

ALEXANDRE ABDALLA ALONSO

ESTUDO COMPARATIVO DA INFLUÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES  
MÉTODOS DE FUNDIÇÃO NA RESISTÊNCIA DA INTERFACE  
METAL-CERÂMICA, POR MEIO DO TESTE DE CISLHAMENTO

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

ALEXANDRE ABDALLA ALONSO

ESTUDO COMPARATIVO DA INFLUÊNCIA DE TRÊS DIFERENTES  
MÉTODOS DE FUNDIÇÃO NA RESISTÊNCIA DA INTERFACE  
METAL-CERÂMICA, POR MEIO DO TESTE DE CISALHAMENTO

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

Orientador: Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi

São José dos Campos

2006

## DEDICO ESTA DISSERTAÇÃO

A Deus,

Pela oportunidade da **VIDA**

### Oração da Manhã

Senhor, no silêncio deste dia que amanhece,  
Venho pedir-te a PAZ, a SABEDORIA, a FORÇA,  
Quero olhar hoje o mundo, com os olhos cheios de AMOR,  
Ser PACIENTE, COMPREENSIVO, MANSO e PRUDENTE;  
Quero ver além das aparências, TEUS FILHOS,  
Como TU mesmo os vês;  
E ver assim se não o BEM em cada um;  
Cerra meus ouvidos de toda CALÚNIA,  
Guarda a minha língua de toda MALDADE;  
Que só de BENÇÃOS se encham o meu Espírito;  
E que no decurso deste DIA;  
Eu Vos revele a todos!

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A meus pais **Aurélio Alonso Júnior** e **Suraya Abbud Abdalla Alonso**, por terem proporcionado meus estudos, pelos conhecimentos, ensinamentos e paciência. Externo a minha eterna gratidão.

Obrigado por tudo.

Amo vocês.

A meu irmão **Aurélio Abdalla Alonso**, pelo companheirismo, pela amizade e a **Cláudia Ghiotti**, pela sua bondade.

Amo vocês.

A meu irmão **Alberto Abdalla Alonso**, pelo companheirismo, amizade, apoio, ajuda e por estarmos juntos nesta vida.

Amo você.

A **Jana D'Arc Azzi**, pela nossa amizade, nosso convívio, pelos momentos de tensões, por me perdoar infinitas vezes, por entender esta etapa de nossas vidas e por caminharmos juntos.

Amo você.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao **Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi**, professor, educador, orientador, amigo, pela confiança em mim depositada durante a realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Paulo Vilella Santos Júnior**, Diretor da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Rodrigues**, Vice-Diretor da Faculdade de Odontologia do Campus de São José dos Campos, pela amizade, conselhos e orientações.

Ao **Prof. Dr. Clóvis Pagani**, Coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela oportunidade de realizar este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Marco Antonio Bottino**, Coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese Dentária, pela oportunidade e ensinamentos proporcionados durante este curso.

À **Prof. Dra Heloísa Módenna**, responsável por esta etapa, sempre aconselhando e incentivando minha trajetória.

Ao **Prof. Dr. José Claudio Segalla**, pela amizade, orientações, incentivos, apoio e direcionamento para a área acadêmica.

Aos **Docentes** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pelo carinho, respeito, apoio, amizade e convívio harmônico.

Ao **Prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara**, pelo respeito, admiração, conversas e amizade.

Aos **Docentes** da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, que direta ou indiretamente auxiliaram neste trabalho, meu reconhecimento.

À amiga **Karine Tenório Landim**, pelas nossas conversas, cumplicidade, alegria, amizade e pela oportunidade de cursarmos juntos este Mestrado.

Ao **Guilherme Saavedra**, pela nossa amizade, conversas, açaís, trabalhos, cumplicidade e pela oportunidade de cursarmos juntos este Mestrado.

Aos **colegas** de Pós-Graduação, pelo convívio, amizade, companheirismo, que se estabeleceram durante esta etapa.

Ao **Laboratório Vaiazzi**, em especial ao Rômulo Gavazzi Netto, Antonio Vaiano Junior (Toninho), Gregório Durval Lopes Trigo, pela ajuda e esforço, em executar este trabalho. Parabéns pelo ambiente de trabalho.

Ao **Laboratório Proden**, em especial ao Plínio Roberto Neto, Márcio Rizzo Pereira, Estael Pereira Barros, pela ajuda e esforço, na execução deste trabalho.

Ao **Laboratório Tabajara**, em especial ao Tabajara Francesco, Givanildo Tanan da Silva, pela ajuda e esforço, na execução deste trabalho.

