

ALBERTO NORIYUKI KOJIMA

AVALIAÇÃO DO TIPO DE CARREGAMENTO, PELA ANÁLISE  
DE ELEMENTOS FINITOS, SOBRE A RESISTÊNCIA DE  
UNIÃO AO CISALHAMENTO DA INTERFACE  
METAL/PORCELANA  
(Ni-Cr/VITA OMEGA 900)

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária

Orientador Prof. Dr. Renato Sussumu Nishioka

SÃO JOSÉ DOS CAMPOS  
2005

## **Dedicatória**

A meus pais: Akinori e Aurea Kojima

À minhas irmãs Cíntia e Eloiza

A minha namorada Patricia Nagaoka

Dedico este trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Renato Sussumu Nishioka**, que sempre primou por transmitir sabedoria, experiência profissional e ponderação, jamais faltando com sua amizade e apoio, meus sinceros agradecimentos pela oportunidade concedida de aprimorar meus conhecimentos.

Ao **Prof. Adj. Marco Antonio Bottino**, a quem tive a oportunidade e o privilégio de conhecer e receber ensinamentos, minha gratidão pela amizade, apoio e incentivo no acompanhamento e sugestões prestadas durante a elaboração deste trabalho.

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. Adj. Paulo Villela Santos Júnior**.

Ao **Prof. Adj. Clovis Pagani**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora.

Ao Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara** pela oportunidade e apoio durante o curso de Pós-Graduação.

Aos **Docentes** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pela amizade e convívio agradável.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela valiosa ajuda durante a realização da análise estatística.

**Ao Eng. Sussumu Nohara** pela realização das análises de elementos finitos.

**Aos amigos** Gilberto Duarte Filho, Alfredo Mikail Melo Mesquita, Renato Morales Jóias, Rubens Nisie Tango, Rander Pereira Avelar, Vanessa Zulema Ccahuana Vasquez, Leonardo Buso, Fabíola Pessoa Pereira Leite **pela colaboração na realização deste trabalho.**

**Aos amigos do Programa de Pós-Graduação,** Fernanda Camargo Pelógia, Graziela Ávila Prado Galhano, Renata Marques Melo, Renata Faria, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, Karine Tenório Landim, Alexandre Abdalla Alonso, Oswaldo Daniel Andreatta Filho , Diego Klee Vasconcellos, Luiz Felipe Valandro, Denise Kanashiro Oyafuso, Elza Maria Valadares da Costa e Edson Hilgert.

A **Sra. Ângela de Britto Bellini**, Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pela revisão e correção das normas bibliográficas.

As **Sras. Suzana e Eliane**, secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção e carinho.

As secretárias do departamento de Pós-Graduação, **Sras. Rosemary, Erena e Maria Aparecida**, sempre dispostas a ajudar.

As funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Sras. Silvana, Dora, Neide, Renata, Deise, Sonia** pela ajuda.

A todos os funcionários da faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

Aqueles que de forma direta ou indireta ajudaram na realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE QUADROS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	14
RESUMO.....	17
1 INTRODUÇÃO.....	18
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
3 PROPOSIÇÃO.....	44
4 MATERIAL E MÉTODO.....	45
4.1 Material.....	45
4.2 Método.....	46
4.2.1 Obtenção dos corpos-de-prova.....	46
4.2.1.1 Fundição.....	46
4.2.1.2 Tratamento das superfícies.....	49
4.2.1.3 Aplicação da porcelana.....	50

4.2.2 Teste de cisalhamento.....	52
4.2.2.1 Cinzel.....	52
4.2.2.2 Fita.....	53
4.2.2.3 Pistão.....	54
4.2.3 Análise com microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	55
4.2.4 Modelo dos elementos finitos.....	56
4.2.4.1 Construção do modelo geométrico.....	57
4.2.4.2 Propriedades dos materiais.....	59
4.2.4.3 Carregamento do objeto.....	59
4.2.5 Análise estatística dos dados.....	61
5 RESULTADO.....	62
5.1 Análise estatística.....	62
5.2 Avaliação da região de ruptura.....	65
5.3 Avaliação pela análise de elementos finitos.....	67
6 DISCUSSÃO.....	74
7 CONCLUSÃO.....	85
8 REFERÊNCIAS.....	86
APÊNDICES.....	95

*ABSTRACT*..... 98

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	a) Matriz metálica.....	47
	b) Preenchimento da matriz com cera.....	47
	c) Matriz metálica com padrão em cera.....	47
	d) Desenho esquemático da estrutura metálica do corpo-de-prova.....	47
FIGURA 2 -	Padrões de cera e anel de silicone .....	48
FIGURA 3 -	a) Máquina de indução.....	48
	b) Fundição da liga.....	48
FIGURA 4 -	a) Desinclusão.....	49
	b) CP metálico.....	49
FIGURA 5 -	Forno Vacumat 40.....	50
FIGURA 6 -	a) Opaco cerâmico.....	51
	b) Cerâmica dentina.....	51
	c) Dispositivo utilizado para aplicação de cerâmica....	51
	d) Aplicação de camada de porcelana dentina.....	51
	e) CP após a primeira cocção de porcelana dentina....	51
	f) CP após segunda cocção para correção.....	51
FIGURA 7 -	a) Estrutura metálica para fixação dos CP vista frontal.....	53
	b) Vista lateral.....	53

FIGURA 8 -	a) Esquema do teste de cisalhamento.....	53
	b) Dispositivo para teste de cisalhamento ISO.....	53
FIGURA 9 -	a) Esquema do teste de cisalhamento com fita .....	54
	b) Dispositivo para teste de cisalhamento com fita....	54
FIGURA 10 -	Esquema do teste de cisalhamento pistão.....	55
FIGURA 11 -	a) Dispositivo para realização dos ensaios mecânicos, vista frontal.....	55
	b) Vista lateral.....	55
FIGURA 12 -	Gráfico tensão X deformação.....	56
FIGURA 13 -	Modelo com as malhas.....	58
FIGURA 14 -	Modelo geométrico.....	58
FIGURA 15 -	Carregamento para o ensaio com cinzel.....	60
FIGURA 16 -	Carregamento para o ensaio com fita.....	60
FIGURA 17 -	Carregamento para o ensaio pistão.....	61
FIGURA 18 -	Ilustração gráfica das médias e desvios-padrão.....	63
FIGURA 19 -	a) CP após ensaio mecânico com cinzel.....	65
	b) MEV com 75X de aumento.....	65
	c) MEV com 2.220X de aumento.....	65
FIGURA 20 -	a) CP após ensaio mecânico com a fita.....	66
	b) MEV com 33X de aumento.....	66
	c) MEV com 1.220X de aumento.....	66
FIGURA 21 -	a) CP após ensaio mecânico com o pistão.....	67
	b) MEV com 75X de aumento.....	67
FIGURA 22 -	Simulação do ensaio com cinzel: a) visão lateral; b)	

	visão frontal.....	68
	Secção transversal: c) região da base metálica; d) região da cerâmica.....	69
FIGURA 23 -	Simulação do ensaio com fita: a) visão lateral; b) visão frontal.....	70
	Secção transversal: c) região da base metálica; d) região da cerâmica.....	71
FIGURA 24 -	Simulação do ensaio com pistão: a) visão lateral; b) visão frontal .....	72
	Secção transversal: c) região da base metálica; d) região da cerâmica.....	73

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 -	Médias, desvios-padrão e coeficiente de variação (CV) em porcentagem para a resistência de união ao cisalhamento (MPa).....	62
Tabela 2 -	ANOVA para os dados (MPa) obtidos no ensaio de cisalhamento * $p < 0,05$ .....	64
Tabela 3 -	Resultados do Teste de Tukey para a interação entre os grupos experimentais.....	64
Tabela 4 -	Resultados dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) obtidos para o ensaio ISO.....	95
Tabela 5 -	Resultados dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) obtidos para o ensaio com fita.....	96
Tabela 6 -	Resultados dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) obtidos para o ensaio com pistão.....	97

**LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 -	Característica da cerâmica Vita Omega 900.....	45
Quadro 2 -	Característica da liga Wiron 99.....	46
Quadro 3 -	Ciclo de cocção da cerâmica Vita Omega 900...	53

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>ADA</b>	<b>American Dental Association</b>
<b>Ag</b>	<b>Prata</b>
<b>Al</b>	<b>Alumínio</b>
<b>ASTM</b>	<b>American Society of Testing and Materials</b>
<b>Au</b>	<b>Ouro</b>
<b>B</b>	<b>Boro</b>
<b>Be</b>	<b>Berílio</b>
<b>Cd</b>	<b>Cádmio</b>
<b>Ce</b>	<b>Cério</b>
<b>cm/min</b>	<b>Centímetro por minuto</b>
<b>Co</b>	<b>Cobalto</b>
<b>CPs</b>	<b>Corpos-de-prova</b>
<b>Cr</b>	<b>Cromo</b>
<b>Cu</b>	<b>Cobre</b>
<b>CV</b>	<b>Coefficiente de variação</b>
<b>et al.</b>	<b>Colaboradores</b>
<b>Fe</b>	<b>Ferro</b>
<b>h</b>	<b>Hora</b>

<b>HV<sub>10</sub></b>	<b>Dureza Vickers</b>
<b>ISO</b>	<b>International Standartization Organization</b>
<b>lb/pol<sup>2</sup></b>	<b>Libra por polegada quadrada</b>
<b>MEV</b>	<b>Microscopia Eletrônica de Varredura</b>
<b>min</b>	<b>Minuto</b>
<b>mm/min</b>	<b>Milímetro por minuto</b>
<b>Mn</b>	<b>Manganês</b>
<b>Mo</b>	<b>Molibdênio</b>
<b>MPa</b>	<b>Mega Pascal</b>
<b>N</b>	<b>Newton</b>
<b>Ni</b>	<b>Níquel</b>
<b>Pd</b>	<b>Paládio</b>
<b>ph</b>	<b>Concentração de íons hidrogênio</b>
<b>s</b>	<b>Segundo</b>
<b>Si</b>	<b>Silício</b>
<b>Ti</b>	<b>Titânio</b>
<b>W</b>	<b>Tungstênio</b>
<b>%</b>	<b>Porcentagem</b>
<b>°</b>	<b>Grau</b>
<b>°C</b>	<b>Grau Celsius</b>
<b>°F</b>	<b>Grau Farenheit</b>

$\mu\text{g}/\text{cm}^3$

**Micrograma por centímetro  
cúbico**

$\mu\text{m}$

**Micrometro**

$\mu\text{m}/\text{cm}^2$

**Micrometro por centímetro  
cuadrado**

$\mu\text{m}/\text{cm}^3$

**Micrometro por centímetro  
cúbico**

KOJIMA, A. N. **Avaliação do tipo de carregamento, pela análise de elementos finitos, sobre a resistência de união ao cisalhamento da interface metal/porcelana (Ni-Cr/Vita Omega 900)**. 2005. 98f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

## RESUMO

O propósito deste estudo foi comparar a influência dos dispositivos de carregamento pistão, fita de aço inoxidável e cinzel, usados em ensaios de união ao cisalhamento, para verificar a resistência na interface material restaurador/metal. Os valores dependem de uma complexa combinação de tensões e resultantes produzidas durante a aplicação das forças nas amostras sendo que as variações nas metodologias dos testes resultam em diferentes valores de resistência ao cisalhamento, o que dificulta a padronização e a comparação direta entre diferentes pesquisadores. Foram utilizados 36 corpos-de-prova (Ni-Cr, Wiron 99 – Bego e porcelana Vita Omega 900 - Vita ) divididos em 3 grupos (n = 12). Os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios de resistência ao cisalhamento em uma máquina de ensaio universal EMIC (modelo DL-2000, São José dos Pinhais – PR), com velocidade constante de 0,5 mm/min. Em seguida, os corpos-de-prova representativos de cada grupo foram examinados em microscopia eletrônica de varredura para a observação dos modos de falhas. A análise de elementos finitos foi utilizada para a verificação da distribuição de tensões sobre os corpos-de-prova. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância, verificou-se que houve diferença estatisticamente significativa entre os três dispositivos usados. O presente estudo mostrou que o dispositivo pistão obteve melhores resultados que o método convencional ISO 11405 e fita.

**PALAVRAS-CHAVE:** Resistência de união ao cisalhamento; ligas de níquel-cromo; porcelana dentária, análise de elementos finitos

## 1 INTRODUÇÃO

Na elaboração de uma prótese parcial fixa temos, na maioria das vezes, uma estrutura metálica fundida sobre a qual o material estético é aplicado (CARTER et al.<sup>11</sup>, 1979; ANUSAVICE<sup>3</sup>, 1998; ROSENSTIEL et al.<sup>51</sup>, 2002). Potencialmente, a união entre a porcelana e o metal constitui um ponto fraco nas restaurações. Isto pode direcionar ao insucesso clínico, devido a incompatibilidade entre os próprios materiais ou à ocorrência de fenômenos físicos-químicos, sendo a durabilidade da união um fator importante a ser considerado (WIGHT et al.<sup>63</sup> 1977; DAFTARY & DONAVAN<sup>17</sup>, 1986; KERN & THOMPSON<sup>36</sup>, 1993; CRAIG et al.<sup>16</sup>, 2002;).

A qualidade da união das restaurações metalocerâmicas é freqüentemente verificada por vários testes de laboratório, usando ensaios de flexão, tração ou cisalhamento sob certas limitações (ALMILHATTI et al.<sup>1</sup>, 2003; ISO<sup>33</sup>, 2003; CRAIG & POWERS<sup>15</sup>, 2004). Estes testes *in vitro* mostraram valores de resistência que dificultam a padronização e impossibilitam a comparação direta por diferentes pesquisadores (HAMMAD & TALIC<sup>28</sup>, 1996; RASMUSSEN<sup>48</sup>, 1996; SINHORETI<sup>55</sup>, 1997). A variação na metodologia dos testes resultam em diferentes valores de resistência ao cisalhamento, sendo que os valores dependem de uma complexa combinação de tensões e resultantes produzidas durante o carregamento das amostras (PAPAZOGLU & BRANTLEY<sup>45</sup>, 1998; OCHSNER & GEGNER<sup>43</sup>, 2001; PECORA et al.<sup>46</sup>, 2002).

O desenvolvimento científico na melhora da porcelana dental e o aumento no preço do ouro nos anos 60 impulsionaram a pesquisa de ligas alternativas como ligas a base de paládio e de metais

não nobres (BERTOLOTTI<sup>7</sup>, 1985; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT<sup>13</sup>, 1985; COVINGTON<sup>14</sup>, 1985). O sucesso das restaurações metalocerâmicas dependem da forte união entre a cerâmica e a subestrutura metálica, pela compatibilidade química, térmica, mecânica e estética (BARGHI et al.<sup>6</sup>, 1987; BULLARD et al.<sup>9</sup>; IBRAHIM<sup>32</sup>, 1995).

Os materiais metálicos utilizados para a confecção das próteses dentárias devem cumprir as seguintes exigências: resistência à corrosão na cavidade bucal, estabilidade frente as forças físicas e mecânicas às quais são submetidas (ANUSAVISE<sup>3</sup>, 1998).

Os testes clínicos são considerados os mais confiáveis para o estudo do comportamento da interface de união, embora os testes laboratoriais também apresentem reconhecido mérito na avaliação desses materiais (ESTRELA et al.<sup>23</sup>, 2001). Entretanto, muitos estudos laboratoriais não podem ser extrapolados diretamente às situações clínicas, porém, são sempre úteis no estabelecimento do protocolo de um estudo clínico, prevendo a eficácia e o comportamento dos materiais empregados. Além disso, as modificações constantemente impostas na composição dos materiais tornam-se um fator complicador quando se considera que um teste clínico pode se estender por mais de três anos, período de tempo julgado inevitável para o produto deixar o mercado e ser substituído pelo sucessor. Portanto, os testes laboratoriais consomem menos tempo e permitem avaliar a resistência de união, infiltração marginal e a dimensão da fenda na interface da restauração (CALLISTER JUNIOR<sup>10</sup>, 2002).

Os ensaios *in vitro* algumas vezes também apresentam dificuldades. Diferentes métodos ou ainda modificações no mesmo ensaio são procedimentos comumente adotados por vários pesquisadores, visando objetivos semelhantes, ou seja, determinar os valores de resistência da união. Por esta razão, diferentes dados a respeito de união, para um mesmo material ensaiado, são encontrados (BERTOLOTTI<sup>7</sup>,

1985; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT<sup>13</sup>, 1985).

A International Organization for Standardization<sup>33</sup> (ISO) criou uma norma com o objetivo de padronizar os ensaios de adesão à estrutura dental, incluindo o teste de cisalhamento. Apesar disso, o que se encontra na literatura é uma heterogeneidade nos testes. Assim sendo, seria procedente estabelecer um estudo para comparar o teste especificado pela ISO (cinzel) com os não especificados (fita metálica e pistão), bem como as características da união na interface cerâmica/metál, provocadas pela fratura.

Os testes de cisalhamento são os mais relatados na literatura (Craig & POWERS<sup>15</sup>, 2004). Entretanto a sua distribuição de tensões podem ser complexas resultando em diferentes resultados em testes semelhantes. As análises de resistência de união têm mostrado vários problemas com relação aos testes mais comumente utilizados e sugerem uma falta de confiabilidade na mensuração do comportamento adesivo destes materiais.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Sced & McLean<sup>53</sup> (1972) avaliaram a resistência de união entre metal/cerâmica com metais básicos contendo cerâmica. Para isso desenvolveram um dispositivo com uma interface metal/cerâmica onde foram comparados a resistência de união das ligas de Ni-Cr, Co-Cr e áurica, além de se estudar o efeito da camada de óxido na liga de Ni-Cr. Encontraram para a liga de ouro uma resistência de união de  $28,0 \pm 7,05$  MPa, para o Co-Cr  $25,4 \pm 5,3$  MPa e para o Ni-Cr  $23,8 \pm 4,02$  MPa. Com a redução da camada de óxido observaram que houve uma diminuição da resistência em comparação com a obtida em atmosfera normal. Concluíram que a liga áurica obteve uma resistência satisfatória e que as ligas básicas tiveram uma resistência semelhante.

O objetivo de Anusavice et al.<sup>4</sup> (1980) foi avaliar comparativamente, utilizando a análise de elementos finitos, os testes de resistência de união utilizados em metal/cerâmica. Estudaram 11 testes de resistência de união com relação a distribuição de tensão, sendo que, observaram uma alta probabilidade de falha dentro da porcelana ou na região da interface em oito dos 11 testes analisados.

Chong et al.<sup>12</sup>, (1980) estudaram a resistência ao cisalhamento da interface entre ligas a base ouro e não nobres, e materiais cerâmicos. Utilizaram uma ponta de aço para promover a ruptura entre os materiais, aplicando força com trajetória paralela ao plano formado pela interface dos materiais com velocidade de 1mm/min. Sugeriram que um teste de cisalhamento deveria apresentar os seguintes requisitos: a) avaliar somente a resistência ao cisalhamento; b) simples performance; c) amostras com desenhos simples; d) ter poucas variáveis;

e) o único tipo de aderência deveria ser a união das faces; f) avaliação quantitativa dos dados.

O objetivo de Malhotra & Maickel<sup>38</sup> (1980) foi avaliar a resistência ao cisalhamento entre as restaurações metalo-cerâmicas, para isto, eles utilizaram uma liga áurica (Ceramco gold) e uma porcelana (Ceramco porcelain) em um dispositivo adaptado para a realização dos ensaios mecânicos (Shell-Nielsen), tanto em “*push test*” quanto em “*pull test*”. Encontraram os seguintes valores para o “*push test*” não isolado de 124 MPa e isolado de 82 MPa. Para o “*pull test*” não isolado encontraram 97 MPa e isolado 66 MPa. Concluíram que o “*push test*” mostrou maiores valores que o método “*pull test*”, e que a união entre o gesso e o metal foi eliminado pelo isolamento.

Kelly & Rose<sup>35</sup>, em 1983, revisaram cinco tópicos de interesse sobre ligas não preciosas para uso em prótese fixa: a) constituição; b) propriedades físicas; c) biocompatibilidade; d) adesão à porcelana; e) corrosão. As relações entre constituição, propriedades físicas e características de manuseio das ligas de metais básicos foram pesquisados. Quatro tipos de ligas foram estudadas: I. Ni, 75% a 80% e Cr 11% a 15%; II. Co 40% a 70% e Cr 20% a 30%; III. Fe 59% e Cr 26% e IV. Ti e Cu experimental. As propriedades físicas das ligas não preciosas poderiam diferir significativamente daquelas ligas contendo uma alta porcentagem em ouro. Em certos casos, essas ligas seriam superiores às ligas áuricas tradicionais para o uso com porcelanas. As ligas não preciosas poderiam ser fundidas com precisão aceitável e os pacientes poderiam ficar mais confortáveis com elas devido à sua decrescente transmissão térmica e sua menor ação galvânica que o ouro. A toxicidade do Ni e Be, e seus compostos foi discutida com atenção. Alergia por dermatite de contato parecia um risco de saúde para certos pacientes portadores de próteses contendo Ni. O pó de Be aparentemente não seria um risco em ambientes ventilados. A insuficiência de dados relacionados à problemas de saúde relatados

sobre Ni em laboratórios dentais deveriam ser interpretados com cuidado.

O objetivo de Drummond et al.<sup>22</sup> (1984) foi avaliar, com um teste de cisalhamento simples, a resistência de união entre uma porcelana (Vita – Zahnfabrik) e ouro (PG+, Englehard Minerals & Chemical Corp.) e um metal não precioso (Uniobond – Unitek) após armazenagem de um ano em água destilada a 37<sup>o</sup> C. Foi observado uma redução da resistência adesiva de 7,4% e 18,1% após quatro e 12 meses, respectivamente, para o ouro; e uma redução de 21,2% e 21,4% após quatro e 12 meses, respectivamente, para o metal não precioso. Uma diferença significativa foi observada entre a resistência de união: 51,17 ± 11,29 MPa para o ouro e 31,83 MPa para o metal não precioso.

Em 1985, o “*Council on Dental Materials, Instruments and Equipment*”<sup>13</sup>, relatou sobre ligas de metais básicos para aplicações em coroas e pontes enfocando os benefícios e riscos. Embora o aumento na aceitação das ligas de metais básicos tenha sido influenciado pela rápida flutuação internacional das ligas áuricas e outros metais nobres, o recente declínio no custo de metais nobres apresentava pouco efeito na reversão daquela tendência. Esse dado forneceu uma avaliação crítica dos benefícios e riscos das ligas de metais básicos comparada com os benefícios e riscos das ligas de ouro. Comparado com o certificado da ADA tipoIV para ligas áuricas, as ligas básicas apresentavam menor custo, menor densidade, maior rigidez e dureza, e comparável resistência clínica à perda do brilho e corrosão. Pequenas diferenças na composição ou adição de certos metais básicos, tais como Be, Si, Bo e Al, produziam significativas mudanças nas propriedades e microestruturas das ligas de metais básicos. O potencial para efeitos sistêmicos e dermatológicos que poderiam ocorrer em pacientes e profissionais por causa da exposição às ligas de básicas também não deveria ser desprezado. Fabricantes, laboratórios e dentistas deveriam ser encorajados a identificar as ligas usadas na fabricação de dispositivos protéticos com relação aos

elementos que poderiam afetar a saúde do paciente (Ni, Cr e Co e outros). Dentistas e administradores de laboratórios dentais também deveriam ser encorajados a informar aos empregados, os quais trabalhavam como técnicos, de que seria necessário evitar a inalação do pó provindo de ligas. A história médica deveria incluir a documentação dos pacientes os quais fossem sensíveis à metais.

