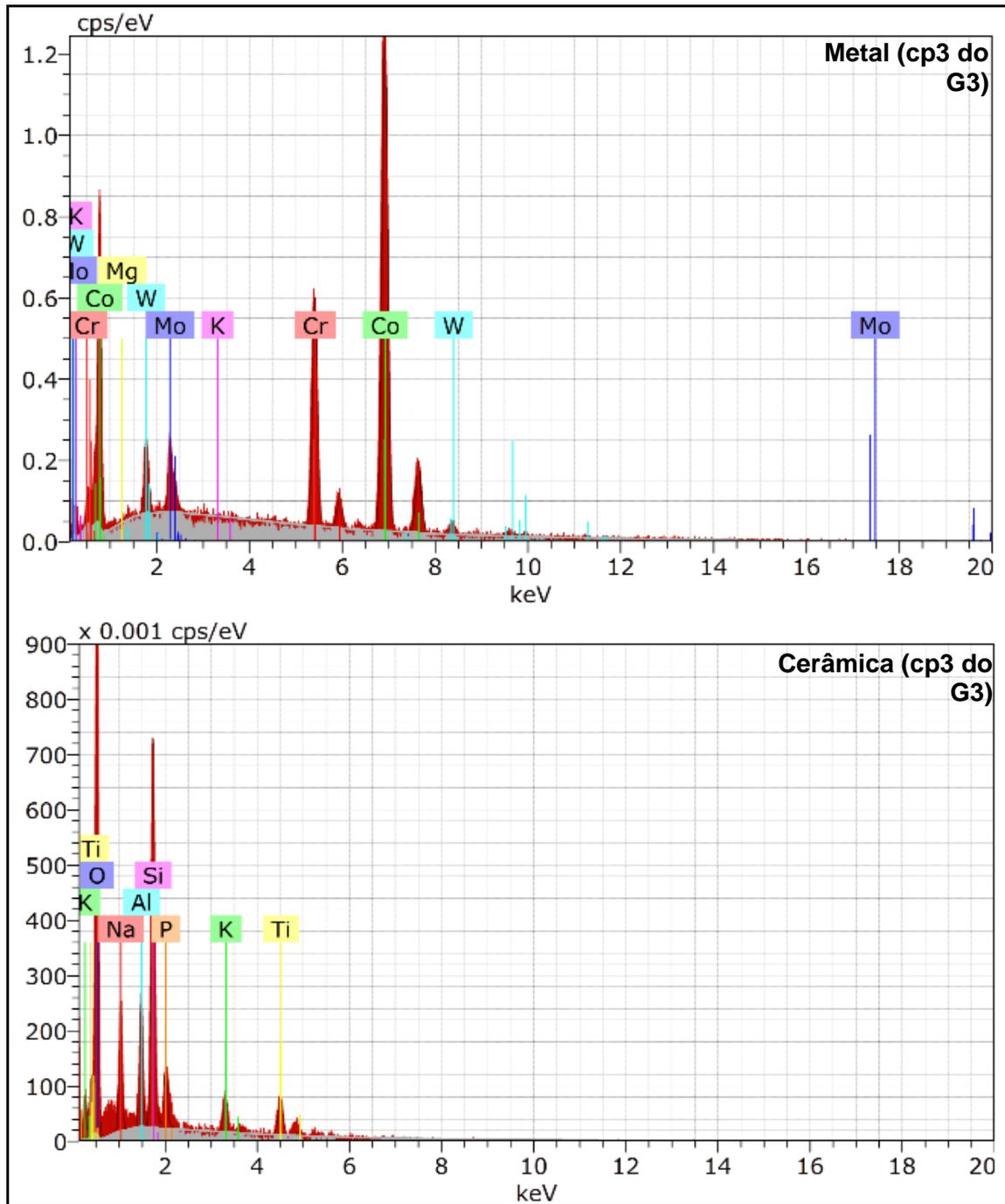
Cp3 do G2 (Ni-Cr-Ti).



Cp1 do G3 (Co-Cr).



Cp2 do G3 (Co-Cr).



Cp3 do G3 (Co-Cr).