Ao **Laboratório Fera**, em especial a Rosângela dos Santos Leite, Danielle Silva Rocha, Érick Embacher, pela paciência, dedicação e Fé, na execução deste trabalho.

À Sra. **Inês**, técnica do laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pelo convívio, sempre solícita em ajudar, pelas conversas e cafés.

Ao **CTA** Comando Tecnológico Aeroespacial –, pela utilização dos diversos laboratórios e equipamentos deste comando.

À **Divisão de Odontologia** do **CTA**, pelo apoio e compreensão, durante este período de estudo.

Aos Engenheiros **Dalcy Roberto dos Santos, Elisabeth , Rodolfo Q. Padilha e, Fábio Rogério de Oliveira Moraes** do Departamento de Materiais raros (AMR) – CTA, pela execução deste trabalho.

Ao Engenheiro **Prof. Dr. Antonio Carlos Guastaldi**, pela conversa, disposição, orientação deste trabalho.

Ao Engenheiro **Prof. Dr. Camilo Daleles Rennó**, pela realização da parte estatística.

À **Sra. Ângela de Britto Bellini** pela revisão e correção das normas bibliográficas.

Às **Sras. Suzana e Eliane**, secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, sempre atenciosas.



Às secretárias do Departamento de Pós-Graduação, **Sras. Rosemary Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pela atenção, paciência, disposição.

Aos seguranças da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Sra.Cláudia Aparecida do Carmo, Srs Aloísio Sérgio da Silva, Edmilson Aparecido Silva, Edson da Silva, Gentil Machado, Hélio Rodrigues Cassiano, José Rubens Vieira e Manoel Santana da Silva**, pelo convívio e paciência de inúmeras vezes incomodá-los em entrar e sair do Campus da UNESP.

A todos aqueles que de forma direta ou indireta contribuíram na realização deste trabalho. Às pessoas que minha memória traiu, presto meus sinceros agradecimentos, minha eterna gratidão.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	12
LISTA DE QUADROS .....	12
LISTA DE TABELAS .....	16
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	17
RESUMO .....	20
1 INTRODUÇÃO.....	21
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	24
2.1 Métodos de fundição de ligas odontológicas .....	24
2.2 Ensaio mecânicos.....	27
2.3 Adesão metal/cerâmica .....	35
2.4 Ciclagem térmica e mecânica.....	48
3 PROPOSIÇÃO.....	55
4 MATERIAL E MÉTODO .....	56
4.1 Confecção dos corpos-de-prova .....	56
4.1.1 Enceramento .....	56
4.1.2 Técnicas de fundição .....	58
4.1.2.1 Maçarico e centrífuga elétrica .....	59
4.1.2.2 Indução .....	62
4.1.2.3 Plasma .....	64
4.1.3 Desinclusão e tratamento das estruturas metálicas .....	67
4.1.4 Aplicação do revestimento cerâmico.....	69
4.2 Ciclagem térmica e mecânica.....	77
4.2.1 Ciclagem térmica .....	77
4.2.2 Ciclagem mecânica .....	77
4.3 Ensaio mecânico.....	78
4.4 Análise em microscopia.....	80

4.4.1 Análise em estereomicroscópio.....	80
4.5 Análise estatística dos dados .....	80
5 RESULTADOS .....	82
5.1 Ensaio de cisalhamento .....	82
5.2 Análise em microscopia.....	85
6 DISCUSSÃO.....	89
7 CONCLUSÕES.....	98
8 REFERÊNCIAS .....	99
APÊNDICES.....	106
<i>ABSTRACT</i> .....	111

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Dispositivo para o enceramento: a) base metálica, anel metálico, êmbolo para remoção; b) confecção do padrão em cera; c) remoção do padrão em cera. ....	57
FIGURA 2 – Padrões em cera: a) CP encerado; b) Dimensões finais. ....	58
FIGURA 3 – Fórmula para calcular a quantidade de liga necessária para o processo de fundição por maçarico e indução. ....	59
FIGURA 4 – Conjunto com 10 cp. ....	61
FIGURA 5 – Revestimento: a) Inclusão; b) Recorte do anel. ....	61
FIGURA 6 – Técnica de fundição por maçarico a) centrífuga elétrica; b) maçarico. ....	61
FIGURA 7 – Liga: a) estado sólido; b) estado líquido. ....	62
FIGURA 8 – Processo de confecção do CP: a) CP na base do anel; b) CP sendo incluído. ....	63
FIGURA 9 – Equipamentos utilizados para indução: a) máquina de fundição por indução; b) cadinho com liga metálica. ....	63
FIGURA 10 – Preparo do anel: a) anel em posição, b) após fundição ....	64
FIGURA 11 – Fórmula para obter a quantidade da liga para processo de fundição por plasma. ....	65
FIGURA 12 - Preparo para fundição a) CP; b) preenchimento do anel com revestimento; c) máquina de fundição por plasma; d) compartimento superior e inferior; e) descarga elétrica fundindo a liga. ....	67
FIGURA 13 – Resultado / aparência dos padrões metálicos após desinclusão: a) padrões metálicos método maçarico; b) padrões metálicos método indução. ....	68