Covington et al.<sup>14</sup>, em 1985, determinaram a quantidade de Ni e Be, em ligas de metais básicos, liberados por meio de corrosão após 120 dias de exposição à soluções salivares a fim de postular os riscos para a saúde. Catorze ligas dentais (oito de NiCrBe e seis de NiCr) foram analisadas quanto a liberação de Ni e Be *in vitro* em soluções salivares ácidas. Variação das taxas de corrosão quanto aos níveis de pH (pH 2, pH 4, e pH 6) e tempo foram calculadas no intervalo de 120 dias e a possível significância dessas taxas com relação a reações alérgicas ou outros riscos para a saúde foram postulados. Os resultados mostraram que as ligas que continham ambos elementos, Ni e Be, apresentaram um efeito pontencializado com a dissolução de Be muitas vezes maior do que aquela esperada. Foi concluído que ligas que continham Ni e Be poderiam levar a um maior risco.

Hammad et al.<sup>29</sup>(1987) avaliaram a resistência adesiva metal/cerâmica utilizando um teste de cisalhamento de “interface circular” desenhado para prevenir o movimento durante a aplicação e as queimas da cerâmica. A idéia principal foi dirigir as forças diretamente sobre a interface. O sucesso da união metal/cerâmica dependia do entendimento do efeito dos tempos de queima, tratamento da superfície de união, e comportamento das ligas que eram importantes na resistência adesiva destas restaurações. Estudaram o efeito de várias temperaturas de queima, textura de superfície e tipos de metais na resistência ao cisalhamento de metalocerâmicas. Duas ligas para metalocerâmica foram utilizadas: uma liga preciosa (Olympia – J.F. Jelenko) e uma liga básica (Talladium – Talladium Inc.). Sendo que cada liga foi preparada de modo

similar antes da aplicação da porcelana para alcançar uma superfície uniforme, e um grupo de Talladium teve sua superfície condicionada eletroliticamente após o jateamento. Cada categoria foi dividida em dois grupos. A porcelana opaca foi coccionada de acordo com as instruções do fabricante em um grupo e em outro 65° F acima. As resistências de união foram comparadas estatisticamente e as amostras examinadas em microscopia eletrônica de varredura após o teste. Concluíram que nas duas ligas a resistência ao cisalhamento aumentou pela elevação da temperatura de cocção da cerâmica, que a liga jateada Talladium obteve melhores resultados do que a liga jateada Olympia em ambas temperaturas de queima da porcelana. Sendo verificado que o jateamento aumentou a resistência de união em comparação com a superfície condicionada na temperatura recomendada.

Uusalo et al.<sup>59</sup>, 1987 avaliaram a resistência ao cisalhamento da união metal/cerâmica com um teste simplificado de cisalhamento (*"pull test"*). Utilizaram quatro ligas áuricas e três não-preciosas (entre elas a de Ni-Cr, Wiron 77, Bego), foram confeccionadas seis a dez amostras por grupo, com 7mm de diâmetro, sendo que esta superfície foi jateada e lavada com água destilada por 20min seguido de uma oxidação. O teste foi realizado em uma máquina de ensaio universal com velocidade de 8mm/min até a fratura das amostras. Encontraram para a liga de Ni-Cr uma resistência de união de  $89,6 \pm 35,9$ MPa (CV 40%). Concluíram que a resistência de união em ligas não preciosas foram menores do que as obtidas pelas ligas auricas, e que aquelas eram mais sensíveis aos procedimentos laboratoriais.

Segundo Bertolotti<sup>7</sup>, em 1985, no *"International Symposium on Ceramics"*, muitas das ligas de metais básicos eram baseadas em Ni e Cr. Como elas eram não nobres, a resistência à corrosão dependeria de outras propriedades químicas. Uma fina camada de óxido de cromo forneceria um completo e impenetrável filme que passivaria a superfície da liga. As ligas não preciosas teriam propriedades

físicas diferentes dos grupos de ligas de metal nobre. As mais significantes seriam a sua alta dureza, alta resistência às tensões, e o alto módulo de elasticidade. O alongamento seria o mesmo das ligas áuricas, mas as altas resistências às tensões, fariam-nas difíceis ou impossíveis de trabalhar. Quando usadas para restaurações oclusais metálicas, as ligas não preciosas teriam poucas vantagens. Os valores de alta dureza poderiam ser importantes quando a resistência ao desgaste fosse necessária. As propriedades carcinogênicas e alergênicas dos metais básicos, especialmente o Ni seriam controversas. Alguns pesquisadores não relataram qualquer resposta alérgica ao Ni, mesmo em pacientes sabidamente alérgicos, ao passo que outros relataram uma alta frequência de reações alérgicas em casos similares. Uma alta incidência de câncer no aparelho respiratório teria sido bem documentada em pessoas as quais teriam exposição ocupacional ao Ni. O Ni também seria conhecido como indutor de tumores em tecido muscular de ratos, sendo que outros metais como Mn, Cr, Cu e Al não induziriam tumores nos mesmos animais. Segundo o autor, até que o potencial de risco das ligas dentais fosse melhor entendido, precauções deveriam ser tomadas para se evitar a inalação do pó de metais básicos e a realização de restaurações com ligas contendo Ni em pacientes com alergia conhecida.

VAN NOORT et al.<sup>60</sup>, em 1989, examinaram os métodos atuais para mensurar a resistência de união ao substrato dental. Para isso, utilizaram amostras de dentina que foram desgastadas até se obter uma área plana onde foram construídos blocos de resina composta, com 6 mm de altura por 6 mm de largura. Sobre estas amostras foram exercidos carregamento de tração e cisalhamento e as forças resultantes verificadas utilizando uma análise de esforços de elementos finitos. Os autores observaram que os esforços de tração e cisalhamento eram altamente dependentes da geometria e arranjo do teste, bem como dos materiais envolvidos. Com isso, concluíram que quando uma resina composta unida a uma superfície plana de dentina era carregada, seja em

tração ou cisalhamento, a distribuição de esforços ao longo da interface era não uniforme. Pequenas variações na metodologia alteravam ainda mais a distribuição destes esforços, e provavelmente havia um desacordo dos valores de resistência de união alcançados por muitos pesquisadores sendo necessária uma padronização dos testes para que estes valores pudessem ser comparados.

Atta et al.<sup>5</sup>(1990) avaliaram a resistência adesiva por tração e cisalhamento de sistemas adesivos a uma liga de NiCr. Foram empregados os cimentos Panavia Ex (Kuraray Co.) que é um cimento resinoso adesivo com um monômero do éster fosfórico como promotor de adesão, o SuperBond C&B (Sun Medical) que é um cimento resinoso com o monômero 4-META como promotor de adesão e o cimento resinoso ABC (Vivadent) associado a um *primer* para metal (Metal Primer) à base de grupos fosfatos como promotores de adesão. Os conjuntos após a cimentação foram armazenados em água a 25° C por uma semana. O testes de tração e cisalhamento executados apresentaram os seguintes resultados em MPa (média) respectivamente: Panavia EX 43,49 e 40,46 SuperBond C&B 25,53 e 25,19 e ABC 24,86 e 13,30. Segundo os autores, o microjateamento promoveria uma superfície altamente microrretentiva sugerindo que qualquer adesão do cimento resinoso seria devida a uma capacidade de molhamento dessa superfície microjateada e uma capacidade em formar uniões químicas. A união do Panavia Ex foi quase 95% melhor que a adesão dos outros dois cimentos. Isto seria devido à afinidade de seu monômero adesivo aos óxidos presentes na liga de NiCr microjateada. Já a pequena adesão do ABC seria devida ao seu *primer* para metal que não produziu uma união química adequada. Da mesma maneira para o SuperBond a sua boa adesão a liga de NiCr oxidada seria devida à afinidade de seu monômero 4-META a esses óxidos. Nos testes de tração todas as falhas observadas para o Panavia EX foram coesivas no cimento, enquanto para o SuperBond C&B e ABC metade das falhas foi adesiva e metade coesiva

nos cimentos. Como conclusão final os autores acreditaram que esses cimentos resinosos adesivos seriam merecedores de avaliação clínica a longo prazo.

Stannard et al.<sup>57</sup>, 1990 estudaram o efeito de várias queimas da porcelana na resistência de união entre metal/porcelana. Foram avaliados duas combinações diferentes de opacos e metal que foram avaliados em teste de resistência ao cisalhamento após uma, três, cinco, sete e nove ciclos de cocção da cerâmica. Para a combinação de Will Ceram/W1 e Vita/Olympia, não houve diferença estatística entre os materiais e após as queimas. Concluíram que não houve redução na resistência de união durante a queima do opaco ao metal.

Geis-Gerstorfer et al.<sup>25</sup>, em 1991, mediram, *in vitro* a liberação de íons metálicos, quanto ao tipo e a quantidade, de quatro ligas de NiCrMo e quatro ligas de CoCrMo disponíveis no mercado para a realização de fundições. As quatro ligas de NiCrMo (Ticon, Ticonium Co, Albany, New York; Supranium, Krupp, Essen, Germany; Wiron 88 Bego, Bremen, Germany e Remanium CS, Ispringen, Germany) e as quatro ligas de CoCrMo (Bondiloy e Dentitan, Krupp, Essen, Germany; Wirobond, Bego, Bremen, Germany e Remanium CD, Dentaaurum, Ispringen, Germany) foram examinadas usando uma solução de 0,1mol/l de ácido láctico e 0,1mol/l de cloreto de sódio. Os íons dissolvidos foram analisados sob um período de cinco semanas usando-se um espectroscópio de absorção atômica. Como resultado, a variação nos valores, após 35 dias, foi de 0,54 e 3,261  $\mu\text{m}/\text{cm}^2$  para as ligas de NiCrMo e de 0,43 e 34,9  $\mu\text{m}/\text{cm}^2$  para as ligas de CoCrMo. As conclusões, considerando os limites apresentados na literatura para a quantidade máxima tolerável para o Ni, foram de que o uso de ligas contendo Be não era recomendado devido a altíssima liberação de íons sob as condições de corrosão usadas no estudo.

Em 1991, Retief<sup>49</sup>, descreveu em seu estudo alguns aspectos sobre a necessidade de se padronizar os testes de adesão em

laboratório. Ele verificou que para avaliar os valores de resistência de união, muitos fatores exerciam influência marcante nos resultados, como tipo e face do dente, tempo de estocagem, meio de imersão, preparação da superfície e tipo de teste utilizado. No entanto, as forças exercidas clinicamente sobre as restaurações ou sobre o dente eram de natureza complexa e nem tração ou cisalhamento simulavam as forças intra-orais. Quando uma resina composta unida a uma superfície plana era carregada em tração ou cisalhamento, a distribuição através da interface de união era extremamente irregular. O autor verificou ainda que variáveis dentro de um mesmo teste afetavam os valores de resistência de união. Quando o carregamento foi feito com uma ponta de base retangular de 1,8mm, os valores foram cerca de 40% inferiores aos valores alcançados quando um cinzel com ponta de 0,5mm de largura foi usado. A ponta de base retangular aplicou um carregamento com forças em balanço e o cinzel um carregamento de “abrir à força”. O autor concluiu afirmando que por causa da grande variação nas metodologias dos testes, os resultados obtidos de diferentes laboratórios não poderiam ser comparados. Ainda, os resultados de adesão encontrados em testes de laboratório, não deveriam ser extrapolados para a clínica, e sim apenas como orientação.

Wu et al.<sup>64</sup>, em 1991, avaliaram o efeito do tratamento térmico de oxidação na resistência de união da porcelana em ligas de metais básicos. Segundo os autores, as ligas de metais básicos foram largamente utilizadas na década passada por causa das vantagens das suas propriedades mecânicas e o alto custo do ouro. A superior resistência permanente a deformação e o módulo de elasticidade dessas ligas deram-nas a vantagem da espessura do “*coping*” com menos material e a rigidez requerida para a longevidade das próteses parciais fixas. As ligas de Ni-Cr e Co-Cr teriam sido as mais comumente usadas em odontologia restauradora. Uma desvantagem das ligas metálicas básicas seria o difícil controle da formação do óxido de cromo que resultaria em menor resistência entre a porcelana e o metal. O tratamento

térmico de oxidação do metal seria usado para remover o gás que teria ficado preso, eliminar contaminantes da superfície e formar uma camada de óxido. Esse tratamento seria um passo controverso no preparo da superfície do metal para a adesão da porcelana podendo liberar tensões e causar distorção na estrutura. Este estudo determinou o efeito do tratamento térmico de oxidação na resistência da adesão de ligas metálicas básicas sob condições variáveis de tempo e atmosfera e também investigou a difusão de íons na zona de interação entre porcelana e o metal. Duas ligas de Ni-Cr, NP2 e NP2 com Be e duas Co-Cr Vicomp e Neobond II Special foram usadas neste estudo. Concluíram que o tratamento térmico de oxidação, as variáveis de temperatura, vácuo, e tempo de tratamento térmico de oxidação não tiveram um efeito significativo na resistência de união da porcelana nas ligas de metais básicos.

Scaranelo & Muench<sup>52</sup> (1994) estudaram a resistência de união, de materiais encontrados no mercado nacional, entre duas porcelanas (Vita VMK – Vita Zahnfabrik e Duceram – Ducera) e duas ligas de níquel-cromo (Durabond II – Odonto Comercial Ltda. e Resistal P – Degussa) por meio de ensaio de tração. Foram utilizados opaco ou mistura de opaco + dentina, jateamento ou não após desgaseificação e uso ou não de vácuo. Os resultados mostraram que a maior resistência de união foi obtida pela combinação da liga Durabond II com a porcelana Duceram, jateamento e opaco (329 Kp/cm<sup>2</sup>). Sendo que esta também atingiu boa resistência com a combinação porcelana Vita VMK, opaco + dentina e vácuo (290 Kp/cm<sup>2</sup>). Concluíram que a utilização de jateamento, opaco + dentina e vácuo aumentou a média geral.

Watanabe & Nakabayashi<sup>62</sup>, em 1994, descreveram alguns fatos sobre os métodos utilizados no Japão para se mensurar a união de compósitos sobre a dentina. Os métodos mais utilizados eram o teste de tração e o de cisalhamento, apesar de existir um terceiro teste chamado *push-out test*. Segundo os autores, o teste de tração era o mais

usado, apesar de ser mais difícil conseguir corpos-de-prova perpendiculares ao substrato em estudo. Com isso, poderia haver uma distorção nos valores devido ao movimento de deslocamento lateral das amostras. Para o teste de cisalhamento, a obtenção dos corpos-de-prova era mais fácil, além deles sofrerem menor influência durante o carregamento. No entanto, a fratura parecia sempre começar no ponto em que o bisel atingia a amostra. Portanto ficava difícil padronizar um método mais adequado já que ambos tinham vantagens e desvantagens. Concluíram que todos os métodos e metodologia existentes tentavam alcançar completamente *in vitro* as mesmas condições que os materiais teriam *in vivo* e, que isso poderia ser o alvo de futuras investigações.

Com a utilização da análise de elementos finitos, Dehoff et al.<sup>19</sup> (1995) avaliaram os efeitos da espessura do agente de união, e condições de carregamento na distribuição de tensão na dentina adjacente à interface agente de união/dentina. Utilizaram para os cálculos o programa ANSYS com um modelo cilíndrico de resina unido ao substrato dentinário. Os resultados mostraram grande concentração de tensão na interface do agente de união/dentina próximo a aplicação da força. A tensão vertical máxima geralmente ocorria aproximadamente 0,3mm abaixo do local de aplicação de carga e então diminuía em todas as direções. Concluíram dizendo que muitos pesquisadores utilizavam os ensaios de tração e cisalhamento para prever os efeitos de variáveis de processos e materiais mas nenhuma evidência mostrou que estas resistências eram relevantes para o sucesso clínico.

Della Bona & Van Noort<sup>20</sup>, em 1995, verificaram o efeito da distribuição de esforços durante a realização dos testes de resistência ao cisalhamento sobre porcelana, utilizando a análise de esforços de elementos finitos, bem como o tipo de falha ocorrida, quando uma variedade de arranjos nos testes era utilizada. Para isso, foram confeccionadas amostras de porcelana e resina composta que foram incluídas em resina acrílica. Sobre estas superfícies foram construídos

cilindros de resina composta ou porcelana de acordo com o tratamento realizado, ou seja, no grupo A, foram construídos cilindros de resina composta sobre a base de porcelana; no grupo B, a base era de resina composta e o cilindro de porcelana; e no grupo C, tanto a base quanto o cilindro foram construídos com resina composta. Para o ensaio de cisalhamento foi utilizada uma máquina de testes universal Lloyd M5K e o carregamento nos cilindros foi realizado com um cinzel posicionado o mais próximo possível da interface base-cilindro. Paralelamente, neste estudo, os autores também verificaram a resistência de união à tração para os mesmos materiais. Pelos resultados eles observaram que os valores de resistência ao cisalhamento para as amostras do grupo A foram inferiores estatisticamente aos valores dos grupos B e C. Quanto ao tipo de falha ocorrida, metade das amostras do grupo A tiveram falha coesiva na base de porcelana e a outra metade falha adesiva. No grupo B, 80% das falhas foram coesivas na base de resina composta e os 20% restantes foram falhas adesivas. No grupo C, 100% das amostras tiveram falha coesiva na base de resina composta. Já no teste de tração, as falhas sempre foram adesivas e isso levou os autores a concluir que o teste de tração seria o mais indicado, já que o teste de cisalhamento pareceu ser inadequado para mensurar a resistência de união da interface porcelana-resina composta. Pequenas variações neste tipo de teste como geometria da amostra, ponto de carregamento e tipo de carregamento, forneciam valores de resistência de união diferentes, fato este atribuído à não uniformidade dos esforços induzidos na interface durante o carregamento. Segundo os autores, o teste de tração teria um arranjo menos complexo e mais apropriado para se avaliar a resistência de união da interface porcelana-resina composta.

O objetivo de Ibrahim<sup>32</sup> (1995) foi analisar a interface de união entre porcelana (Vita Porcelain) e uma base metálica de Ni-Cr (Wiron 88) após cinco diferentes tratamentos de superfície deste metal, encontrou evidências de formação de NiO e Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> com evidência de

maior migração de NiO em direção da cerâmica. Foram usados a liga de Ni-Cr Wiron 88 e Vita Porcelain. Um total de vinte padrões de cera foram preparados usando uma matriz de aço de 3X6X8X1 mm com convergência de 10 graus. Foi dividido em cinco grupos: A – superfície do metal (controle), B – superfície do metal após oxidação, C – superfície do metal após queima da porcelana, D – superfície do metal após jateamento com  $Al_2O_3$  e oxidação, E – camada de óxido na porcelana após separação. Encontraram como resultado após análise em MEV com um analisador eletrônico microprob, com um aumento de 50X. GRUPO B – os picos de Ni, Cr, Si, Ca and Fe diminuíram em relação a A. GRUPO C – o pico de cromo aumentou em relação ao de Ni porque a migração de óxido de níquel para a porcelana era maior do que a do óxido de cromo. GRUPO D – os picos de Ni e Cr foram aumentados, isto é devido à ação do jateamento e aparecimento da estrutura mais cristalina do níquel e cromo. GRUPO E – os óxidos foram formados e migraram para a interface da porcelana. Concluíram que as variáveis de temperatura, vácuo, e tempo de tratamento térmico de oxidação não teve um efeito significativo na resistência de união da porcelana nas ligas de metais básicos.

Hammad & Talic<sup>27</sup> (1996) ao realizar uma análise dos testes para avaliação da aderência metal/cerâmica determinaram que os mecanismos da união metal/cerâmica ainda estavam em discussão teórica, devido à complexidade do uso dos testes. Estes eram classificados pela natureza das forças submetidas aos corpos de prova estudados. Em muitas investigações foram utilizados os seguintes testes: cisalhamento, tensão, cisalhamento com tensão, flexão e torção. Os estudos experimentais podiam diminuir as variáveis que agiam no último estresse residual da interface metal/cerâmica.

Persson & Bergman<sup>47</sup> (1996) avaliaram a resistência de união metal/cerâmica combinando os resultados obtidos com uma análise de elementos finitos de uma coroa idealizada, para possibilitar a

comparação de diferentes sistemas metalocerâmicos. Utilizaram o titânio fundido (Duceratin) e usinado (Procera), e o ouro (Vita VMK 68). Observaram que o titânio, tanto o fundido quanto o usinado, apresentou maiores valores de resistência de união ao cisalhamento ( $48,9 \pm 12,6$  e  $47,5 \pm 6,1$  N/mm<sup>2</sup> respectivamente) do que o ouro ( $35 \pm 7,1$  N/mm<sup>2</sup>), concluíram que a união titânio/cerâmica era bastante satisfatória para os trabalhos de coroas e pontes fixas.

O objetivo de Deger & Caniklioglu<sup>18</sup> (1998) foi avaliar a resistência de união metal/cerâmica de superfícies tratadas. Eles avaliaram a profundidade de difusão do estanho e a resistência de união após teste de cisalhamento. Encontraram a união mais fraca nos grupos onde foi realizado o estanhamento diretamente, e a mais resistente foi encontrada nos grupos onde o estanho foi difundido. Concluíram que a difusão em ambiente com argônio foi onde houve uma maior resistência de união. A taxa de oxidação do metal deveria se aproximar da taxa de vitrificação da cerâmica, e a taxa de difusão dos elementos metálicos deveria ser menor que a taxa de vitrificação para se obter a maior união metal/cerâmica.

Graham et al.<sup>26</sup>, 1999 compararam o efeito de sete diferentes tipos de tratamentos de superfície na resistência de união ao cisalhamento. Utilizaram para este estudo o teste de cisalhamento recomendado pela British Standards Institution. Os corpos-de-prova foram confeccionados com uma liga de Ni-Cr (Wiron 99, Bego) onde foi utilizado o revestimento fosfatado (Bellavest T, Bego) para a realização das fundições, que ocorreu num forno por indução. Estas amostras receberam sete tipos de tratamentos de superfície (1 – jateamento + *grinding*, 2 – jateamento + *grinding* + jateamento, 3 – jateamento + *grinding* + jateamento + oxidação, 4 – jateamento + *grinding* + jateamento + oxidação + jateamento, 5 – jateamento + *grinding* + jateamento + oxidação + *grinding* + jateamento, 6 – jateamento + *grinding* + jateamento + oxidação + *grinding* + jateamento + oxidação, 7 – jateamento + *grinding*

+ jateamento + limpeza com vapor + oxidação). Encontraram que o tratamento do grupo 3 foi o que obteve maior resistência de união com o grupo sete ficando em último lugar. Concluíram que a oxidação do metal antes da aplicação da porcelana aumentou a resistência de união e que o excesso de *grinding* e vapor diminuíram a resistência de união.

Itinoche et al.<sup>34</sup> (1999) avaliaram a resistência ao cisalhamento entre ligas metálicas (Au, NiCr e CoCr) e materiais estéticos indiretos (Artglass – Heraeus/Kulzer e Targis – Ivoclar) utilizando vinte estruturas metálicas de cada tipo de liga cuja superfície foi jateada com óxido de alumínio (250µm) antes da aplicação do sistema adesivo do correspondente polímero. Após a aplicação do cerômero e do polímero, os corpos de prova foram armazenados (H<sub>2</sub>Odest, 37°C, 24hs) e submetidos à ciclagem térmica (5° - 60°C, 30seg, 500ciclos). Após o ensaio mecânico foi observado que o tipo de liga utilizada não influenciou os resultados e que o cerômero Targis apresentou a maior resistência ao cisalhamento do que o polímero de vidro Artglass em todas as ligas testadas.

Oliveira et al.<sup>44</sup> (2000) avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de cinco diferentes tratamentos superficiais realizados em discos metálicos de Ni-Cr (Durabond), cimentados com dois cimentos resinosos (Comspam Opaque e Enforce). Após a confecção, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37° C por 24 horas antes da realização do ensaio mecânico. Encontraram que os maiores valores de resistência de união foram com a técnica de macrorretenção, sendo que o embricamento apresentou menores valores.

Sjögren et al.<sup>56</sup>, em 2000, avaliaram a citotoxicidade de ligas dentais, metais e cerâmicas com ênfase sobre os efeitos das alterações nas suas composições e seu pré tratamento. Foram usados fibroblastos de ratos para que o teste *overlay* (positivo quando células mortas ou danificadas apareciam descoradas em comparação às células saudáveis controles), filtro Milliporo (positivo quando havia redução da

atividade de tingimento) e teste MTT (tetrazolina) no estudo da citotoxicidade de ligas metálicas e cerâmicas usadas em restaurações dentais. Efeitos na alteração da composição de uma liga áurica altamente nobre e o pré tratamento de uma liga para cerâmica também foram estudados. Além disso, a liberação de elementos em cultura de células pelos materiais estudados foi mensurada usando-se um espectrofotômetro. A liberação de Cu e Zn pareceu ser importante para o efeito citotóxico sendo que os autores concluíram que as alterações na composição e o pré tratamento poderiam ter grande influência na citotoxicidade devendo-se seguir cuidadosamente as instruções dos fabricantes quando do manuseio de materiais dentais. As implicações clínicas foram afetadas marcadamente pelo pré tratamento e a composição das amostras. As restaurações cujas ligas tiveram sua composição original modificada não deveriam ser usadas clinicamente.

Hara et al.<sup>30</sup> (2001) estudaram a influência da velocidade na resistência de união entre resina e dentina. Para isso utilizaram 120 incisivos bovinos onde, após preparados, foram utilizados o sistema adesivo Single Bond (3M) e a resina composta Z-100 (3M). Foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n = 30) e depois realizou-se o teste de resistência ao cisalhamento com quatro velocidades: 0,50 (A), 0,75 (B), 1,00 (C) e 5,00mm/min (D), sendo encontrado uma média de resistência ao cisalhamento em MPa de: A – 11,78 (3,91); B – 11,82 (4,78); C – 16,32 (6,45) e D – 15,46 (5,94) e após análise estatística verificaram que  $A=B<C=D$  e que a porcentagem de fratura adesiva foram: A – 92,5%; B – 91,6%; C – 70,0% e D – 47,0%. Concluíram que a velocidade afetou a resistência à fratura e o padrão de fratura, sendo preferível as velocidades de 0,50 e 0,75 mm/min.

Estrela et al.<sup>23</sup> (2002) em Metodologia científica – ensino e pesquisa em odontologia, escreveram à respeito de ensaios mecânicos onde o objetivo destes seria o de prever o comportamento do material sendo que cada ensaio teria a finalidade de quantificar uma

determinada propriedade, fazendo com que os testes fossem complementares não existindo um ensaio capaz de determinar todas as propriedades mecânicas dos materiais. Segundo os autores, na maioria das vezes, a forma do corpo-de-prova seria diferente do elemento dental mas seria possível estimar o desempenho do instrumento. Com relação ao ensaio de tração, o mesmo poderia ser considerado como o mais importante dos ensaios mecânicos devido a sua facilidade de realização, reprodução de resultados e grande número de propriedades dos materiais possíveis de serem determinadas. Para a execução do ensaio, o corpo-de-prova deveria ser fixado em um máquina que aplica esforços uniaxiais crescentes na direção longitudinal do corpo-de-prova, o qual deveria apresentar uma forma que permitisse, durante o tracionamento, um estado de tensão uniaxial, isto é, o carregamento em uma única direção. Ainda o corpo-de-prova deveria ser usinado com bom acabamento superficial e não apresentar marcas de usinagem, as quais poderiam atuar como concentradores de tensão.

Segundo Craig & Powers<sup>16</sup> (2002) , as ligas para a fundição de coroas e pontes exibiriam uma dureza e módulo de elasticidade maiores do que as ligas nobres, mas seriam mais difíceis de provar e soldar. Também seriam tecnicamente mais sensíveis devido à sua maior contração de solidificação produzindo uma restauração com uma adaptação mais difícil satisfatoriamente. Precauções deveriam ser tomadas para se evitar a exposição ao vapor metálico e ao pó de Be e Ni. O padrão de segurança para o pó de Be seria de  $2\mu\text{g}/\text{m}^3$  no ar por um tempo de 8 horas/dia. A taxa limite seria de  $25\mu\text{g}/\text{m}^3$  em uma exposição menor que 30 minutos. Respostas fisiológicas poderiam ir de uma simples dermatite de contato à uma pneumonia severa. Portanto, um local com exaustão eficiente e um sistema de filtração deveriam ser usados durante a fundição, acabamento e polimento de ligas contendo Be. A presença do Ni seria de maior importância por causa da alergia conhecida. A incidência de sensibilidade alérgica ao Ni teria sido relatada como cerca

de 5 a 10 vezes maior em mulheres. Entretanto, nenhuma correlação foi encontrada entre a presença de ligas básicas de Ni intraoralmente e sensibilidade.

Callister Junior<sup>10</sup>, 2002 relata que deveria existir uma consistência na maneira segundo o qual os ensaios são conduzidos e na interpretação de seus resultados, sendo que eles são conseguidos mediante ensaios técnicos padronizados. Existem três maneiras principais segundo as quais uma carga pode ser aplicada: tração, compressão e cisalhamento.

Garcia et al.<sup>24</sup>, 2002 realizaram uma revisão da literatura a respeito dos testes mecânicos utilizados laboratorialmente na avaliação da resistência de união, que se fundamentam na aplicação de forças de deslocamento sobre a união (teste de tração, microtração, cisalhamento e microcisalhamento). Com relação ao teste de cisalhamento relatam como principal desvantagem a indução da fratura em um plano determinado pelo próprio teste e não pelas características da interface adesiva, isto é, o início da fratura ocorreria no local de aplicação da força; nem sempre ocorrendo no local mais fraco.

Hegedus et al.<sup>31</sup> (2002) testaram a hipótese que os detalhes do processo da interface poderia ser descrito num modelo de difusão química. O desenvolvimento das fases interfacial foi investigado pelo microscópio eletrônico de transmissão analítica (CTEM) entre NiCr (Wiron 99) e três cerâmicas (Carat, Vita VMK 95 e Vision). Todos os sistemas foram investigados em temperatura normal de queima e temperaturas aumentadas. As conclusões foram baseadas nos resultados que a formação de camada nano cristalinas  $Cr_2O_3$  e inclusões amorfas de óxido de silício foram detectadas nos primeiros estágios da queima em todos os processos investigados, e que, no caso de Carat e Vision, a formação de óxido complexo Ni-Cr e NiCrTi foi também observado em tempos de cocção maiores.

O propósito do estudo de Mazzetto & Baptista<sup>39</sup> (2002) foi avaliar a resistência ao cisalhamento da união metalocerâmica com uma liga de Ni-Cr (Durabond MS II – Odonto Comercial Importadora Ltda.) e quatro sistemas cerâmicos (IPS – Ivoclar, Noritake, Duceram e Ceramco) com as seguintes variações: opaco pasta (G1), agente de união + opaco pasta (G2), opaco convencional + opaco pasta (G3) e opaco convencional (G4). Encontraram que a resistência ao cisalhamento foi influenciada pela marca comercial das cerâmicas com IPS = 22,91, NORITAKE = 28,68, DUCERAM = 33,31 e CERAMCO = 33,74 MPa. Também foi observada a influência da interação entre as cerâmicas e tipos de opacos.

Almilhatti et al.<sup>1</sup> 2003 estudaram a resistência de união ao cisalhamento de quatro materiais de recobrimento estético (porcelana feldspática – Noritake EX, Artglass – Kulzer, Solidex – Shofu, Targis – Ivoclar) utilizados em ligas de Ni-Cr (Wiron 99, Bego). Após a confecção dos corpos-de-prova, estes foram armazenados em água destilada por sete dias a 37<sup>0</sup> C. O ensaio foi realizado seguindo as recomendações da norma ISO 11405 com uma velocidade de 0,5 mm/min. Os dados de resistência de união foram analisados estatisticamente e mostraram um valor maior para a porcelana Noritake EX (42,90 ± 7,82 MPa), entre as resinas compostas de uso laboratorial a maior resistência foi observada para o Targis (12,30 ± 1,57 MPa), seguido pelo Solidex (11,94 ± 1,04 MPa) e Artglass (10,04 ± 0,75 MPa). Após a fratura os corpos de prova foram examinados em uma lupa estereomicroscópica com 40X de aumento e constatou-se uma falha mista para Targis e Noritake EX e uma falha principalmente adesiva para Artglass e Solidex.

O objetivo de Della Bona et al.<sup>21</sup>, 2003, foi utilizar os princípios de fractografia para classificar o modo de falha entre uma resina composta e uma cerâmica após o teste de microtração. Para este estudo utilizaram uma porcelana leucítica (IPS Empress I) e uma porcelana a base de dissilicato de lítio (IPS Empress II) com os seguintes tratamentos de superfície: ácido hidrófluorídrico (HF) por 2 min (9,5%),

flúor fosfato acidulado (APF) por 2 min, silano (S), HF + S, APF + S. Vinte barras para cada grupo foram preparadas e armazenadas durante 30 dias à 37° C antes da realização do teste de microtração. Após realizou-se análise estatística ANOVA, teste múltiplo de Duncan e análise de Weibull. Encontraram que todas as falhas ocorreram na interface de união e que os resultados não deveriam ser analisados apenas baseado na resistência de união, sendo o modo de falha e a fractografia informações importantes para uma previsão clínica.

Em 2003, a ISO<sup>33</sup> com o propósito de padronizar os procedimentos laboratoriais de teste de resistência de união descreveu uma norma específica. Este documento descreve alguns tipos de testes como o de resistência de união (tração e cisalhamento), formação de fenda na interface dente restauração, microinfiltração e teste clínico. Entre os testes de resistência de união estão o teste de tração e o de cisalhamento. Com relação ao teste de cisalhamento, a norma descreve um aparelho constituído parte por uma estrutura metálica que aloja a amostra e parte por uma chapa metálica com 5 mm de espessura, fixada paralelamente à luva metálica que possui três orifícios com diâmetro de 3, 5 e 10 mm, utilizados de acordo com o tamanho da amostra. Cada orifício possui uma angulação de 45° e a parte que faz a punção na amostra é plana e com 1 mm de largura, formando um ângulo reto. Além disso, a preparação das amostras, estocagem dos dentes, tratamento estatístico dos resultados, estão sendo também padronizados para facilitar a comparação direta dos valores alcançados por diferentes pesquisadores.

Bondioli & Bottino<sup>8</sup> (2004) utilizando o mesmo dispositivo avaliaram a resistência ao cisalhamento de 2 porcelanas e titânio comercialmente puro injetado em revestimento com três temperaturas diferentes. Usando titânico comercialmente puro grau 1, fundido a 1668° C e com temperatura de revestimento de 430° C, 700° C e 900° C, 60 corpos de prova foram usinados com dimensões de 4X4 mm com uma base de 5X1 mm. Sendo que foi jateado com 100 µm de óxido

de alumínio antes de passar o agente de união e avaliar as duas porcelanas (Triceram/Triline tc e Vita Titankeramik). As amostras foram preparadas para cada temperatura e combinação de porcelana. Sendo testada numa máquina de ensaio universal, com célula de carga de 500 kg e velocidade de 0,5 mm/min até a quebra. A interface da amostra fraturada de cada grupo foi examinada com MEV e espectrometria de energia dispersiva (EDS). Os resultados mostraram diferenças para a interação metal/porcelana. Não houve diferença para as duas porcelanas. Houve diferença significativa entre o par Ti 430° C Triceram e Ti 900° C Triceram, com valores médios de  $59,74 \pm 11,62$  e  $34,03 \pm 10,35$  MPa.

Craig & Powers<sup>15</sup> (2004), escreveram sobre a mensuração da resistência de união enfatizando que o teste de resistência de união seria uma das análises mais populares conduzidas nas avaliações dos materiais dentários. Não haveria resistência absoluta de união. Esta seria influenciada por concentrações de defeitos criados na formação da interface e pelas variáveis experimentais de teste as quais poderiam ou não ser controladas. Diferentes pesquisadores e distintos tipos de testes produziram valores diferentes. Embora a ADA e a ISO tenham padronizado os procedimentos, diferentes valores de resistência de união seriam mensurados em laboratórios desiguais. Em um modelo clínico simulado, por exemplo, uma restauração cerâmica seria aderida com cimento resinoso a dentes humanos ou bovinos extraídos, e a resistência de união *in vitro* seria testada por cisalhamento ou tração. O teste mais fundamental é o modelo de interface isolado, no qual, por exemplo, a união da interface dente-cimento resinoso seria estudada separadamente da interface cerâmica-cimento resinoso. Um teste reproduzível, de resistência à tração, para o modelo de interface isolada seria o teste de cone truncado invertido. Os diâmetros das interfaces de união variariam tipicamente de 3,0 a 4,5mm, parecendo que nos testes que utilizaram interfaces de 3,0mm houve menor variação na resistência de união. Os coeficientes de variação dos testes de união ao

cisalhamento variariam de 20 a 60%, enquanto nos de tração de 20 a 40%. Ainda, para todos os testes de resistência de união, as velocidades mais elevadas tenderiam a aumentar as resistências de união observadas e os testes com maiores temperaturas poderiam contribuir para a pós-polimerização e fortalecer o adesivo. As amostras úmidas, geralmente, são mais frágeis que as secas devido a água absorvida.

A resistência de união ao cisalhamento entre metal/cerâmica e metal/compósito após longa termociclagem foi avaliada por Shimoe et al.<sup>54</sup>, em 2004. Eles utilizaram uma liga áurica (Pontor LFC) com uma cerâmica (Duceragold) e uma resina composta (New Metacolor Infis). As superfícies metálicas que receberam a resina foram tratadas com Rocatec, camada de estanho, primer ou sem tratamento (controle). Os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios mecânicos antes e após termociclagem de 20000 e 100000 ciclos. Encontram uma resistência de união em MPa, antes da ciclagem, para a cerâmica de 40,5; para o Rocatec 33,2; para o tratamento com estanho de 31,0; para o primer de 20,9 e controle de 11,9. Após 20000 ciclos os grupos que apresentaram redução na resistência de união foram o controle e o com primer. E ao término dos 100000 ciclos o grupo metalocerâmico apresentou a maior resistência (28,5 MPa), seguido pelo Rocatec (23,9 MPa) e pelo grupo tratado com estanho (22,1 MPa). Concluíram que a resistência do metal/cerâmica foi maior que a união metal/compósito, e que a utilização de Rocatec e tratamento com estanho eram indicados para a união metal/resina.

Kojima et al.<sup>37</sup>, 2005 compararam, pela análise de elementos finitos, três diferentes tipos de dispositivos utilizados para o ensaio de resistência de união ao cisalhamento. Três dispositivos foram avaliados G1 – ISO 11405, G2 – fita, G3 – pistão. As regiões mais solicitadas foram determinadas com a utilização do programa MSC/NASTRAN onde verificou-se uma concentração de tensão muito

intensa no dispositivo preconizado pela norma ISO, seguido pela fita, e com uma distribuição melhor e mais homogênea o pistão.

Melo et al.<sup>42</sup>, 2005 estudaram a resistência de união ao cisalhamento de uma cerâmica (IPS d.Sign) e quatro ligas de metais alternativos, duas de Ni-Cr (Wiron 99, 4 ALL) e duas de Co-Cr (IPS d.Sign 20, Argeloy NP), utilizando a mesma metodologia do dispositivo de pistão. Encontraram os seguintes resultados em MPa: 4 ALL –  $54,0 \pm 20,0$ ; Wiron 99 –  $63,0 \pm 13,5$ ; IPS d.Sign 20 –  $70,7 \pm 19,2$ ; Argeloy NP –  $55,2 \pm 13,5$ ; sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados. Concluíram que nenhuma das ligas utilizadas demonstrou uma resistência de união ao cisalhamento superior.

### 3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe, baseado nos testes de resistência ao cisalhamento, comparar:

- a) o efeito dos dispositivos (cinzel, fita e pistão) nos valores de resistência de união ao cisalhamento, da interface material restaurador;
- b) verificar pela análise de elementos finitos a distribuição das tensões;
- c) o aspecto morfológico da região de fratura na interface, por meio de microscopia eletrônica de varredura.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 Material

Para a execução deste trabalho foi utilizado a liga de Ni-Cr Wiron 99 (Bego, Alemanha) sendo aplicado sobre estas bases metálicas o sistema cerâmico Vita Omega 900 (VITA Zahnfabrik, Alemanha). Suas características são apresentadas no Quadro 1.

Quadro 1. Característica da cerâmica Vita Omega 900

Propriedades	Valor
CET (25 – 600° C) da dentina	13,1-13,9 ( $10^{-6} \cdot K^{-1}$ )
Solubilidade da dentina	9,8 $\mu g/cm^2$
Densidade	2,4 $g/cm^2$
Resistência à flexão da dentina	101 MPa
Tamanho médio do grão de dentina	17,6 $\mu m$
Dureza (Vickers) do esmalte	420 HV <sub>10</sub>

A composição (% em peso) da liga de Ni-Cr segundo o fabricante é: 65% de Ni (níquel), 22,5% de Cr (cromo), 9,5% de Mo (molibidênio), 1% de Si (silício), 0,5 % de Fe (ferro), 0,5% Ce (cério) e no máximo 0,02% C (carbono). Suas propriedades são apresentadas no Quadro 2.

Quadro 2. Característica da liga Wiron 99

Característica	Valores padrões
Coeficiente de expansão 20-600° C	14,0 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
25-500° C	13,8 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Cor	Prata
Densidade	8,2 (g/cm <sup>2</sup> )
Intervalo de fundição	1310-1250° C
Temperatura de queima	Aproximadamente 1420° C
Módulo de elasticidade	Aproximadamente 250.000 (Mpa)
Dureza Vickers	180 HV <sub>10</sub>

## 4.2 Método

### 4.2.1 Obtenção dos corpos-de-prova

A confecção dos corpos-de-prova foi dividida em duas fases: fundição da estrutura metálica e aplicação do revestimento cerâmico. Foram seguidas as normas recomendadas pelo fabricante para as fundições e acabamento das ligas de Ni-Cr, e para a aplicação da cerâmica.

#### 4.2.1.1 Fundição

Foram confeccionados 36 padrões em cera (Occlusal Wax Bego - 40116) obtidos com ajuda de uma matriz metálica usinada

em latão (Figura 1 a, b, c) com as dimensões predefinidas de 5mm de comprimento por 4mm de diâmetro sendo que numa das extremidades havia uma porção de 1mm com 5,0mm de diâmetro (Figura 1 d).

Esses padrões foram adaptados em um anel de silicone e na base formadora de cadinho de cada anel foi fixado um conduto de alimentação com 3mm de diâmetro, no qual foram unidos 12 padrões em cera (Figura 2). Em seguida foi aplicado um redutor de tensão superficial (Waxit, Degussa, Brasil).

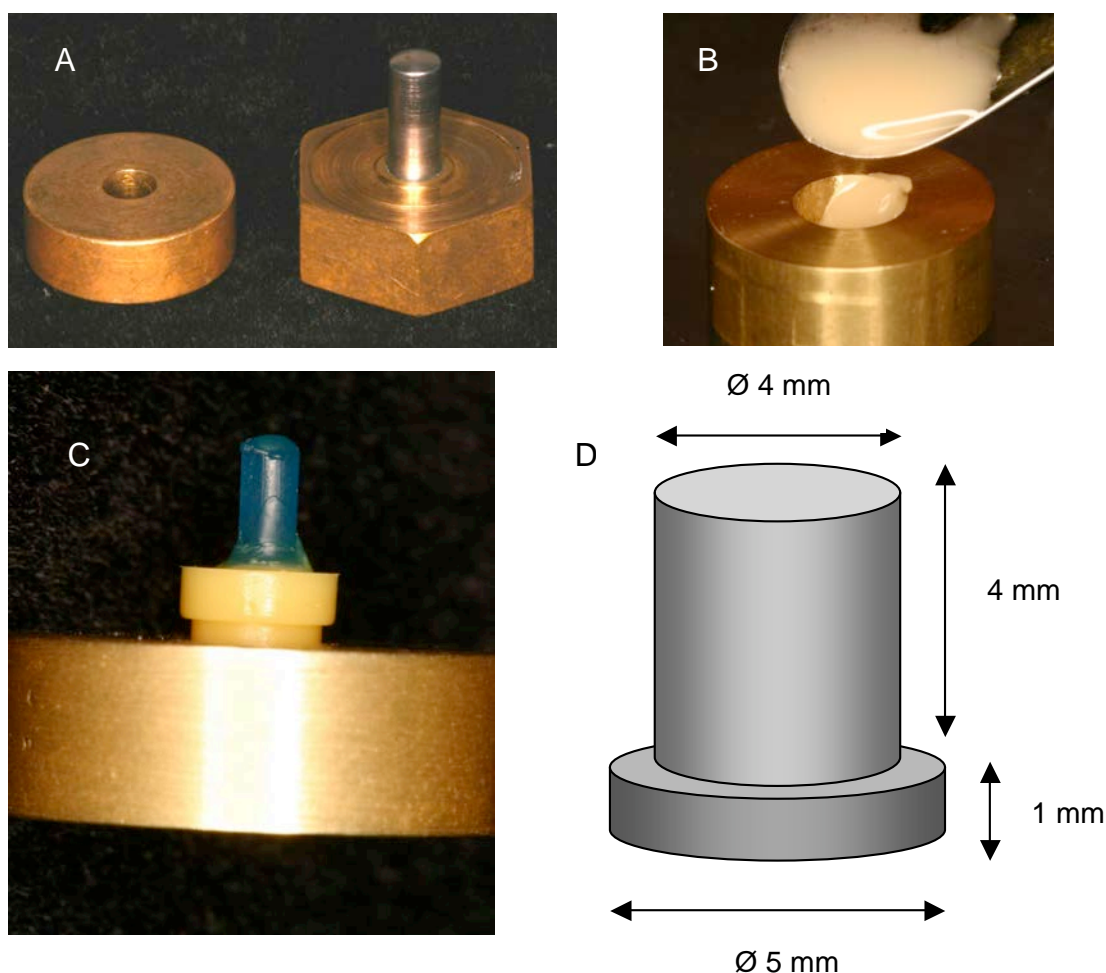


FIGURA 1 – Procedimentos para confecção dos padrões em cera a) matriz Metálica; b) preenchimento da matriz com cera; c) matriz metálica com padrão em cera; d) desenho esquemático da estrutura metálica do CP.