FIGURA 14 - Dispositivo para jateamento .....	69
FIGURA 15 – Lavagem em ultra-som: a) em água destilada; b) em álcool isopropílico .....	69
FIGURA 16 – Forno Vacumat (VITA).....	70
FIGURA 17 – Pó cerâmico: a) Wash opaque, b) Opaque (opaco), c) Base dentine (cerâmica de corpo); d) Líquido da cerâmica...	71
FIGURA 18 – Aplicação da cerâmica: a) wash opaque pré- sinterização; b) CP pós-sinterização.....	71
FIGURA 19 – Sinterização do opaco: a) consistência; b) remoção do excesso de opaque; c) CP pós-sinterização.....	72
FIGURA 20 – Preparo para aplicação da cerâmica: a) dispositivo para aplicação da cerâmica; b) isolamento do dispositivo de Teflon.....	72
FIGURA 21 – Aplicação da primeira camada de cerâmica de corpo: a) preenchimento do dispositivo; b) vibração do dispositivo para assentamento da cerâmica; c) remoção do CP do dispositivo de teflon; d) remoção do excesso da cerâmica de corpo; e) pré-sinterização; f) pós-sinterização.....	74
FIGURA 22 – Sinterização da segunda camada da cerâmica de corpo: a) pré-sinterização; b) pós-sinterização.....	75
FIGURA 23 – Condições do conjunto metal-cerâmica: a) dispositivo de cisalhamento; b) parte externa; c) parte interna; d) desenho esquemático.....	76
FIGURA 24 – Configuração final do CP (metal e cerâmica). .....	76
FIGURA 25 – Aparelho e dispositivo para ciclagem mecânica. ....	78
FIGURA 26- a) máquina Instron 7301 b) detalhe da maquina Instrum com o dispositivo de cisalhamento.....	79
FIGURA 27 – Representação gráfica das médias (barras) e desvio padrão (linhas verticais) dos dados de resistência obtidos no ensaio de cisalhamento, de acordo com os métodos de fundição.....	83

FIGURA 28 – Grupo maçarico sem ciclagem. ....	85
FIGURA 29 – Grupo maçarico com ciclagem. ....	86
FIGURA 30 – Grupo indução sem ciclagem.....	86
FIGURA 31 – Grupo indução com ciclagem.....	87
FIGURA 32 – Grupo plasma sem ciclagem.....	87
FIGURA 33 – Grupo plasma com ciclagem.....	88

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Ciclo de sinterização da cerâmica .....	70
Quadro 2 – Especificações da liga, segundo o fabricante. ....	106
Quadro 3 – Propriedades físicas da cerâmica VM13, segundo especificações do fabricante. ....	107

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média ( $\pm$ desvio padrão) dos dados de resistência ao cisalhamento, obtidos em corpos de prova fundidos por três técnicas e duas condições de ciclagem.....	82
Tabela 2 - Teste de análise de variância (ANOVA) para os dados de resistência ao cisalhamento (MPa) obtidos no ensaio mecânico.....	84
Tabela 3 - Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais, após aplicação do teste de Tukey (5%).....	84
Tabela 4 – Grupo: maçarico .....	108
Tabela 5 – Grupo : indução .....	109
Tabela 6 – Grupo: plasma.....	110



## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A.S.T.M.	American Society for Testing and Materials
Ag	Prata
Al	Aluminio
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de alumínio
Au	Ouro
Be	Berílio
C	Carbono
Cl	Cloro
Cm	Centímetro
Co	Cobalto
Cp	Comercialmente puro
CP	Corpo-de-prova
CPs	Corpos-de-prova
Cr	Cromo
Cr <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de cromo
Cu	Cobre
EDS	Espectroscopia de Energia Dispersiva
Ed.	Edição
et al.	et al.ali (e outros)
Fe	Ferro
G	Gramas
g/cm <sup>2</sup>	Gramas por centímetro quadrado