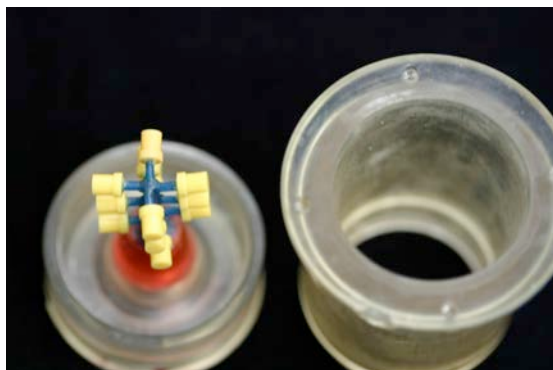


FIGURA 2 – Padrões de cera e anel de silicone

Foi utilizado o revestimento fosfatado Bellavest T – Bego, sendo seguida a proporção pó/líquido recomendada pelo fabricante. Inicialmente foi realizada a espatulação manual por 15s, e depois finalizada com uma espatulação mecânica e a vácuo (20psi) por 30s com 425rpm na espatuladora Polidental A300 (Polidental, Brasil). Após 20 min do término da inclusão de cada anel, foram removidos a base formadora de cadinho e o anel de silicone. Os anéis de revestimento foram levados ao forno para fundição (EDG 1800), pré-aquecido à temperatura de 800°C, sendo mantidos por 30 minutos à temperatura de 900°C. Após esse período, foram realizadas as fundições em uma máquina por indução Ducatron série 3 - Ugin Dentaire, França (Figura 3 a, b).

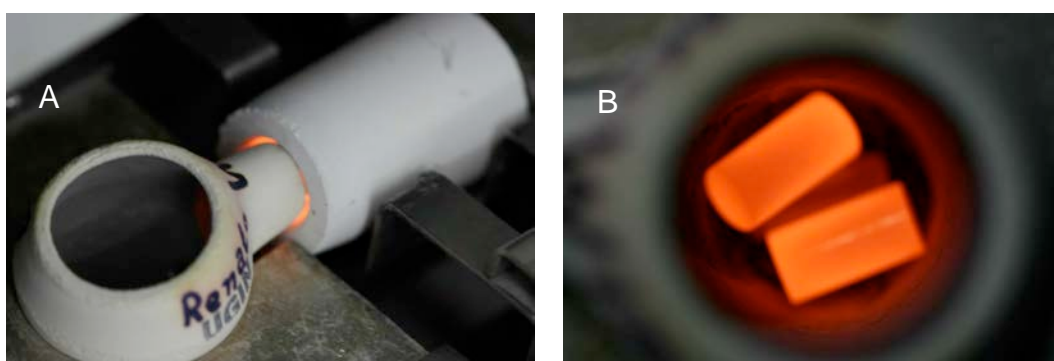


Figura 3 - Fundição dos padrões a) máquina de indução b) fundição da liga

Aguardou-se o resfriamento dos blocos de revestimento até a temperatura ambiente para a desinclusão e jateamento com óxido de alumínio de granulação 110 $\mu$ m (Figura 4 a). Com discos de carborundum montados em peça reta e girando em baixa rotação, as estruturas metálicas foram separadas dos condutos de alimentação e usinadas (Figura 4 b).

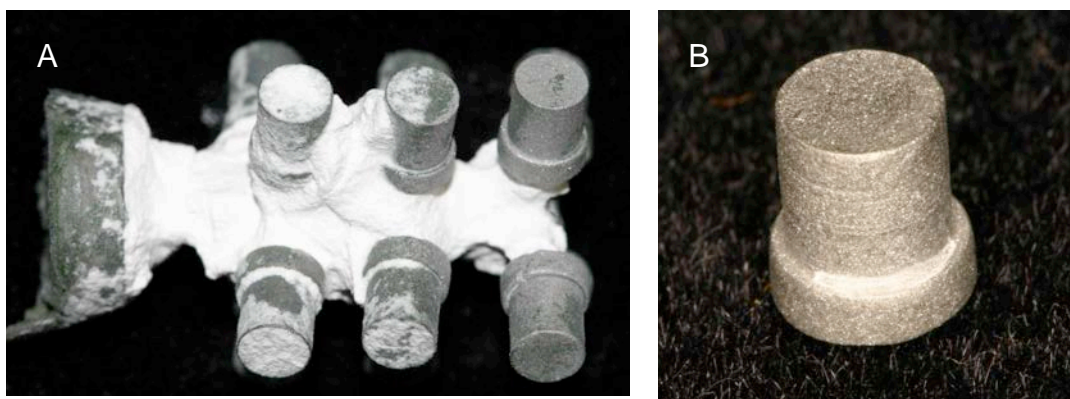


FIGURA 4 – Blocos do revestimento: a) desinclusão; b) CP metálico

#### 4.2.1.2 Tratamento das superfícies

As superfícies das bases dos cilindros metálicos de 4mm foram jateadas com óxido de alumínio (110 $\mu$ m) durante 10 segundos à distância de 2,0cm, pressão de 2 bar e angulação aproximada de 45°. Sendo a limpeza realizada com álcool isopropílico em ultra-som durante 5 minutos (Vitasonic – Vita)

#### 4.2.1.3 Aplicação da porcelana

Todas as fases de cocção do revestimento estético foram realizadas em forno computadorizado Vacumat 40, Vita, Germany (Figura 5). Sendo que entre as cocções, os corpos-de-prova permaneceram sobre uma bancada até atingir a temperatura ambiente.



FIGURA 5 – forno Vacumat 40

Com auxílio de um pincel, foi aplicada a primeira camada de opaco Vita Omega 900, Vita, Alemanha (Figura 6 a) sendo utilizado uma vibração suave para espalhar o material, formando uma camada fina e uniforme, para ser coccionada a seguir. Foi realizada a aplicação de uma segunda camada.

A incorporação da massa de cerâmica dentina (Figura 6 b) contou com o auxílio de um dispositivo de teflon (Figura 6 c, d) onde havia um orifício para justaposição da estrutura metálica. A aplicação do material foi realizada utilizando uma vibração suave para que o excesso de umidade fosse eliminado com um papel absorvente, e então a cocção foi realizada (Figura 6 e). Uma segunda cocção da porcelana foi realizada

para compensar a contração (Figura 6 f). No Quadro 3 é apresentado o ciclo de cocção da cerâmica Vita Omega 900 .

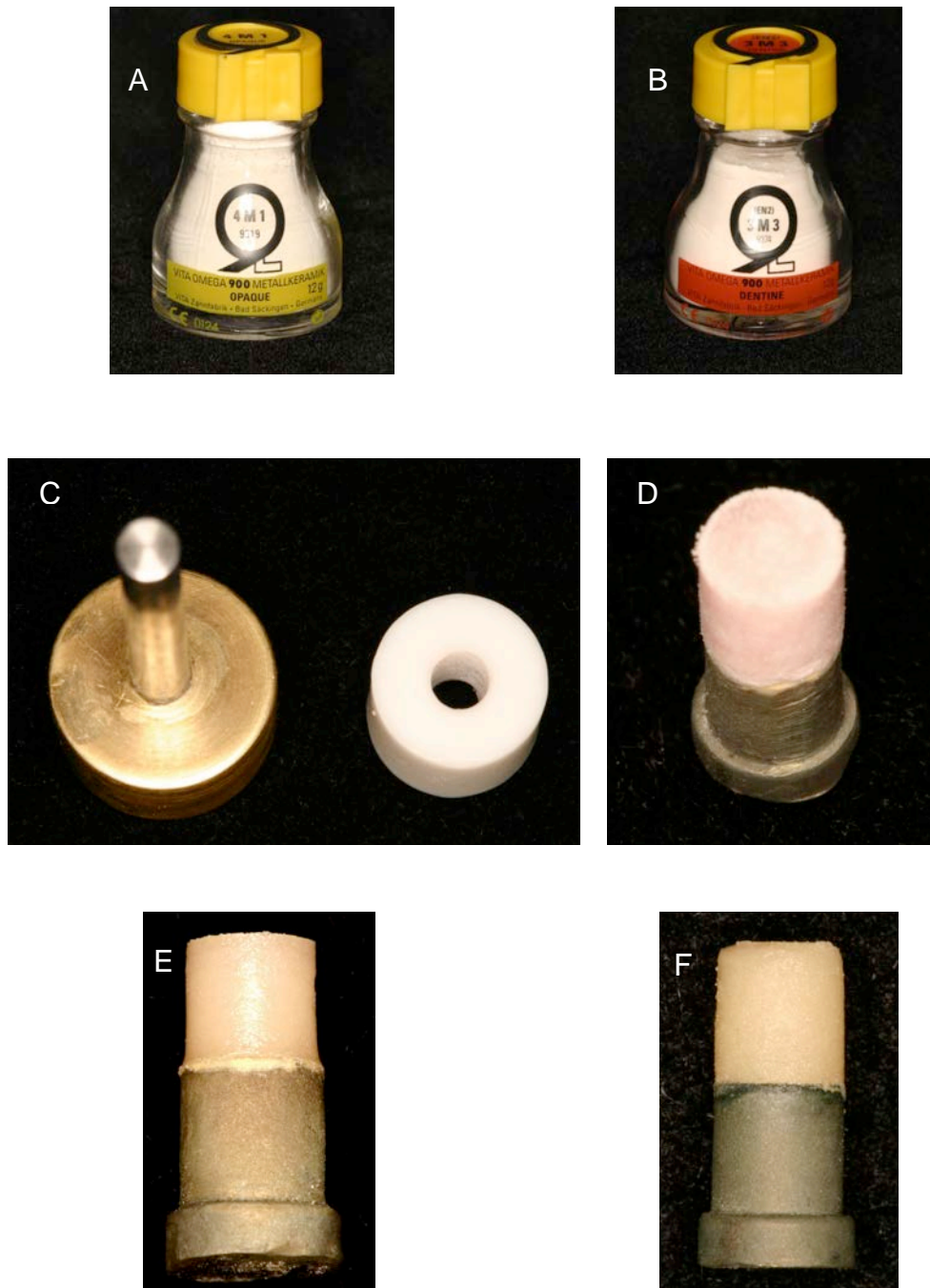


FIGURA 6 – a) opaco cerâmico; b) cerâmica dentina; c) dispositivo utilizado para a aplicação da cerâmica; d) aplicação de camada de porcelana dentina; e) CP após a primeira cocção de porcelana dentina; f) CP após segunda cocção para correção

Quadro 3 - Ciclo de cocção da Cerâmica Vita Omega 900

	° C	→	↗	↘	Temp. Aprox. °C	→	VAC
<b>Opaco</b>	600	2'	4'	75	900	1'	4'
<b>Dentina</b>	600	6'	6'	50	900	1'	6'

#### 4.2.2 Teste de cisalhamento

Os ensaios para verificar a resistência de união ao cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaio EMIC (modelo DL-2000, São José dos Pinhais – PR) com uma célula de carga de 500 kg. A força exercida ocorreu gradativamente a uma velocidade constante de 0,50 mm/min, até a fratura da amostra, obtendo assim o valor máximo de carga aplicada na interface metalocerâmica em MPa.

##### 4.2.2.1 Cinzel

Cada corpo-de-prova foi alojado horizontalmente numa estrutura metálica, com 4mm de diâmetro interno por 4mm de espessura, fixada à base inferior da máquina de ensaio universal (Figura 7 a, b). No mordente superior foi fixada a extremidade do dispositivo utilizado para o carregamento axial, um dispositivo de carregamento contendo um cinzel com 1,0 mm de borda ativa reta, seguindo as recomendações da norma ISO 11405. (Figura 8 a, b).

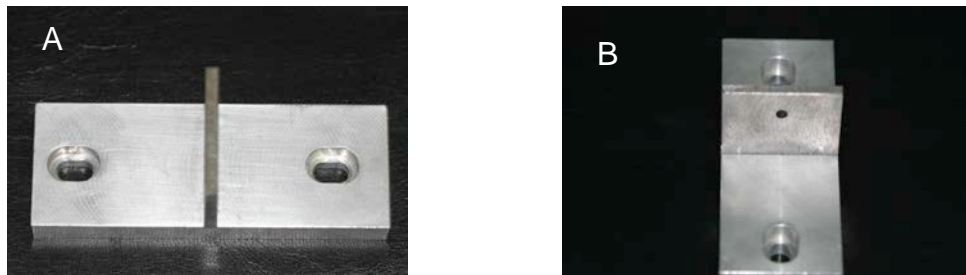


Figura 7 - Estrutura metálica para fixação dos CP: a) vista frontal; b) vista lateral

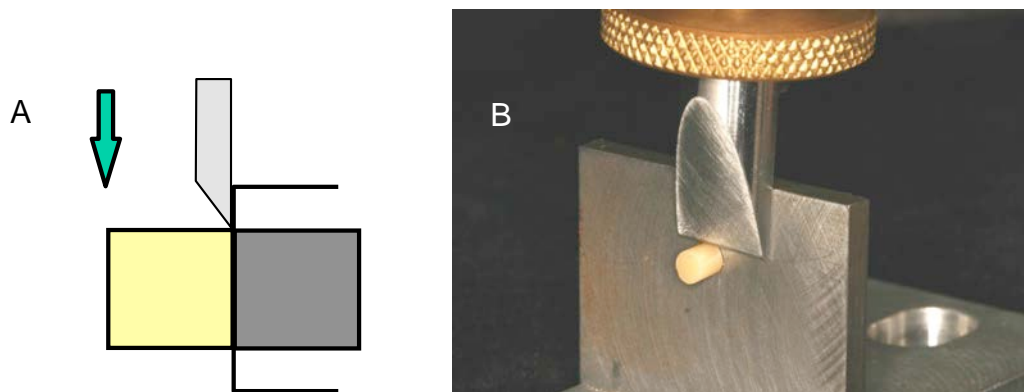


FIGURA 8 – Teste de cisalhamento (ISO 11405): a) esquema do teste; b) dispositivo para teste de cisalhamento ISO

#### 4.2.2.2 Fita

Cada corpo-de-prova foi alojado horizontalmente na mesma estrutura metálica utilizada para o teste ISO, com 4mm de diâmetro interno por 4mm de espessura, fixada à base inferior da máquina de ensaio universal (Figura 7 a, b). No mordente superior foi fixada a extremidade do dispositivo utilizado para o carregamento axial,

uma fita metálica de aço de 5mm de largura por 10 cm de comprimento (Figura 9 a, b).

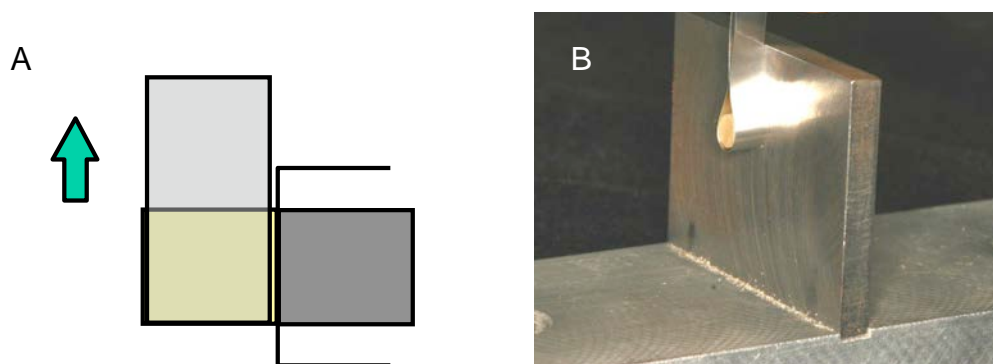


FIGURA 9 – Cisalhamento com fita: a) esquema do teste de cisalhamento com fita; b) dispositivo para teste de cisalhamento fita

#### 4.2.2.3 Pistão

Para este teste foi utilizado um dispositivo cilíndrico com adaptação planejada em uma das paredes, contendo no seu interior, outro cilindro do mesmo formato justaposto, possuindo, um orifício de 4,0 mm de diâmetro na superfície plana do dispositivo externo e interno; onde foram posicionados os corpos-de-prova para o teste de cisalhamento (FIGURA 10; 11 a, b) .

A superfície plana do dispositivo externo, com 4,0 mm de espessura, possui a mesma medida da porção metálica dos corpos de prova, com 4,0mm de diâmetro. Assim, quando os corpos-de-prova foram introduzidos, a porção metálica situou-se no dispositivo externo e o material estético, no dispositivo interno.

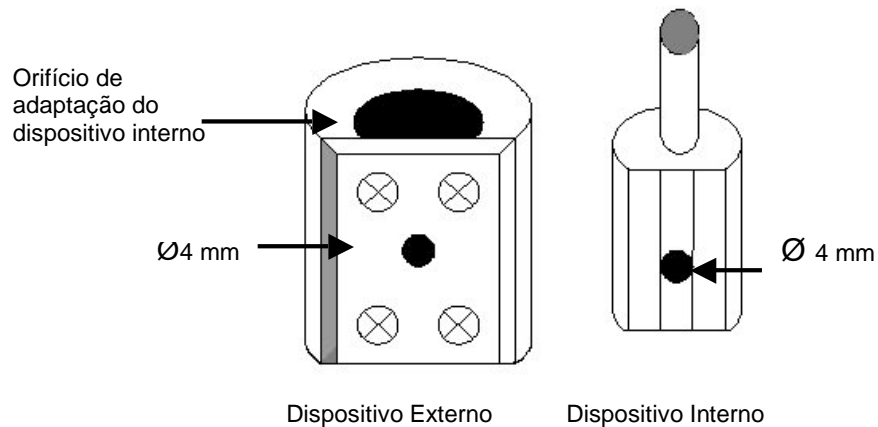


FIGURA 10 - Desenho esquemático do dispositivo para realização dos ensaios mecânicos de cisalhamento (Pistão)

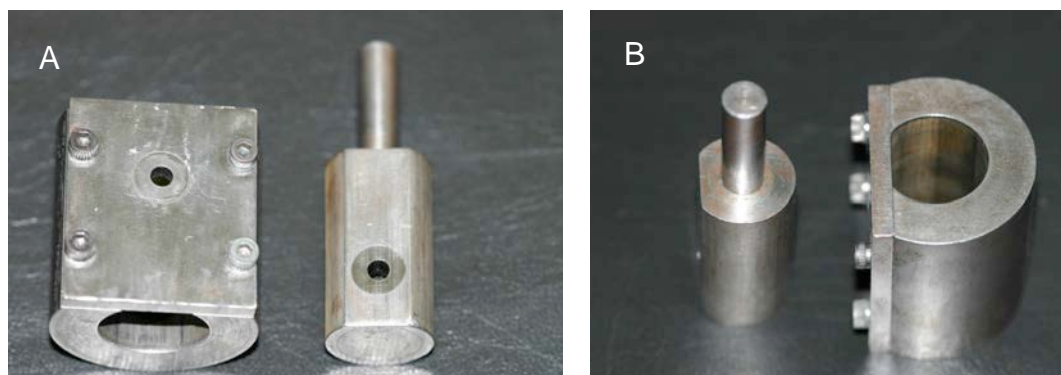


FIGURA 11 - Dispositivo para realização dos ensaios mecânicos: a) vista frontal; b) vista lateral

#### 4.2.3 Análise com microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Neste estudo, com o objetivo de se verificar o tipo de falha ocorrida e a morfologia da região fraturada, após o ensaio de cisalhamento, as superfícies foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

#### 4.2.4 Modelo dos elementos finitos

A análise de elementos finitos foi utilizada com a seguinte hipótese: as propriedades dos materiais foram consideradas lineares sem a presença de deformação permanente (Figura 12).

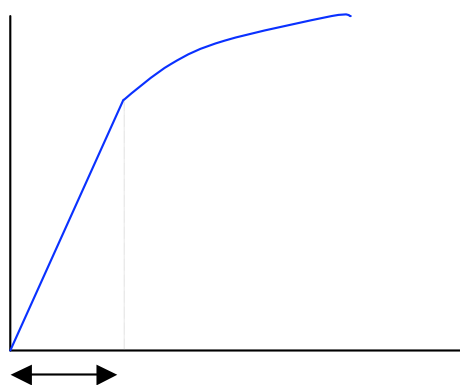


FIGURA 12 – Gráfico tensão X deformação

A construção do modelo dos elementos finitos foi dividida em: construção do modelo geométrico, propriedades dos materiais e carregamento do objeto.

A elaboração do modelo dos elementos finitos, é a reprodução em desenho do objeto a ser analisado. Foram calculados somente os deslocamentos de alguns pontos, que são os nós do modelo. Porém, o número de pontos discretos escolhidos é suficiente para representar o deslocamento do conjunto inteiro de forma aproximada. Assim a partir do conhecimento dos deslocamentos dos nós, foi calculado o comportamento interno de cada elemento. Quanto melhor especificado for esse comportamento interno, mais a resposta do modelo se aproxima do comportamento real da estrutura. Ou seja, o elemento discreto que representa um dado trecho da estrutura entre os nós deve ser muito bem

definido. Esta foi a questão mais importante na definição dos elementos finitos.

A montagem de elementos, que constituiu o modelo matemático, teve o seu comportamento especificado por um número finito de parâmetros. Nos problemas de análise estrutural, os parâmetros foram os deslocamento nodais, que foram as incógnitas do problema.

Ao representar um determinado comportamento físico por intermédio de um modelo de análise, o modelo proposto deve representar em cada segmento o que ocorreu na estrutura real. A equivalência trecho a trecho entre a estrutura real e o modelo pôde ser obtida, ainda que em caráter aproximado, por intermédio da igualdade de energias dos sistemas contínuos e discreto para os elementos.

#### 4.2.4.1 Construção do modelo geométrico

A construção do modelo geométrico foi realizada inicialmente com auxílio de um esquema das dimensões do corpo de prova.

O IDEAS (UGSPLM Solutions) foi o programa utilizado para auxiliar nos cálculos e análises do comportamento mecânico de diversas estruturas. Com o objetivo de representar as tensões sofridas nas amostras foi realizado um modelo tri-dimensional. Sendo que a partir do esquema foram construídos os modelos de elementos finitos utilizando elementos cúbico (“Brick”), com 1884 nós e 1570 elementos. (Figura 13 e 14)

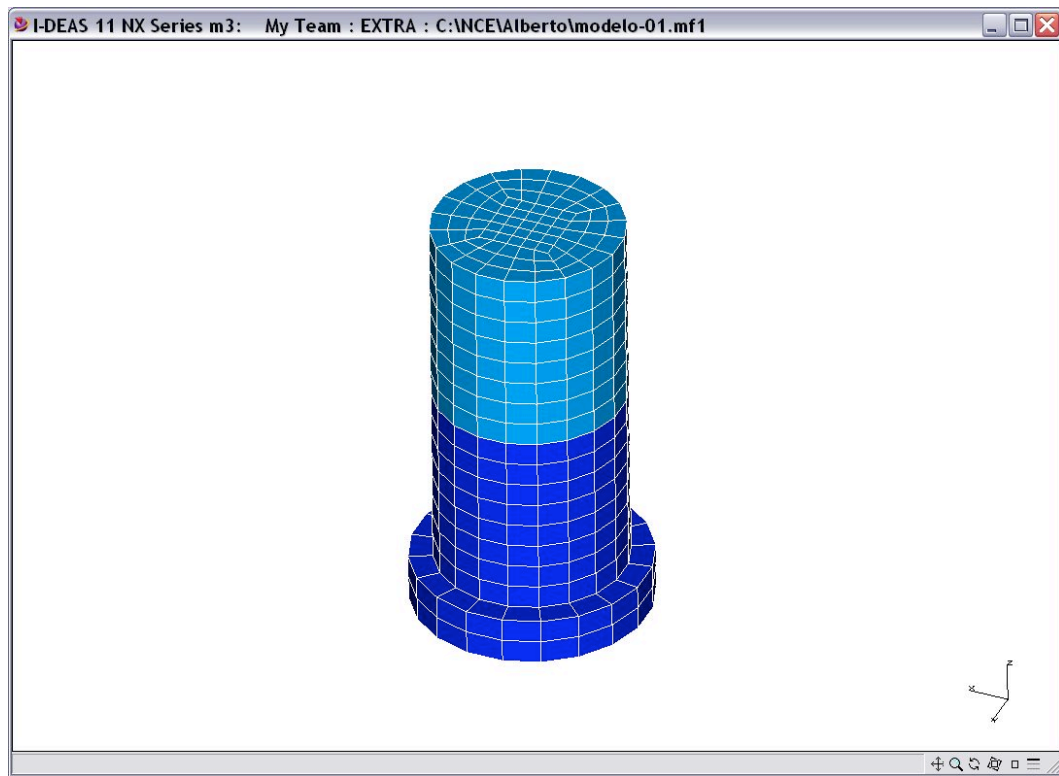


FIGURA 13 - Modelo com as malhas

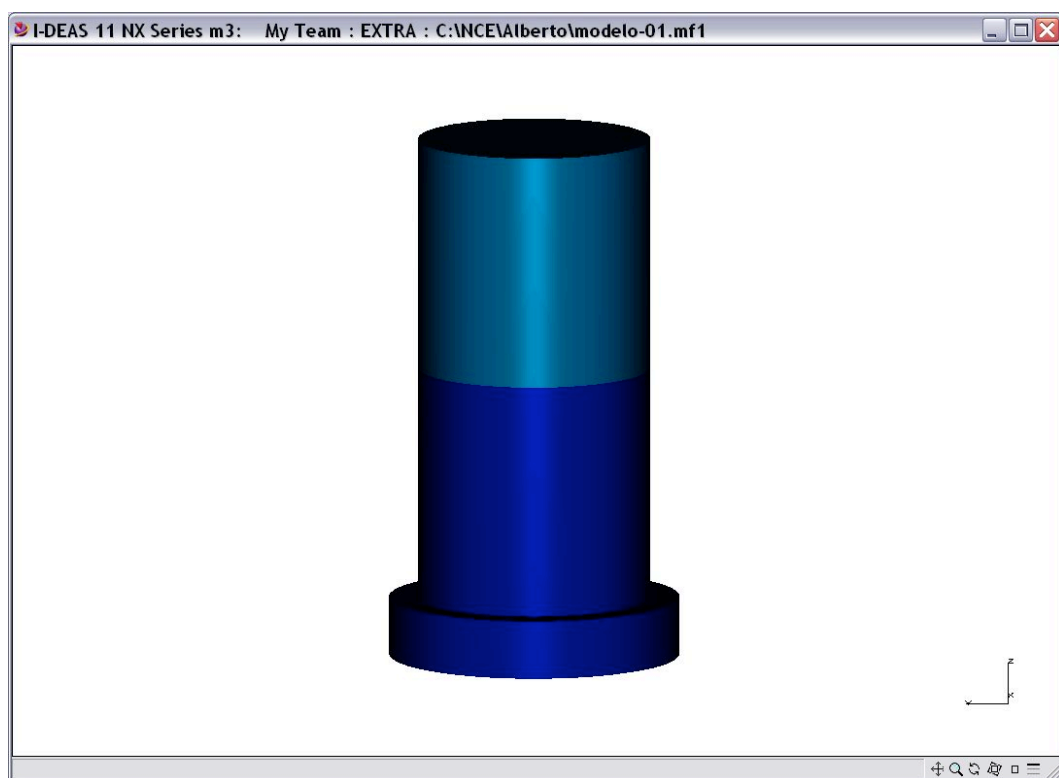


FIGURA 14 – Modelo geométrico

#### 4.2.4.2 Propriedades dos materiais

As informações sobre as propriedades físicas dos materiais utilizados na análise do modelo dos elementos finitos foram:

a) Ni-Cr: módulo de elasticidade (MPa) 205.000

Coeficiente de Poisson 0,33

b) Cerâmica: módulo de elasticidade (MPa)  $68,9 \times 10^3$

Coeficiente de Poisson 0,28

#### 4.2.4.3 Carregamento do objeto

O carregamento foi realizado simulando as condições a que os corpos de prova foram submetidos sob a ação dos três dispositivos (Figura 15, 16 e 17). O carregamento simulou as condições externas possíveis que podiam provocar algum tipo de alteração do estado básico do conjunto. Sendo que as tensões atuantes no sistema foram geradas durante a aplicação de forças cisalhantes.

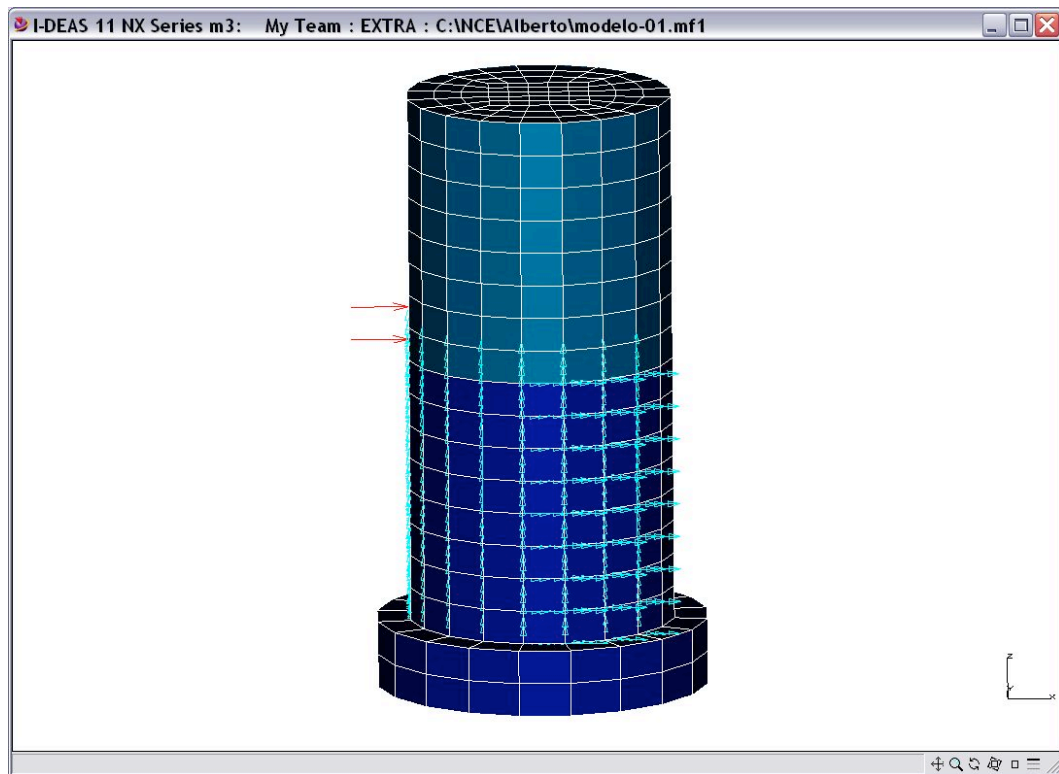


FIGURA 15 - Carregamento para o ensaio com cinzel

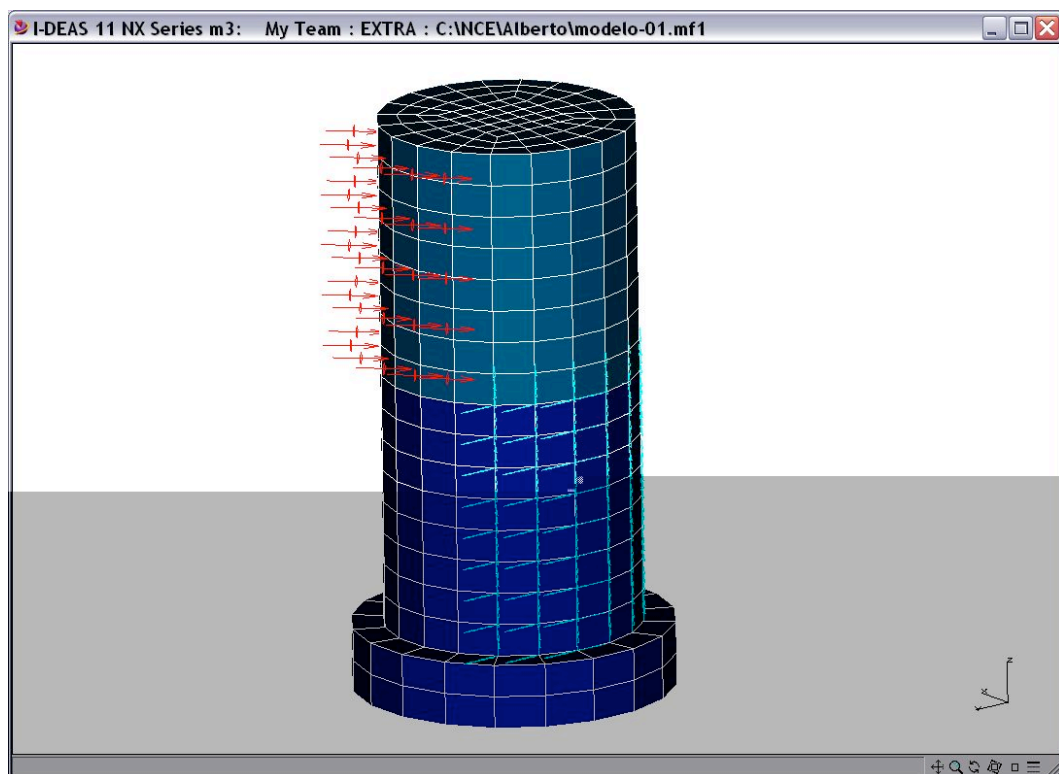


FIGURA 16 - Carregamento para o ensaio com fita

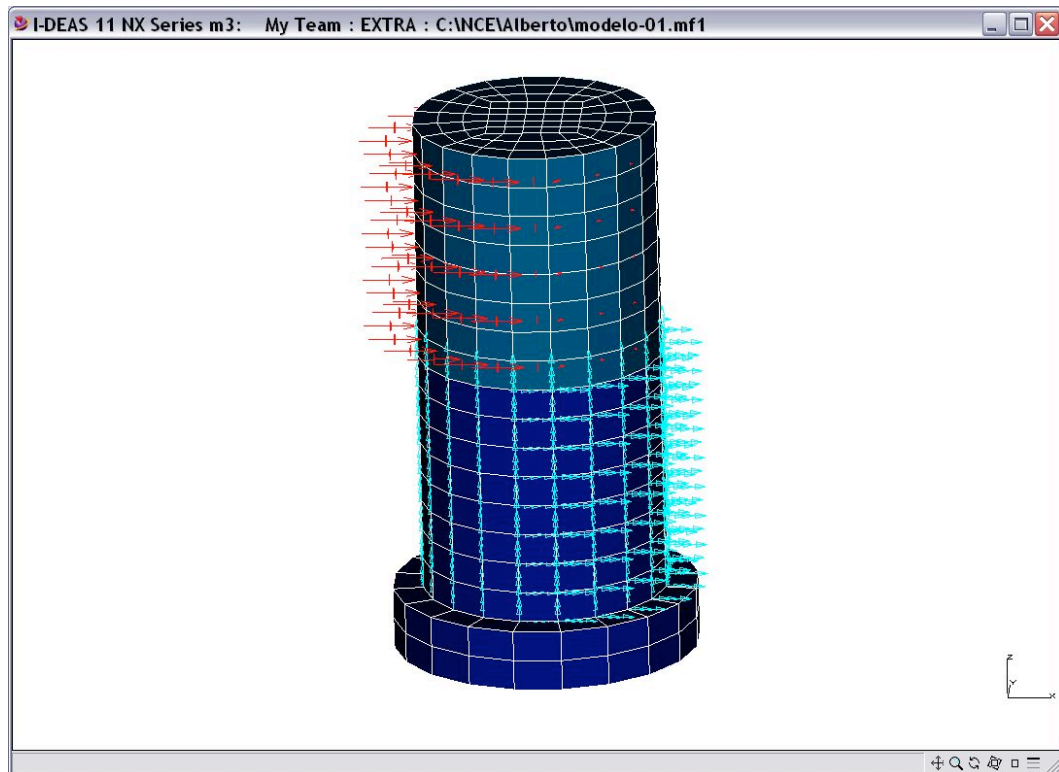


FIGURA 17 - Carregamento para o ensaio pistão

#### 4.2.5 Análise estatística dos dados

Os resultados foram levados à análise de variância e as médias comparadas pelo teste de Tukey em nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Análise estatística

Após a obtenção dos dados relativos ao momento de ruptura (em MPa) de todas as amostras, calculou-se a média de cada grupo, incluindo o desvio padrão e o coeficiente de variação. Como variáveis foram consideradas os tipos de dispositivos para o teste de resistência de união ao cisalhamento.

Esse experimento forneceu três condições de ensaios contendo 12 amostras em cada grupo, num total de 36 corpos-de-prova. Os dados foram submetidos à Análise de Variância – One-Way, nível de significância de 5%, por ser indicada para comparar grupos com dados numéricos com distribuição normal dentro de cada grupo e que apresentam a mesma variância e independência. Verificamos que houve diferença estatisticamente significativa entre os dispositivos utilizando o teste de Tukey.

Tabela 1 – Médias, desvios-padrão e coeficiente de variação (CV) em porcentagem para a resistência de união ao cisalhamento (MPa)

<b>Dispositivo</b>	<b>Grupo</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio-padrão</b>	<b>CV</b>
ISO	A	38,74	7,62	19,69
Fita	B	23,34	4,21	18,06
Pistão	C	58,16	14,84	25,51

Na Tabela 1 constam os valores das médias e desvios-padrão para os dados de cisalhamento e na Figura 18 a ilustração gráfica destes valores. Os dados da variável dependente, correspondentes à resistência de união de cada amostra registrados no ensaio estão representados no Apêndice A.

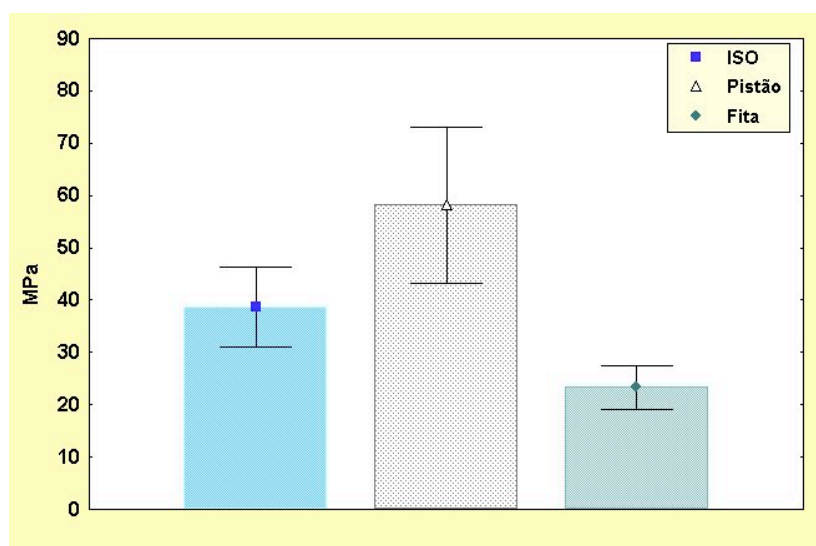


FIGURA 18 - Ilustração gráfica das médias e desvios-padrão

O resultado do teste ANOVA (1 fator) está apresentado na Tabela 2. Os dados originais (Apêndice A) com estatística descrita na Tabela 1, quando submetidos ao teste de Análise de Variância, permitiram-nos rejeitar a hipótese de igualdade entre os grupos experimentais ( $F=37$ ;  $p$ -valor = 0,0000).

Fonte de Variância	Graus de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado Médio	F	P
Entre os grupos	2	7309,5	3654,74	37	0,0000 *
Resíduo	33	3259,3	98,77		
Total	35	10568,8			

Tabela 2 - ANOVA para os dados (MPa) obtidos no ensaio de cisalhamento \* $p < 0,05$ 

Por meio do teste de comparação múltipla de Tukey (5%) estabelecemos na Tabela 3 a qual apresenta uma comparação dos grupos experimentais entre si, permitindo-nos a formação de dois grupos homogêneos.

Pelo Teste de Tukey pode-se verificar que houve diferença significativa entre as combinações.

Tabela 3 - Resultados do Teste de Tukey para a interação entre os grupos experimentais

<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>Conjunto</b>
Pistão	58,167	A
ISO	38,740	B
Fita	23,341	C

Letras iguais representam médias estatisticamente semelhantes.  $p < 0,05$

## 5.2 Avaliação da região de ruptura

Durante a aplicação da força máxima de ruptura, verificou-se o local em que primeiro houve a separação entre o revestimento estético e o metal. Sendo que a avaliação em MEV mostrou a semelhança de separação dos materiais dentro dos grupos.

No teste realizado com o cinzel ocorreu a fratura inicialmente na porcelana, na região onde havia o contato do cinzel. Pequenas ilhotas de cerâmica, permaneceram sobre o metal na região

onde ocorreu o carregamento, caracterizando uma fratura coesiva. (Figura 19 a, b, c)

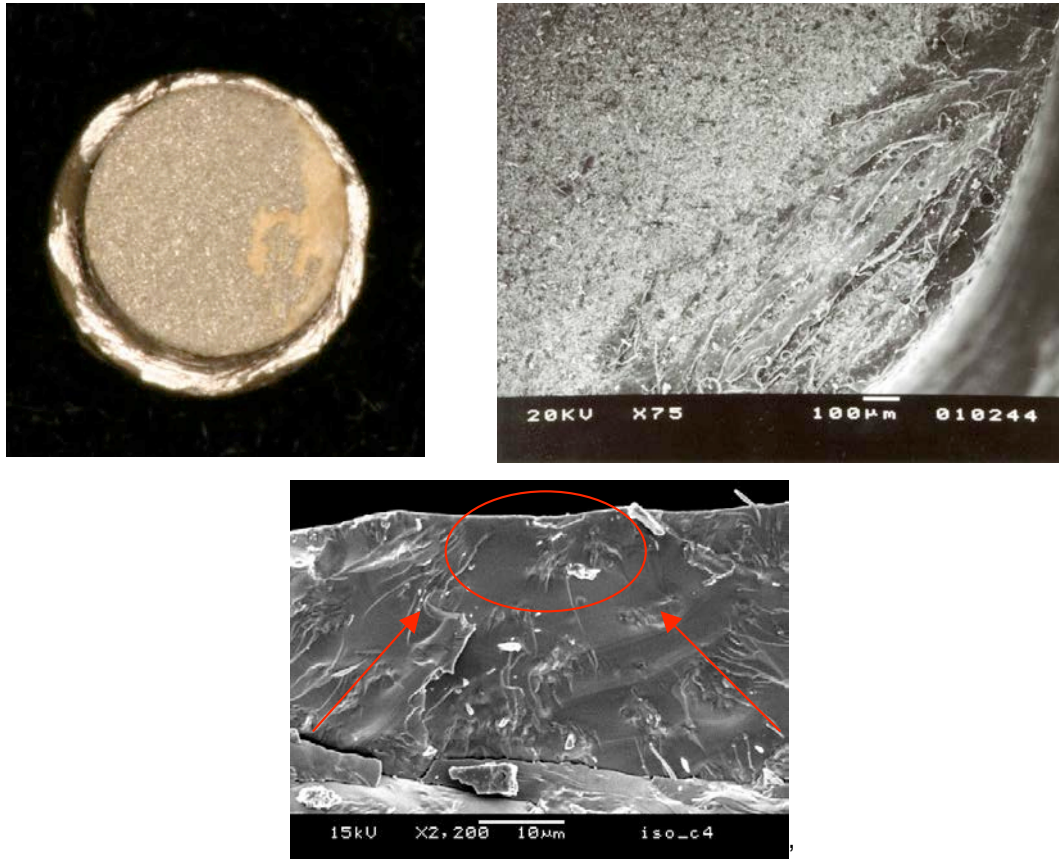


FIGURA 19 – Avaliação da região de ruptura a) CP após ensaio mecânico com cinzel; b) MEV com 75 X de aumento c) MEV com 2.200 X de aumento

No teste realizado com a fita grandes quantidades de ilhotas de cerâmica, quando comparada com os outros grupos, permaneceram sobre o metal (fratura em meia lua), indicando uma falha coesiva. Esta característica pode ser explicada pela existência de uma alavanca, ou momento neste teste, além da ocorrência de deformação da fita de aço. (Figura 20 a, b, c)

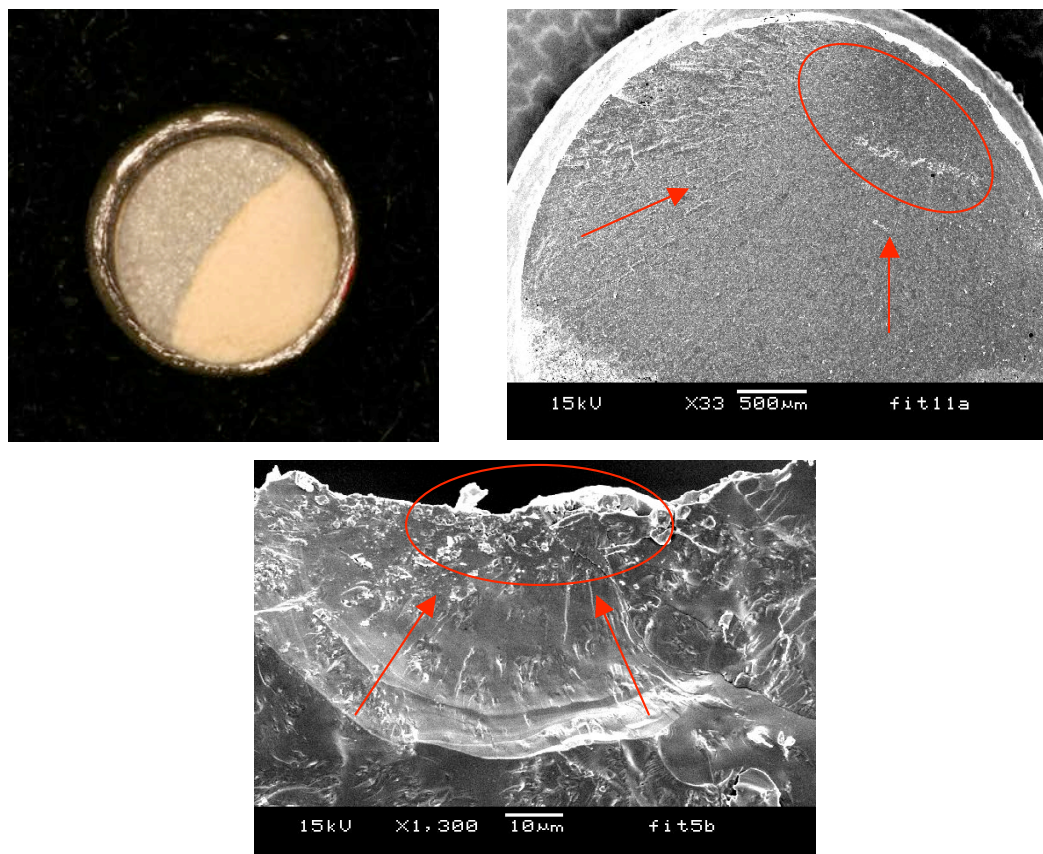


FIGURA 20 – Avaliação da região de ruptura a) CP após ensaio mecânico com a fita; b) MEV com 33 X de aumento c) MEV com 1.200 X de aumento

No teste realizado com o pistão foi observado em alguns corpos-de-prova uma fina quantidade de opaco, demonstrando que houve uma melhor distribuição das forças e melhor capacidade de avaliação da interface de união, desta forma os tipos de falhas foram classificadas como adesivas. (Figura 21 a, b)

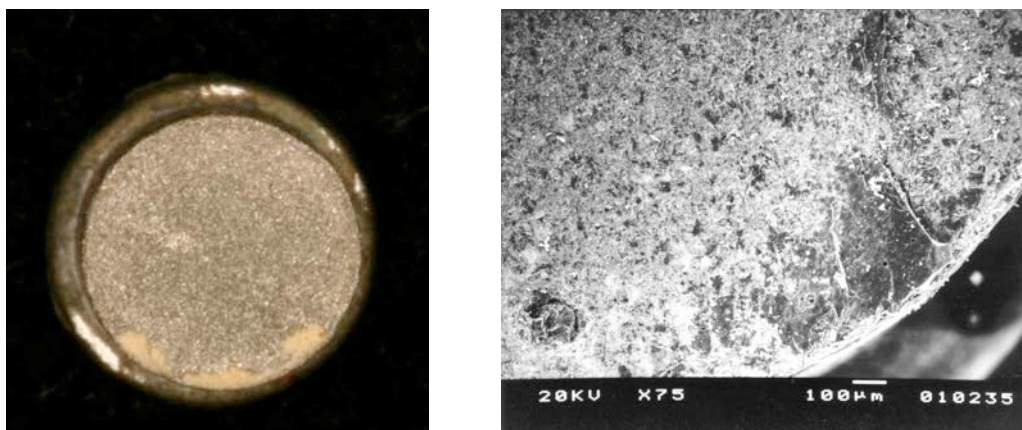


FIGURA 21 – Avaliação da região de ruptura a) CP após ensaio mecânico com o pistão; b) MEV com 75X de aumento

#### 5.4 Avaliação pela análise de elementos finitos

Os cálculos das tensões pela análise de elementos finitos, pela presente hipótese, confirmaram a presença de grande concentração de tensão no teste de resistência ao cisalhamento preconizado pela norma ISO (Figura 22 a, b, c, d), seguido pelo teste da fita (Figura 23 a, b, c, d) e com uma distribuição melhor e mais homogênea para o dispositivo pistão (Figura 24 a, b, c, d). O presente estudo mostrou que o dispositivo pistão obteve melhores resultados que o método convencional ISO 11405 e fita.

O local, para o teste ISO onde ocorreu maior concentração de tensão foi na região de aplicação da força. No teste realizado com a fita pudemos verificar uma formação de tensão semelhante a da norma ISO porém com uma menor intensidade (Figura 28. E, com a utilização do pistão o que observamos é uma pequena concentração de tensão com uma melhor distribuição das forças.

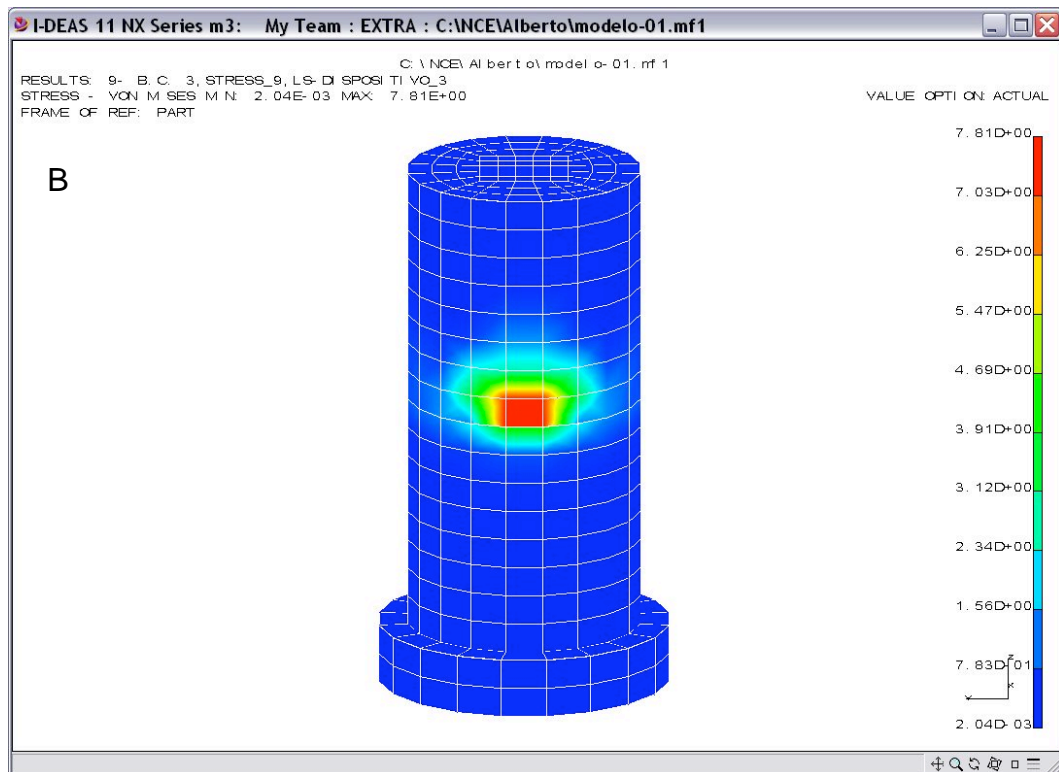
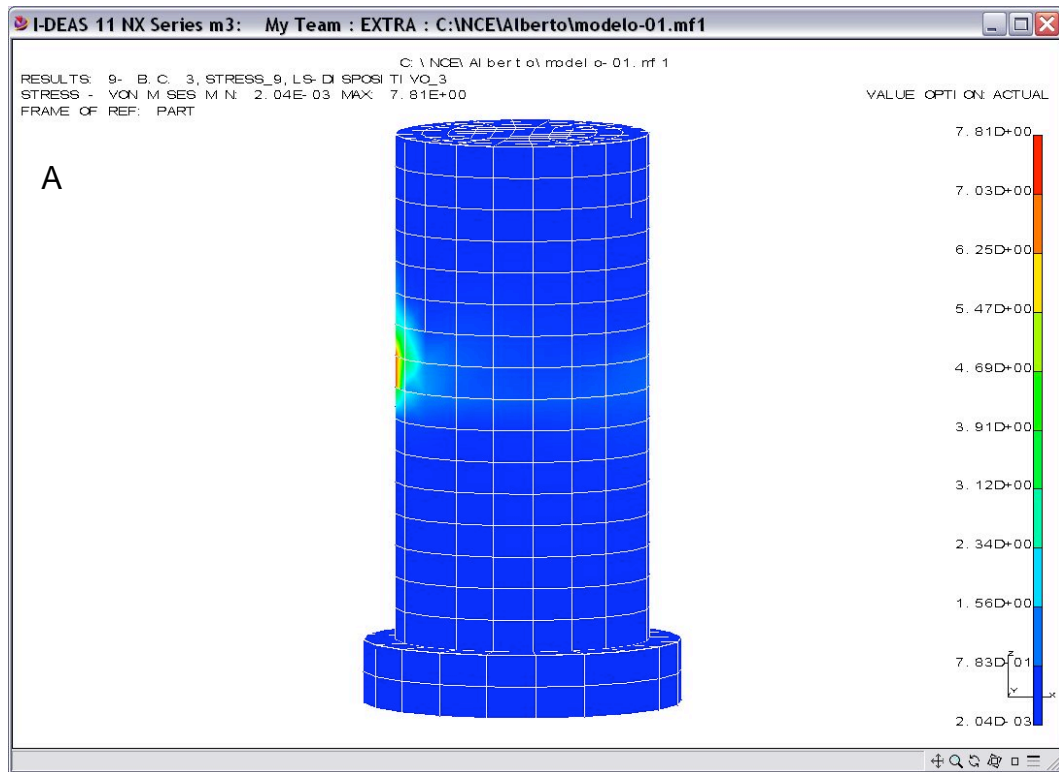


FIGURA 22 - Simulação do ensaio com cinzel: a) visão lateral; b) visão frontal

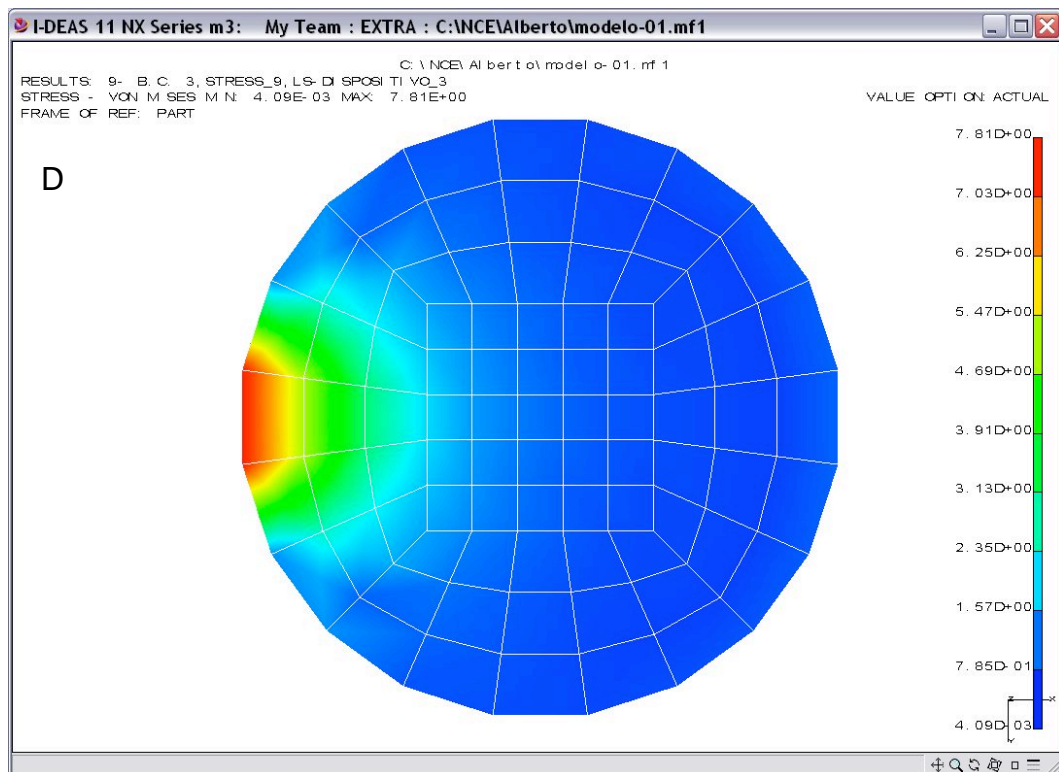
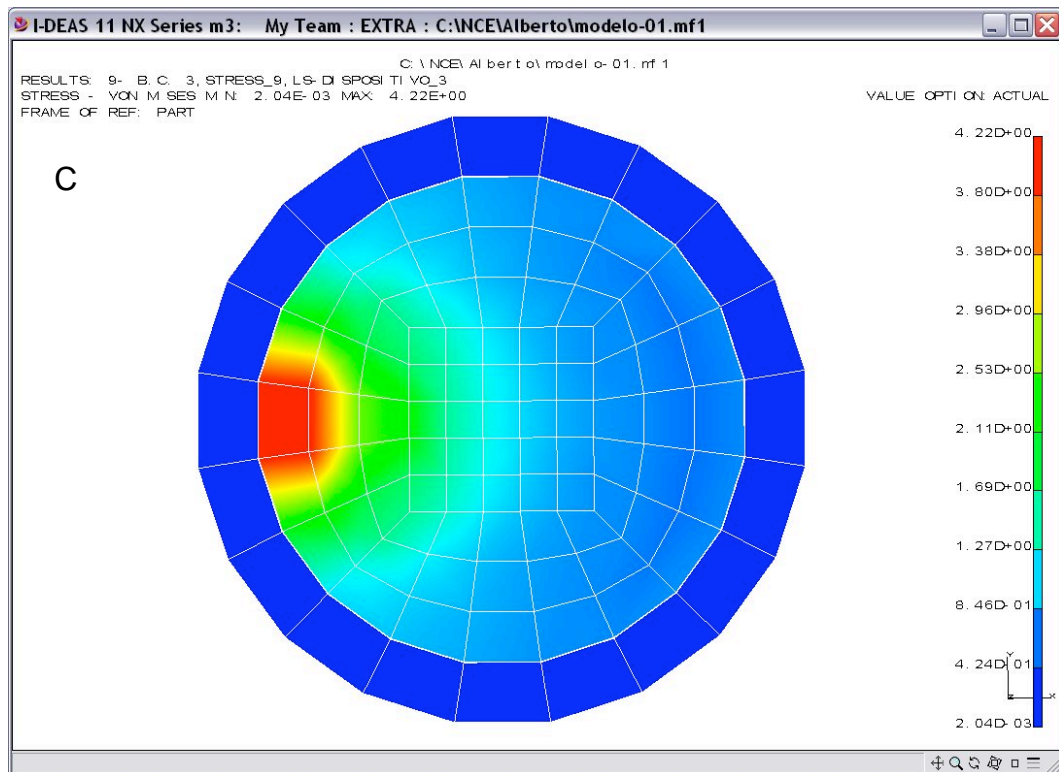


FIGURA 22 - Secção transversal: c) região da base metálica; d) região da cerâmica

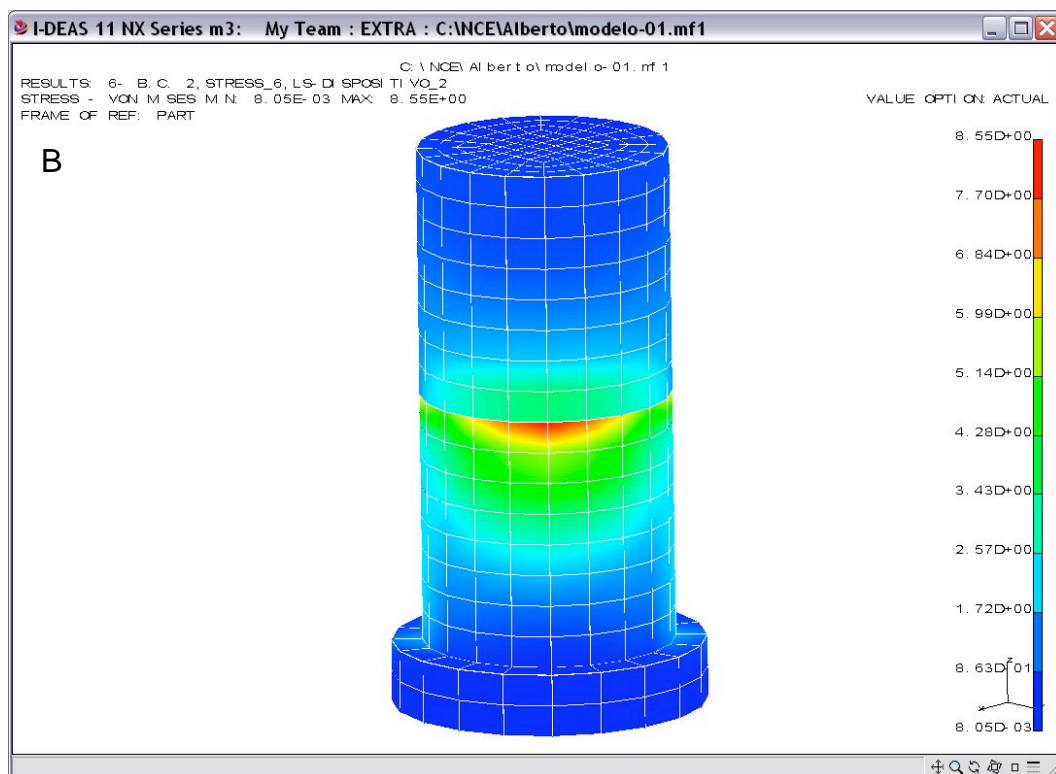
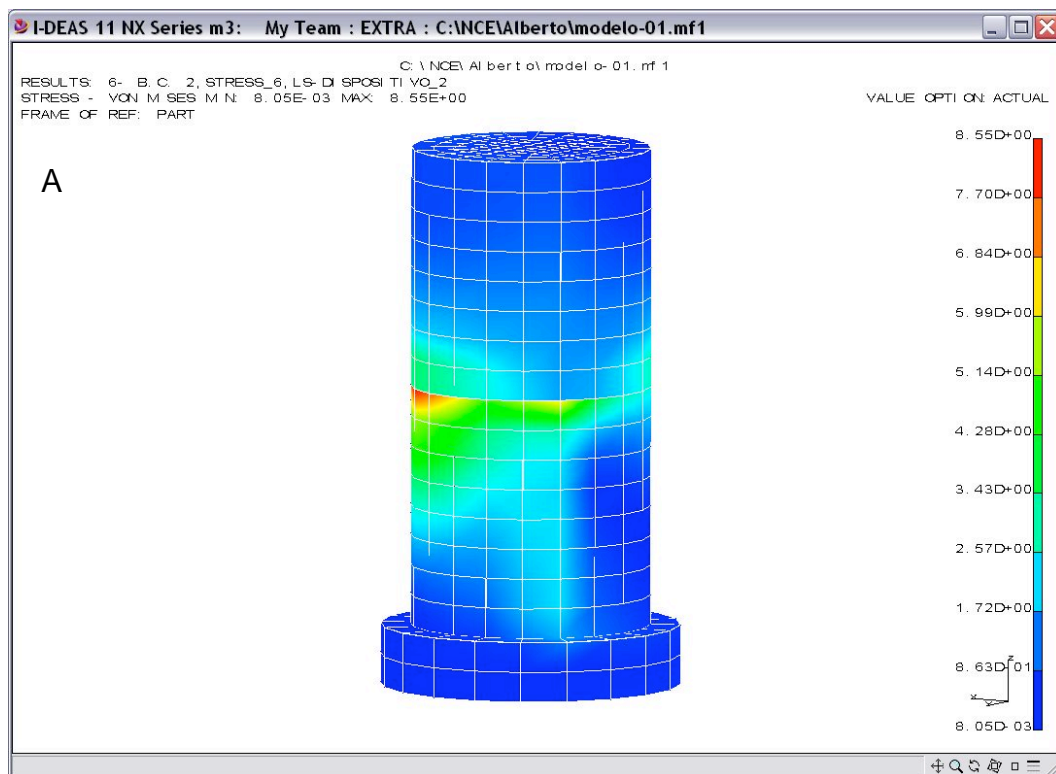


FIGURA 23 - Simulação do ensaio com fita: a) visão lateral; b) visão frontal

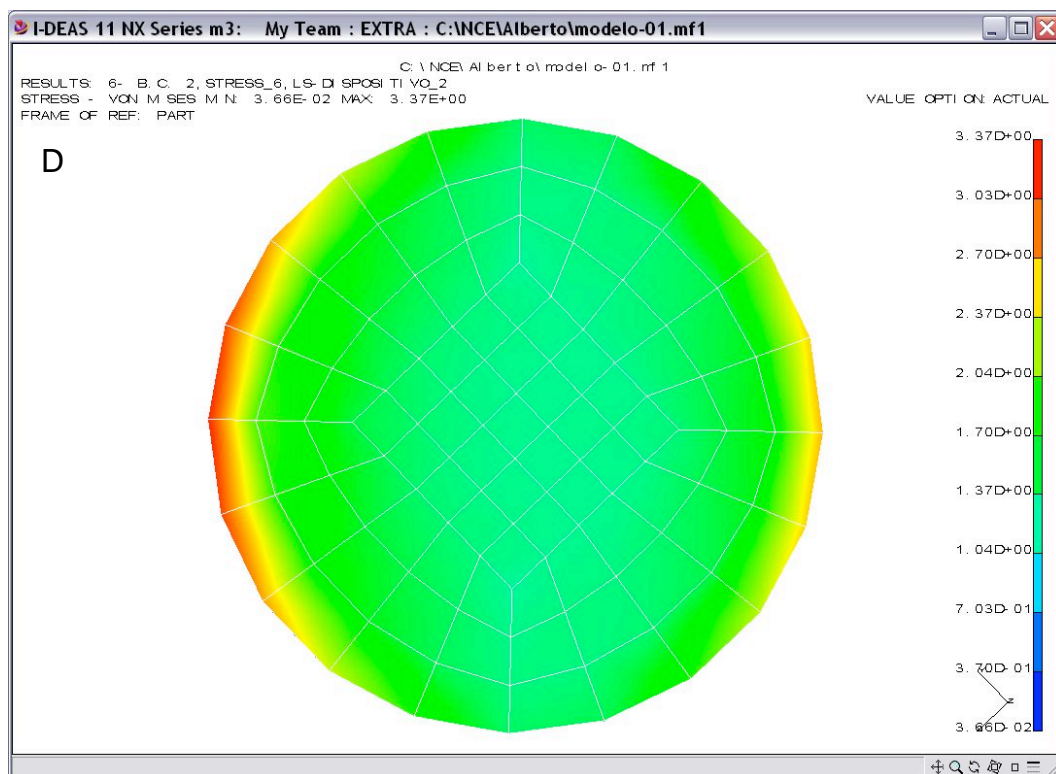
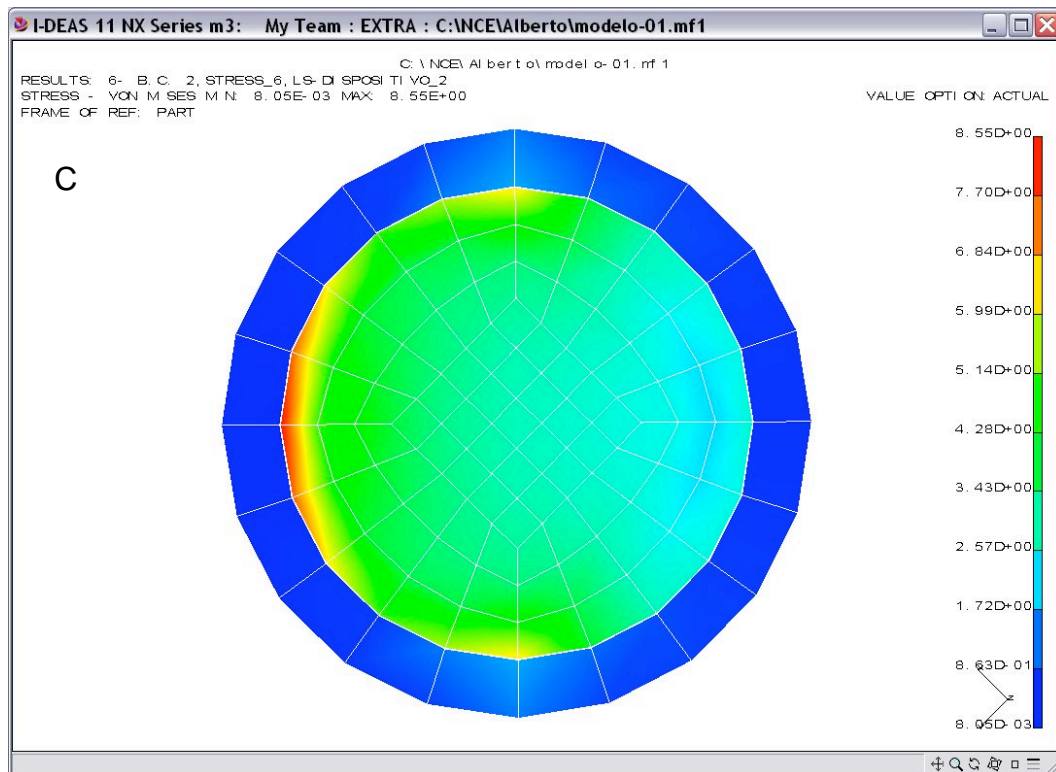


FIGURA 23 - Secção transversal: c) região da base metálica; d) região da cerâmica

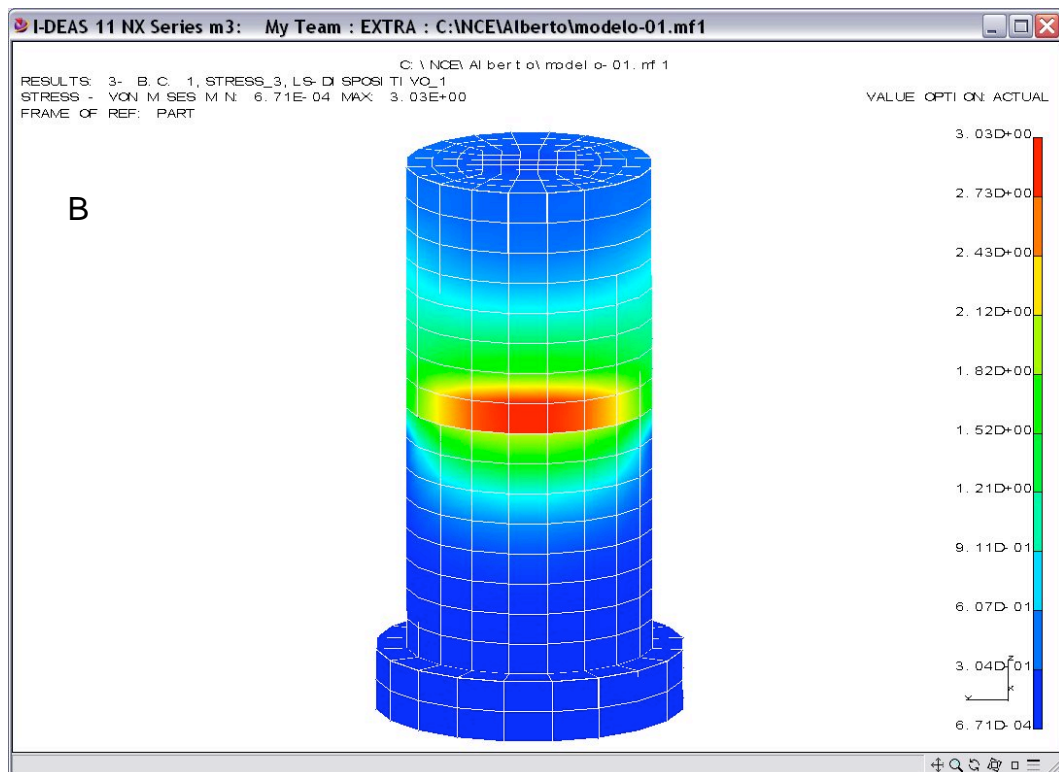
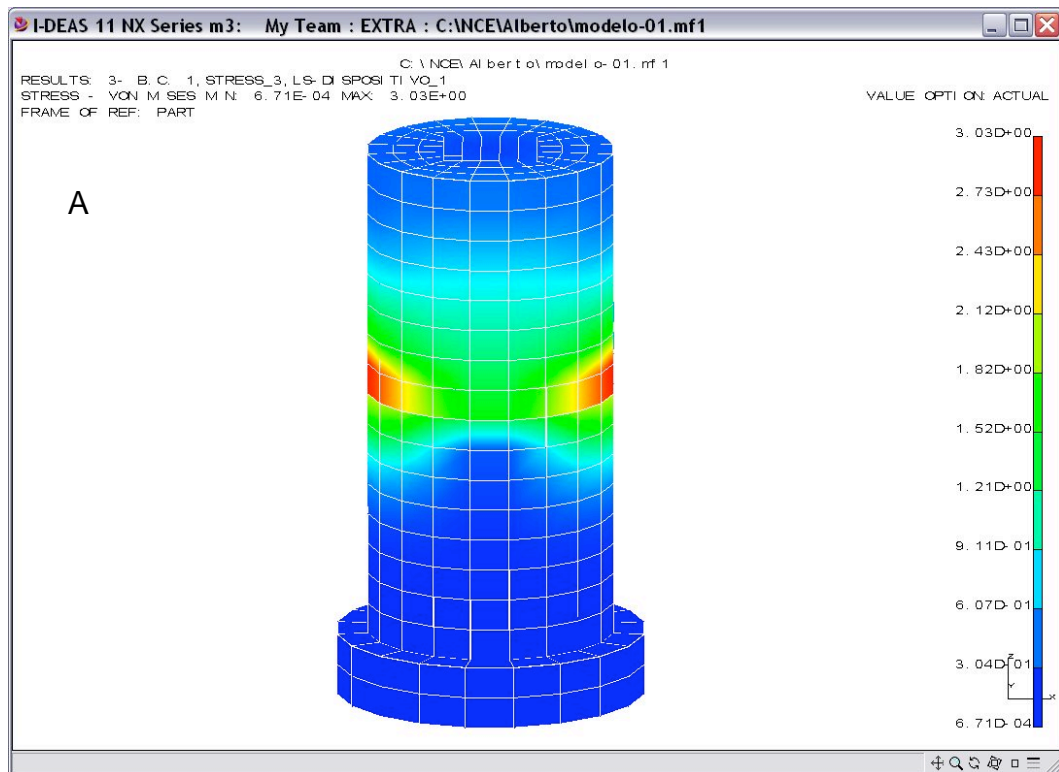


FIGURA 24 - Simulação do ensaio com pistão: a) visão lateral; b) visão frontal

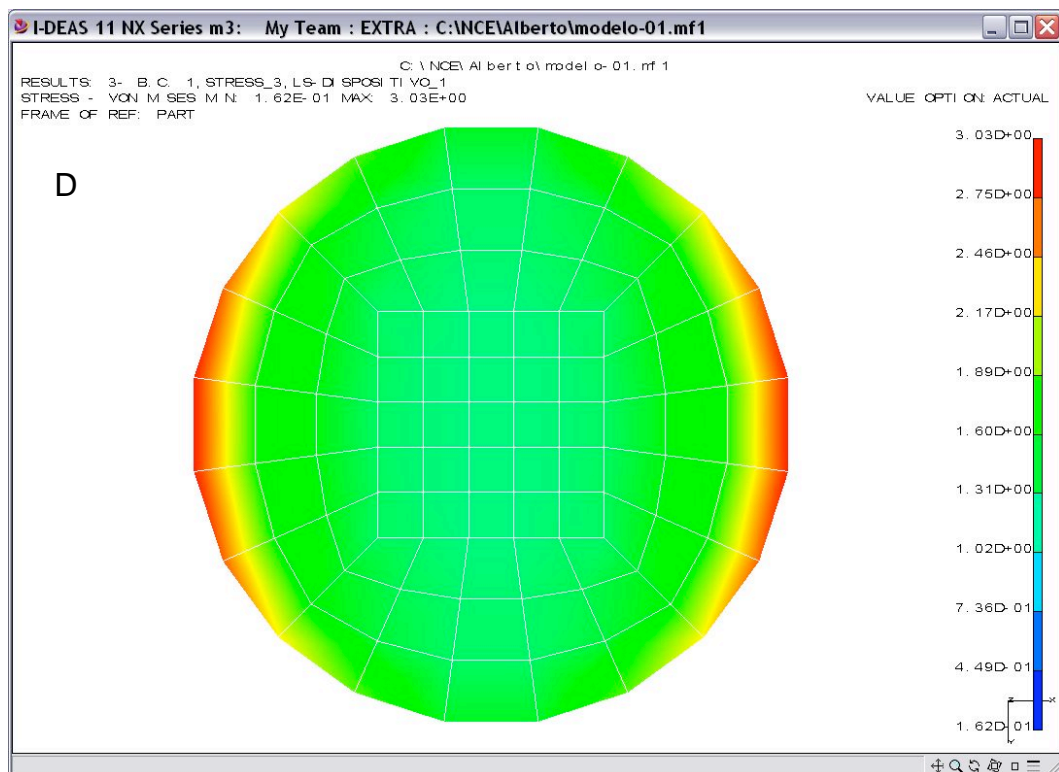
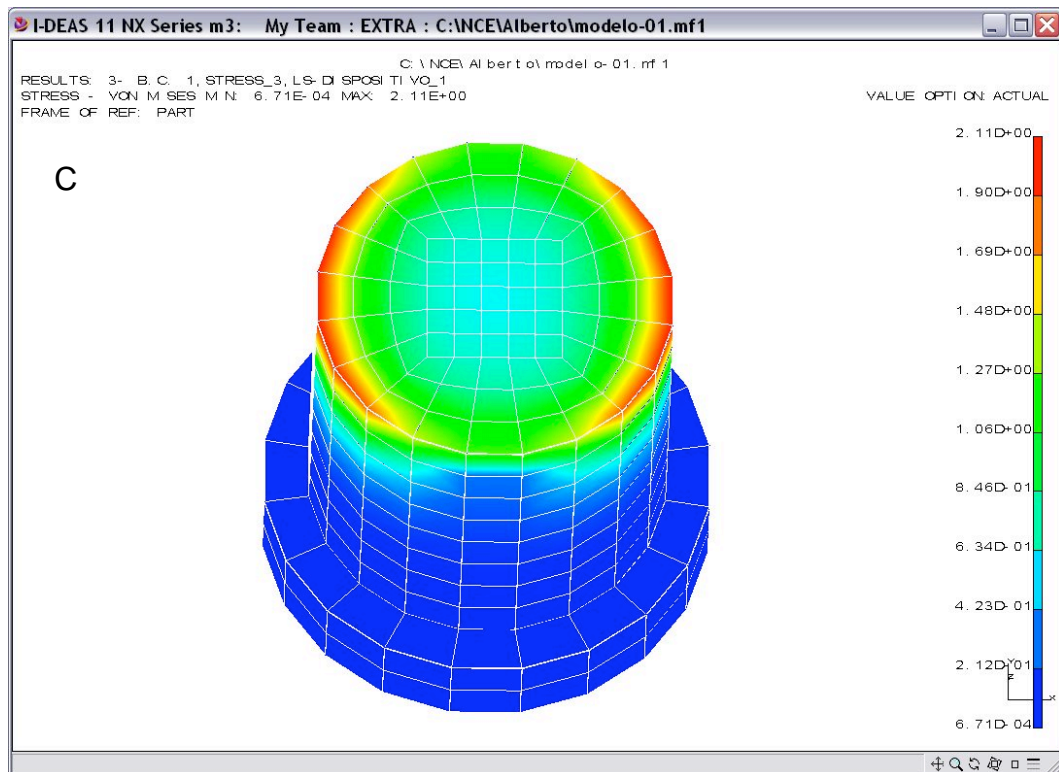


FIGURA 24 - Secção transversal: c) região da base metálica; d) região da cerâmica

## 6 DISCUSSÃO

O propósito do presente estudo foi avaliar a resistência de união entre metal e cerâmica, utilizando três dispositivos (ISO, Fita e Pistão) para o ensaio de cisalhamento, que é um dos testes de união mais prevalentes, e por isso foi aqui utilizado. (CRAIG et al.<sup>16</sup>, 2002; BONDIOLLI & BOTTINO<sup>8</sup>, 2004; MELO et al.<sup>42</sup>, 2005). O primeiro teste de resistência ao cisalhamento foi desenvolvido por Shell & Nielsen em 1962. Hammad et al.<sup>27</sup>, 1987 que utilizaram o mesmo ensaio de cisalhamento “*pull test*” no qual a grande crítica era que os resultados encontrados mais pareciam verificar a qualidade da cerâmica do que a interface de união. Desde então, inúmeros são os testes de cisalhamento descritos para esta finalidade (ANUSAVICE et al.<sup>4</sup>, 1980; HAMMAD & TALIC<sup>27</sup>, 1996; ITINOCHE et al.<sup>34</sup>, 1999).

Embora os objetivos dos trabalhos que verificam resistências de união sejam semelhantes, diferentes métodos e/ou modificações para um mesmo teste são procedimentos de rotina nas investigações científicas e os resultados fornecem dados que dificultam a comparação por falta de padronização técnica (VAN NOORT et al.<sup>60</sup>, 1989; ESTRELA et al.<sup>23</sup>, 2001; DELLA BONA et al.<sup>21</sup>, 2003). Consideramos que a metodologia de ensaio é uma das condições experimentais mais importantes para gerar distribuição homogênea de tensões na união a fim de solicitar mecanicamente a interface de união.

A análise dos ensaios, têm revelado muitos problemas associados as inúmeras variáveis dos testes (dispositivo, confecção e forma do CP, velocidade) e a grande variação nos resultados dos testes de cisalhamento têm sido questionada. Della Bona & Van Noort<sup>20</sup>, 1995 sugerem que existe uma falta de confiabilidade em medir a resistência de

união entre os materiais odontológicos, sendo necessário um esforço para a sua padronização (ANUSAVICE et al.<sup>4</sup>, 1980; CHONG et al.<sup>12</sup>, 1980; HAMMAD & TALIC<sup>27</sup>, 1995; CALLISTER JUNIOR<sup>10</sup>, 2002). Quando uma investigação científica se propõe a avaliar a resistência de união entre diferentes substratos, um dos aspectos fundamentais diz respeito ao método de avaliação empregado e que possa expressar realmente a capacidade de união entre os materiais (ESTRELA et al.<sup>23</sup>, 2001).

Os testes laboratoriais de resistência de união, têm como princípio a aplicação de carga em corpos-de-prova, visando gerar tensões na interface entre os materiais testados até que haja o rompimento da união (CALLISTER JUNIOR<sup>10</sup>, 2002). A interface de união deve ser a região que receberá a maior tensão, independente do ensaio empregado (VAN NOORT et al.<sup>60</sup>, 1989).

Estes aspectos têm sido profundamente discutidos em diversos estudos de análise de distribuição de tensões na área de união, de modo que alguns ensaios têm sido considerados incapazes de avaliar fielmente a interface. Por exemplo, o teste de cisalhamento, embora seja de fácil execução técnica, é criticado pelo fato de distribuir as tensões de maneira não uniforme na interface, solicitando mais os substratos (DEHOFF et al.<sup>19</sup>, 1995; DELLA BONA & VAN NOORT<sup>20</sup>, 1995). Dessa forma, o ensaio de cisalhamento pode sub-estimar a verdadeira resistência de união. Anusavice<sup>3</sup>, 1998 ressalta dois graves problemas com relação aos testes de resistência de união. Primeiro, que não ocorre um cisalhamento puro na interface de união, e que, há tensões descontínuas entre a porcelana e o metal. Ainda mais, as amostras podem conter tensões residuais de contração térmica devido a diferença de coeficientes expansão térmica entre a cerâmica e o metal (COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT<sup>13</sup>, 1985; DRUMMOND et al.<sup>22</sup>, 1984).

Raramente observamos no meio bucal tensões puramente trativas, compressivas ou cisalhantes. O que ocorre é um

carregamento complexo que gera um estado de tensão com a presença das três tensões (ESTRELA et al.<sup>23</sup>, 2001). Durante a mastigação, cria-se nos elementos dentários, forças de cisalhamento e compressivas. Os ensaios de flexão, segundo alguns autores, também poderiam influenciar no padrão de falha, mas se aproximariam mimetizando as condições onde uma prótese parcial fosse utilizada .

O cisalhamento, assim como os outros testes mecânicos, têm como objetivo prever o comportamento do material ou até mesmo avaliar os novos materiais desenvolvidos. Cada ensaio tem por objetivo quantificar uma determinada propriedade, fazendo com que os testes sejam complementares. Não existe um ensaio capaz de determinar todas as propriedades mecânicas dos materiais. Quanto maior o número de propriedades que se deseja quantificar mais diversificados devem ser os ensaios (ESTRELA et al.<sup>23</sup>, 2001).

Os testes laboratoriais são importantes para o rápido desenvolvimento dos materiais, sendo importante encontrar um teste que seja rápido, fácil e eficiente, pois testes clínicos são demorados e caros (HARA et al.<sup>30</sup>, 2001).

O teste de resistência ao cisalhamento consiste em resistir ao deslizamento de uma porção de um corpo sobre outro. A resistência de união corresponde a força necessária para a separação e consiste de dois fatores: adesão química e união mecânica (GRAHAM et al.<sup>26</sup>, 1999; HEGEDUS et al.<sup>31</sup>, 2002).

A ISO<sup>33</sup> recomenda que a utilização de determinado teste seja de acordo com o propósito de uso do material. E que os dados devem ser convertidos em unidades de tensão (por exemplo MPa). Sendo que os requisitos para a seleção do teste devem ser:

- a) a facilidade de montagem dos espécimes nos dispositivos e na máquina de ensaio universal, sem que haja a aplicação de forças sobre a amostra;

- b) a capacidade de aplicar uma força numa área definida e numa posição na amostra, para que seja assegurado uma exata posição durante o carregamento até a ocorrência da fratura, e um mínimo de fricção durante o movimento de aplicação de força (CHONG et al.<sup>12</sup>, 1980);
- c) uma construção rígida para não haver a deformação elástica (ou deslocamento) do dispositivo.

Esse último requisito não foi observado no teste da FITA, onde constatou-se em alguns ensaios o deslocamento, deformação e/ou ruptura da matriz de aço utilizada para a aplicação da força. Isto pode explicar o tipo de fratura ocorrido, em meia lua, que caracteriza uma falha coesiva e que demonstra a formação de uma força de deflexão nos corpos-de-prova testados.

Para avaliar a real confiabilidade de alguns dispositivos, escolhemos três comumente citados na literatura. Uma metodologia para a utilização de um mesmo CP, nos três dispositivos, foi desenvolvida, sendo a interface de união circunferencial de 4mm (ISO<sup>33</sup>, 2003) o que permitiu uma reprodução da posição das forças de cisalhamento, (ATTA et al.<sup>5</sup>, 1990). Na maioria das vezes, a forma do corpo-de-prova a ser testado é diferente daquela do instrumento dentário ou da prótese, mas com os resultados obtidos nos ensaios mecânicos é possível estimar o desempenho do instrumento.

Também teve-se o cuidado na metodologia de se realizar as amostras com um desenho simples, que pudessem ser produzidas sem equipamentos complexos ou caros, tendo o menor número de variáveis (CHONG et al.<sup>12</sup>, 1980).

Na verdade comparar metodologias diferentes as quais apresentam diferentes valores de resistência de união, não teria sentido se os corpos de prova fossem diferentes. Malhotra & Maickel<sup>38</sup>,1980; constataram que a modificação de um mesmo teste produzia resultados diferentes utilizando os mesmos corpos de prova “*push e pull test*”.

Para obter as estruturas metálicas dos corpos-de-prova optou-se pela técnica da cera perdida, onde foi desenvolvido um dispositivo que permitiu obtê-las primeiro em cera, para posterior fundição das ligas, diferente dos corpos-de-prova torneados, preconizado por Itinoche et al.<sup>34</sup> (1999). Este procedimento está mais próximo da realidade de um laboratório de prótese, que obtém suas estruturas metálicas pela técnica da cera perdida. Acredita-se que a contração da cera e da liga fundida é contra-balanceada pela expansão do revestimento, levando à obtenção de bons resultados na adaptação das estruturas metálicas dos corpos-de-prova.

Os padrões foram incluídos adequadamente em revestimento indicado pelo fabricante da liga e fundidos por um mesmo operador na mesma máquina de fundição por indução pois as ligas não preciosas precisam ser aquecidas na mesma taxa para produzir uma fundição uniforme. A condutibilidade térmica no níquel é aproximadamente 4 vezes menor que o ouro, mesmo na temperatura necessária para a fundição dessas ligas, os metais não preciosos não irão trocar energia de fusão com a facilidade das ligas áuricas. Uma chama de acetileno é contra indicada por ser muito contaminada por produtos da combustão do carbono como também por ser extremamente quente (CRAIG et al.<sup>16</sup>, 2002).

Nenhum grupo de ligas se apresenta para todas as indicações, mesmo as nobres (COUNCIL ON DENTAL MATERIALS<sup>13</sup>, 1985). Por outro lado, sempre existem alternativas para ligas de metais básicos e metais nobres. A questão não é se todas as restaurações devem ser realizadas com um único tipo de liga mas sim se a liga apresenta propriedades adequadas às necessidades de um caso em particular, razão foi utilizada uma liga de NiCr sem Be (Wiron 99 - BEGO).

Importante também, é a compatibilidade do coeficiente de expansão térmica da porcelana com o metal. Para este trabalho foi

escolhida a cerâmica Vita Omega 900 que é indicada pelo próprio fabricante da liga utilizada e que apresenta como um aspecto favorável um coeficiente discretamente menor do que o da liga de Ni-Cr. Isto é, a liga contrai discretamente mais que a porcelana, para assegurar que o risco de fratura seja minimizado durante o resfriamento ou durante a mastigação, ou seja, o CET do metal deve ser aproximadamente  $0,5 \times 10^{-6}$  / °C maior que o da porcelana. (CRAIG & POWERS<sup>15</sup>, 2004).

A qualidade de união metal/cerâmica está relacionada com a formação da camada de óxidos que podem agir facilitando o umedecimento da superfície da liga e interagindo com a porcelana, evitando a formação de porosidades (ROSENSTIEL et al.<sup>51</sup>, 2002). Quando a porcelana é coccionada na superfície da liga, ocorre uma reação química entre o óxido do metal e a porcelana que permite a união da porcelana ao metal. Não existem barreiras distintas entre o metal, o óxido do metal e a porcelana, mas sim uma mistura gradual das três fases (SCED & MCLEAN<sup>53</sup>, 1972; DEGER & CANIKLIOGLU<sup>18</sup>, 1998; GRAHAM et al.<sup>26</sup>, 1999; CRAIG et al.<sup>16</sup>, 2002; HEGEDUS et al.<sup>31</sup>, 2002;)

Nenhuma oxidação inicial foi realizada nos metais antes da aplicação do opaco cerâmico, a qual é preconizada como um método de tratamento de superfície da liga para a aplicação da porcelana. A fina camada de óxido ocorre na liga de Ni-Cr porque elas contêm elementos que facilmente formam a camada de óxidos. De acordo com o fabricante, o desenvolvimento de uma camada de óxido espessa, nesta fase, poderia obstruir a união mecânica, que é importante para a união forte na interface.

Neste trabalho, para o preparo da superfície metálica dos corpos-de-prova para receber o material de revestimento estético, foi usado o microjateamento com pó de óxido de alumínio (110µm). Segundo Craig & Powers<sup>15</sup>, 2004, a maioria das técnicas para esta união, combinadas ou isoladas, fornecem um relativo aumento na resistência de

união (18 a 30Mpa) e o molhamento, sendo um método simples, rápido e barato.

A norma ISO<sup>33</sup> 11405 recomenda para o teste de resistência ao cisalhamento uma velocidade entre 0,45 e 1,05 mm/min. que é semelhante ao indicado por Hara et al.<sup>30</sup> (2001), onde os autores recomendam as velocidades de 0,50 e 0,75mm/min. Isso porque velocidades muito altas podem criar uma má distribuição das tensões, resultando em falhas do tipo coesiva o que influenciaria os resultados. Velocidades elevadas resultam em valores de resistência maiores pois ocorreria a transferência das tensões da região da interface para outra parte do corpo-de-prova.

Os coeficientes de variação encontrados no presente estudo ficaram por volta de 25% (ISO - 19,69; FITA - 18,06; PISTÃO - 25,51) o que está de acordo com a norma ISO que indica um coeficiente com variação inferior a 50%. De uma forma geral, os coeficientes de variação dos ensaios de união ao cisalhamento variam de 20 a 60%, enquanto aqueles à tração de 20 a 40% (Craig & Powers<sup>15</sup>, 2004).

Foi demonstrado pela análise de elementos finitos que a distribuição não uniforme das tensões geradas durante os testes convencionais de tração e cisalhamento levam ao início da fratura a partir de falhas, defeitos na interface de união ou em locais de grande concentração de tensões. O teste de tração tem sido utilizado por mostrar uma distribuição mais homogênea das tensões (DELLA BONA et al.<sup>21</sup>, 2003).

A análise de elementos finitos utilizada em nosso estudo, observou uma grande concentração de tensão no teste de resistência ao cisalhamento preconizado pela norma ISO, seguido pelo teste FITA e com uma melhor e mais homogênea distribuição o de PISTÃO (KOJIMA et al.<sup>37</sup>, 2005). O ensaio com a fita de aço deveria ser considerado um teste melhor em relação a norma ISO pela distribuição das tensões. Entretanto verificou-se que houve somente falhas do tipo

coesiva, com a presença de grande quantidade de cerâmica aderida ao substrato metálico. O deslocamento das interfaces ocorreu pelo processo de formação e propagação de rachaduras e subsequente falha da união.

Uma interpretação cuidadosa do modo de falha é requerido para prevenir conclusões inapropriadas sobre a utilização destes ensaios e o fenômeno de união. A compreensão do mecanismo de fratura e a análise da fratura com base na fractografia reduz o risco de interpretação errônea, como por exemplo que a resistência de união foi maior que a força coesiva da porcelana, quando a falha ocorre longe da interface de união. (MECHOLKY JUNIOR<sup>40</sup>, 1995; MECHOLKY JUNIOR<sup>41</sup>, 1995; DELLA BONA et al.<sup>21</sup>, 2003).

Sced & McLean<sup>53</sup>, 1972 observaram que embora a resistência de união entre as ligas testadas tenham sido semelhantes, o tipo de fratura, através da porcelana ou inter-facial, poderia ser tão importante quanto a resistência.

Com uma metodologia diferente Graham et al.<sup>26</sup>, 1999 utilizando um tratamento de superfície semelhante nas ligas de NiCr conseguiu um valor de resistência de união de  $36,8 \pm 19,3$  MPa. Scaranelo & Muench<sup>52</sup> (1994) encontraram, frente ao teste de tração uma resistência de 290 Kp/cm<sup>2</sup> para a liga Durabond II e de 110 Kp/cm<sup>2</sup> para a liga Resistal P. Mazzetto & Baptista<sup>39</sup> (2002) encontraram uma resistência de união ao cisalhamento utilizando opaco convencional para a cerâmica IPS = 22,61, NORITAKE = 26,24, DUCERAM = 33,13 E CERAMCO = 34,39 MPa, ao passo que Hammad et al.<sup>29</sup> (1987) obtiveram uma resistência de união em Kg/cm<sup>2</sup> entre ligas em NiCr e cerâmicas de 174,0 (temperatura recomendada) e 209,3 (temperatura acima). Esse autor relatou, como vantagens para o dispositivo desenvolvido naquele trabalho, que as tensões foram dirigidas principalmente para interface entre a porcelana e o metal e que a resistência friccional não foi tão crítica como no teste *pull through*.

Shimoe et al.<sup>54</sup>, 2004; encontraram uma resistência de união para o teste ISO entre ligas de NiCr e cerâmica de 40,5 MPa. E Deger e Caniklioglu<sup>17</sup>, 1998; relataram uma resistência de união de  $133,2 \pm 73,1 \text{ Kg/cm}^2$  ( $13,04 \text{ MPa} \pm 7,16$ )

Chong et al.<sup>12</sup> (1980) com uma superfície metálica de NiCr não tratada: Victory/Vita 1,7 (0,95) CV 57; Ultrateck/Vivadent PE 4,3 (1,3) CV 30; Ceramalloy/Ceramco POP 12,1 (3,0) CV 25.

Esses resultados se comparados com os obtidos neste trabalho (ISO - 38,74; FITA - 23,34; PISTÃO - 58,16) são diferentes e uma possível explicação para isto seria a evolução dos materiais empregados ou a influência do dispositivo para o ensaio mecânico.

A variação na conduta do ensaio é provavelmente uma causa contribuidora para o desacordo nos valores reportados de resistências de união. Conseqüentemente, neste estudo laboratorial estas considerações também se constituíram em fatores determinantes na obtenção dos diferentes valores de resistência de união ao cisalhamento. Os dados obtidos à partir de variações no mesmo método de ensaio de resistência ao cisalhamento mostraram uma diferença significativa ( $p < 0,05$ ).

Pelo presente estudo, para se obter maior resistência de união ao cisalhamento foi importante utilizar o sistema PISTÃO (58,16 MPa). O sistema de carregamento não produziu ponto de apoio (fulcro ou momento) no cilindro de cerâmica e nem deflexão superficial. A força aplicada promoveu um deslizamento entre as duas superfícies. Nesse caso, os esforços de tração e compressão produzidos perpendicularmente na interface foram menores do que os obtidos nos sistemas ISO e FITA.

A predominância das falhas nos corpos-de-prova testados com o dispositivo PISTÃO, foram do tipo mista com mínima área de falha coesiva da cerâmica. As áreas de falha coesiva da porcelana podem ser resultantes de vários fatores podendo indicar a presença de

concentração de estresse residual na cerâmica nas áreas de falha coesiva, o que diminui a carga externa necessária para causar a fratura .

Com a utilização do mesmo dispositivo (PISTÃO) Melo et al.<sup>42</sup>, 2005 encontraram uma resistência de união ao cisalhamento de uma cerâmica (IPS d.Sign) e duas ligas de NiCr (Wiron 99, 4 ALL) em MPa: 4 ALL –  $54,0 \pm 20,0$ ; Wiron 99 –  $63,0 \pm 13,5$ ; sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados.

A principal crítica para o teste de cisalhamento ISO é a produção de falhas longe da zona de união. Muitos estudos demonstraram uma distribuição não uniforme ao longo da interface (VAN NOORT et al.<sup>59</sup>, 1989; DELLA BONA & VAN NOORT<sup>20</sup>, 1995), sendo que esta característica também foi observada no presente estudo. A avaliação da resistência de união ao cisalhamento, onde deve haver controle da posição da lâmina de faca, é muito sensível, podendo haver certo envolvimento de deflexão acarretando certa variabilidade.

O cinzel desenvolveu um esforço de deflexão, o qual se concentrou inicialmente na área de aplicação da carga. Neste ponto, a cerâmica fraturou-se e a propagação da clivagem atingiu a interface, promovendo o rompimento da união. De fato, este tipo de carregamento produziu esforços complexos, envolvendo clivagem, tração e compressão, instantes antes da ruptura da união, com valores médios de 38,74 MPa.

Os mais baixos valores médios de resistência ao cisalhamento, ou seja, 23,34 MPa, foram obtidos com o método da fita de aço inoxidável, evidenciando que o mecanismo de esforço neste teste é mais complexo determinando um padrão de distribuição de esforços por flexão. Assim, a magnitude das tensões de tração e compressão, ocorridos na interface, aumenta com o aumento da distância entre o ponto de aplicação da carga e a superfície da união. Esta situação é devida ao aumento do valor do momento de flexão, criado pelo distanciamento do ponto de aplicação da carga em relação à interface (CARTER et al.<sup>11</sup>, 1979; MALHOTRA & MAICKEL<sup>38</sup>, 1980; KERN & THOMPSON<sup>36</sup>, 1993).

De acordo com a proposição deste trabalho ficou evidente que a busca pelo aprimoramento da mensuração da resistência de união ao cisalhamento ocupa um lugar de destaque na Odontologia Restauradora. Seria ideal que, houvesse um consentimento entre os ensaios para uma comparação direta entre os pesquisadores.

## 7 CONCLUSÃO

Considerando os resultados obtidos foi possível concluir que a resistência de união ao ensaio de cisalhamento entre a liga metálica de Ni-Cr (Wiron 99) e o material de revestimento estético cerâmico (Vita Omega 900):

- a) foi melhor avaliada com o dispositivo pistão;
- b) pela análise de elementos finitos, os dispositivos ISO e fita de aço inoxidável, tiveram uma distribuição das tensões menos homogênea;
- c) as falhas foram consideradas coesivas nos ensaios realizados com os dispositivos ISO e fita de aço inoxidável, e adesiva, na maior parte dos corpos-de-prova, para o pistão.

## 8 REFERÊNCIAS\*

1. ALMILHATTI, H.J. et al. Shear bond strength of aesthetic materials bonded to Ni-Cr alloy. **J Dent**, v.31, n.1, p.205-11, 2003.
2. ALVES FILHO, A. **Elementos finitos - a base da tecnologia CAE**. 3. ed. São Paulo: Editora Érica, 2005. 320p.
3. ANUSAVICE, K.J. Phillips materiais dentários, 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Cap. 4, p. 28-43, cap. 5, p. 44-66, cap. 20, 248-270, cap. 27, 367-373.
4. ANUSAVICE, K.J.; DEHOFF, P.H.; FAIRHURST, C.W. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. **J Dent Res**, v. 59, n.3, p.608-13, Mar. 1980
5. ATTA, M. O.; SMITH, B. G. N.; BROWN, D. Bond strengths of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy or direct bonded retainers. **J Prosthet Dent**, v. 63, n. 2, p. 137-43, Feb. 1990.

---

\*Baseado em:  
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro **Informação e documentação**: referências, elaboração, NBR6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

6. BARGHI, N.; McKEEHAN WHITMER, M.; ARANDA, R. Comparison of fracture strength of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.57, n.1, p.23-26, Jan. 1987.
7. BERTOLOTTI, R. L. Rational selection of casting alloys: an update. In: PRESTON J. D. Perspectives in dental ceramics. [Proceeding of the Fourth International Symposium on Ceramics]. Chicago: Quintessence, 1985. p.75-84.
8. BONDIOLLI, I.R.; BOTTINO, M.A. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. **J Prosthet Dent**, v.91, n.6, p.541-7, June. 2004.
9. BULLARD, J.T.; MARKER, V.A.; PAYNE, E.V. Effects of sputtered metal oxide films on the ceramic-to-metal bond. **J Prosthet Dent**, v. 54, n.6, p.776-8, Dec. 1985.
10. CALLISTER JUNIOR, WD. Propriedades mecânicas dos metais. In: **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 5 ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2002. Cap 6, p. 78-81,.
11. CARTER, J.M.; AL-MUDAFAR, J.; SORENSEN, S.E. Adherence of a nichel-chromium alloy and porcelain. **J Prosthet Dent**, v.41, n.2, p.167-72, Feb. 1979.
12. CHONG, M.P.; BEECH, D.R.; CHEM, C. A simple test to evaluate the bond strength of ceramic fused to metal. **Aust Dent J**, v. 25, n. 6, p. 357-61, Dec. 1980.
13. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT. Report on base metal alloys for crown and bridge

- applications: benefits and risks. **J Am Dent Assoc**, v. 111,p. 479-83, Sept. 1985.
14. COVINGTON, J.S. et al. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. **J Prosthet Dent**, v.54, n.1, p.127-36, July 1985
15. CRAIG, R.G., POWERS, J.M. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed.; São Paulo: Ed. Santos, 2004. Cap. 10, p.262-4.
16. CRAIG, R.G.; POWERS, J.M.; WATAHA, J.C. **Materiais dentários: propriedades e manipulação**. 7. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2002. Cap. 2, p. 12-32.
17. DAFTARY, F.; DONOVAN, T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal-bond strength. **J Prosthet Dent**, v.56, n.5, p.535-9, Nov. 1986.
18. DEGER, S.; CANIKLIOGLU, M.B. Effects of tin plating on base metal alloy-ceramic bond strength. **Int J Prosthodont**, v. 11, n.2, p.165-72, 1998.
19. DeHOFF, P.H.; ANUSAVICE, K.J.; WANG, Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent Mater**, vol. 11, p. 126-31, Mar. 1995.
20. DELLA BONA, A., VAN NOORT, R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. **J Dent Res**, v.74, n.9, p.1591-6, Sept. 1995.

21. DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; MECHOLSKY JUNIOR, J.J. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. **Dent Mater**, v.19 p.693-9, 2003.
22. DRUMMOND, J.L. et al. Shear testing of the porcelain-metal bond. **J Dent Res**, v.63, n.12, p.1400-1, Dec. 1984.
23. ESTRELA, C.; ELIAS, C.N. E LOPES, H.P. **Metodologia científica: ensino e pesquisa em odontologia**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap.13, p.250-2.
24. GARCIA, F.C.P. et al. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, v.10, n.3, p.118-27, 2002.
25. GEIS-GERSTORFER, J.; SAUER, K.H. AND PASSLER, K. Ion release From Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo Casting Alloys. **Int J Prosthodont**, v.4, n.2, p.152-8, 1991.
26. GRAHAM, J.D. et al. The effect of surface treatments on the bond strength of a nonprecious alloy-ceramic interface. **Int J Prosthodont**, v.12, n.4, p. 330-4, Jul/Aug, 1999.
27. HAMMAD, I.A.; TALIC, Y.F. Metal-ceramic bond strength test designs. "Critique and Evaluation". **Egypt Dent J**, v.41, p.1341-6, July 1995.
28. HAMMAD, I.A.; TALIC, Y.F. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. **J Prosthet Dent**, v.75, n.6, p.602-8, June 1996.

29. HAMMAD, I.A.; GOODKIND, R.J.; GERBERICH, W. W. A shear test for the bond strength of ceramometals. **J Prosthet Dent**, v.58, n.4, p.431-7, Oct. 1987.
30. HARA, A.T.; PIMENTA, L.A.F.; RODRIGUES JUNIOR, A.L. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. **Dent Mater** v.17, p.165-9, 2001.
31. HEGEDUS, C. et al. Comparative microstructural study of the diffusion zone between NiCr alloy and different dental ceramics. **J Dent Res**, v.81, n.5, p.334-7, 2002.
32. IBRAHIM, M.R. Scanning and electron microprobe analysis of metal-porcelain interface. **Egypt Dent J**, v.41, n.3, p.1469-78, Oct. 1995.
33. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION.. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. Switzerland: ISO, 2003. Technical report **ISO TS 11405**
34. ITINOCHE, M.K. et al. Study of the shear bond strength between metal alloys and composite materials for aesthetic veneer: ceromer and polyglass. **Pós-Grad.Rev.Fac.Odontol.**São José dos Campos, v2, n.2, p.70-8, Jul/Dez 1999.
35. KELLY, J.R.; ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: literature review. **J Prosthet Dent**, v.49, n.3, p.363-70, Mar. 1983.
36. KERN, M.; THOMPSON, V.P. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. **Dent Mater**, v.9, n.3, p. 1557-61, May 1993.

37. KOJIMA, A.N. et al. Three-dimensional finite element analysis of 3 shear bond test devices. In: INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH (Abstract 1786). Disponível em: <http://www.iadr.com>. Acesso em: 3 Abr. 2005.
38. MALHOTRA, M.L.; MAICKEL, L.B. Shear bond strength in porcelain-metal restorations. **J Prosthet Dent**, v. 43, n. 4, p. 397-400, Apr. 1980.
39. MAZZETTO, M.O; BAPTISTA, J.G. Avaliação da resistência de união metalocerâmica utilizando os sistemas opacos em pasta, convencional e agentes de união. **Rev Bras Prot Clin Lab**, v.4, n.17, p.50-60, Jan/Fev. 2002.
40. MECHOLSKY JUNIOR, J.J. Fractography: determining the sites of fracture initiation. **Dent Mater**, v.11, p.113-6, Mar. 1995.
41. MECHOLSKY JUNIOR, J.J. Fracture mechanics principles. **Dent Mater**, v.11, p.111-2, Mar. 1995.
42. MELO, R.M; TRAVASSOS, A.C.; NEISSER, M.P. Shear bond strength of a ceramic system to alternative metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.93, n.1, p.64-9, Jan. 2005.
43. OCHSNER, A.; GEGNER, J. Application of the finite element method in the tensile-shear test of adhesive technology. **Int J Adhes Adhes**, v.21, p.349-53, 2001.
44. OLIVEIRA, C.O. et al. Estudo comparativo de diferentes tratamentos de superfícies em ligas de Ni-Cr. **J Bras Clin Estet Odontol**, v. 4, n.22, p.61-5, 2000.

45. PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W.A. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: a critique of metal-ceramic bond testing. **Dent Mater**, v.14, p.112-9, Mar. 1998.
46. PECORA, N. et al. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. **J Prosthet Dent**, v.88, p.511-5, Nov. 2002.
47. PERSSON, M.; BERGMAN, M. Metal-ceramic bond strength. **Acta Odontol Scand**, v.54, n.3, p.160-5, June 1996.
48. RASMUSSEN, S.T. Analysis of dental shear bond strength tests, shear or tensile? **Int J Adhes Adhes**, v.16, n. 3, p.147-54, 1996.
49. RETIEF, H.D. Standardizing laboratory adhesion tests. **Am J Dent**, v.4, n.5, p.231-6, Oct. 1991.
50. ROACH, M.D. et al. Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloy before and after porcelain-fused-to-metal firing. **J Prosthet Dent**, v.84, n.6, p.623-34, Dec. 2000.
51. ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; FUJIMOTO, J. **Prótese fixa contemporânea**. 3. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2002. Cap. 24, p.609-42.
52. SCARANELO, R.M.; MUENCH, A. Contribuição para o estudo da resistência de união entre porcelanas e ligas de níquel-cromo. **RPG**, v.1, n.1, p. 22-6, Jan/Mar. 1994.
53. SCED, I.R.; McLEAN, J.W. The strength of metal/ceramic bonds with base metals containing chromium. **Br Dent J**, v. 132, n. 6, p. 232-4, 1972.

54. SHIMOE, S. et al. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 689-94, 2004.
55. SINHORETI, M.A.C. **Influência do tipo de carregamento sobre a resistência de união ao cisalhamento da interface dentina-resina.**, 1997, 112f. Tese (Doutorado em Ciências, Área de Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba.
56. SJÖGREN, G.; SLETTEN G.; DAHL J. E. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Milipore filter, agar overlay, and MTT tests. **J Prosthet Dent**, v. 84, n. 2, p. 229-36, Aug. 2000.
57. STANNARD, J.G.; MARKS, L.; KANCHANATAWEWAT, K. Effect of multiple firing on the bond strength of selected matched porcelain-fused-to-metal combinations. **J Prosthet Dent**, v.63, n.6, p. 627-9, June 1990.
58. TROEDSON, M.; DÉRAND, T. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite method study. **Acta Odontol Scand**, v.56, p.257-62, 1998.
59. UUSALO, E.K.; LASSILA, V.P.; YLI-URPO, A.U. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.57, 26-9, Jan. 1987.
60. VAN NOORT, R. et al. A critique of bond strength measurements. **J Dent**, v.7, p.61-7, 1989.

61. VAN NOORT, R. et al. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. **J Dent Res**, v.70, n.5, p.889-93, May 1991.
62. WATANABE, I.; NAKABAYASHI, N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. **J Dent**, v.22, n.2, p.67-72, Apr. 1994.
63. WIGHT, T.A.; BAUMAN, J.C.; PELLEU, G.B. An evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to nonprecious alloy. **J Prosthet Dent**, v.37, n.5, p.570-7, May 1977.
64. WU, Y. et al. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. **J Prosthet Dent**, v. 66, n. 4, p.439-44, Oct. 1991.

**Apêndice**

Tabela 4 - Resultados dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) obtidos para o Ensaio ISO.

CP	Resistência (MPa)
1	47,74
2	43,01
3	26,75
4	22,67
5	44,12
6	38,86
7	45,57
8	35,59
9	45,11
10	38,61
11	40,94
12	35,91
media	38,74
mediana	39,90
DP	7,62

Tabela 5 - Resultados dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) obtidos para o Ensaio com FITA.

CP	Resistência (MPa)
1	19,35
2	23,02
3	20,34
4	20,07
5	21,02
6	22,06
7	21,78
8	20,67
9	31,83
10	29,26
11	29,09
12	21,60
media	23,34
mediana	21,69
DP	4,21

Tabela 6 - Resultados dos valores de resistência de união ao cisalhamento (MPa) obtidos para o Ensaio com PISTÃO.

CP	Resistência (MPa)
1	88,91
2	66,89
3	54,60
4	54,65
5	55,01
6	76,07
7	50,81
8	43,75
9	52,11
10	71,84
11	38,72
12	44,64
media	58,16
mediana	54,62
DP	14,84

KOJIMA, A. N. **Loading type evaluation, with finite element analysis, on the shear bond strength of metal porcelain interface (Ni-Cr/VITA OMEGA 900)**. 2005. 98f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

#### **ABSTRACT**

*The purpose of this study was to compare the devices influence piston, stainless steel strip and chisel, used in shear bond tests to verify the resistance in the metal/porcelain interface. The values depend on a complex tensions combination and resultants produced during the application of the forces in the specimens and the variations in the methodologies of the tests result in different resistances values to shear bond strength, what complicates the standardization and the direct comparison between different researchers. They were used 36 specimens (Ni-Cr, Wiron 99 – Bego and porcelain Vita Omega 900 - Vita ) divided into three groups (n = 12). The specimens were submitted to the shear bond strength in a universal testing machine EMIC (model DL-2000, São José dos Pinhais – PR), with a crosshead speed of 0,5 mm/min. After, the representative sets of each group were examined in scanning electronic microscopy for the observation of the failures. The finite elements analysis was used to verify the tensions distribution on the specimens. The results were submitted to the analysis of variance and to Tukey's Test in the level of 5%, it was verified that there was significant statistically difference between the three devices used. The present study showed that the piston device obtained better results than the conventional method ISO 11405 and strip.*

**KEY WORDS:** *Shear bond strength; nickel- chromium alloys; dental porcelain, finite element analysis.*

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 17 de junho de 2005.

---

Alberto Noriyuki Kojima