g/cm <sup>3</sup>	Grama por centimetro cúbico
Ga	Gálio
GLP	Gás Liquefeito de Petróleo
H	Hidrogênio
Hg	Mercúrio
Hz	Hertz
Ir	Írídio
J/m <sup>2</sup>	Joule por metro quadrado
K	Potássio
L	Litros
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mg	Magnésio
±	Mais ou menos
μm	Micrometro
Mm	Milimetro
Min	Minuto
MPa	Megapascal
Mo	Molibidênio
N / mm <sup>2</sup>	Newton por milímetro ao quadrado
N	Nitrogênio
Ni	Níquel
Nb	Nióbio
Nm	Nanômetro
O	Oxigênio
°C	Grau Celsius
°F	Grau Fahrenheit
PPF	Prótese parcial fixa

PC	Padrões em cera
Pd	Paládio
Pol	Polegada
Psi	Libra por polegada quadrada
Pt	Platina
QM	Quadrado médio
SQ	Soma dos quadrados
S	Enxofre
S	Segundo
Si	Silício
Sn	Estanho
Ta	Tântalo
Ti	Titânio
TiO <sub>2</sub>	Óxido de Titânio
V	Vanádio
X	Vezes
?	Alfa
?	Beta

ALONSO, A. A. **Estudo comparativo da influência de diferentes métodos de fundição na resistência da interface metal-cerâmica, por meio do teste de cisalhamento.** 2006. 111 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.

## RESUMO

Este trabalho avaliou a influência de três diferentes métodos de fundição (maçarico e centrífuga elétrica – G1, indução eletromagnética – G2 e plasma – G3), sobre a interface de uma liga metálica de Pd-Ag-Sn e uma cerâmica odontológica de cobertura.

Foram encerados para cada método de fundição 30 padrões em cera. Os padrões em cera foram incluídos e fundidos de acordo com as especificações de cada fabricante de equipamentos de fundição. Após o processo de sinterização da cerâmica, os corpos de prova (CP) foram divididos em dois subgrupos. Um subgrupo foi submetido diretamente ao ensaio mecânico de cisalhamento, e o outro recebeu ciclagem térmica e mecânica, seguido do ensaio mecânico de cisalhamento. Então, para cada método de fundição (n=24), metade dos CP receberam ciclagem térmica e mecânica (n=12), e a outra metade os CP não foram ciclados. Após o cisalhamento, os CP foram examinados em estereomicroscópio, para verificação do padrão de fratura. Os valores coletados durante o ensaio de cisalhamento receberam análise estatística, (ANOVA e teste de Tukey), com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram os seguintes valores (média ± desvio padrão), para os subgrupos sem ciclagem: 108,35 ± 22,97 MPa para o maçarico; 103,64 ± 28,28 MPa para a indução; 93,79 ± 11,07 MPa para o plasma; para o sub grupo com ciclagens: 97,96 ± 18,30 MPa para o maçarico; 62,34 ± 11,26 MPa para a indução; e 58,10 ± 10,66 MPa para o plasma. Conclui-se que os grupos Plasma com ciclagem e Indução com ciclagem apresentam médias dos resultados semelhantes e menores que os demais.

**PALAVRAS-CHAVE:** Ligas metalo-cerâmicas; resistência ao cisalhamento; cerâmica; técnica de fundição odontológica, ciclagem térmica, ciclagem mecânica, análise de variância.

## 1 INTRODUÇÃO

Morris & Asgar<sup>52</sup> (1975) relatam que a técnica da cera perdida foi introduzida na Odontologia por Philbrook em 1897, mas foi Taggart, em 1907, quem publicou o artigo que se tornou um marco para a Odontologia. A partir desse trabalho, conjugado com o uso do ouro, a técnica de fundição foi impulsionada.

As ligas áuricas apresentam excelentes propriedades, tais como: resistência à corrosão, biocompatibilidade, alta densidade. Além dessas propriedades, temos as propriedades mecânicas, que facilitam seu poder de cópia em peças fundidas.

No início de 1930, ocorreu um desenvolvimento de ligas alternativas, devido ao alto custo das ligas áuricas (DHARMAR<sup>20</sup> et al., 1993). As ligas alternativas que continham outros elementos metálicos nobres e não nobres foram introduzidas também para melhorar as propriedades físicas e mecânicas das restaurações metalo-cerâmicas (ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005).

Craig & Powers<sup>17</sup> (2004) definem as restaurações metalo-cerâmicas como sendo uma infra-estrutura metálica, recoberta por várias camadas de cerâmica, unidas quimicamente. A infra-estrutura de metal sustenta a cerâmica e a torna mais durável sob cargas mastigatórias. Essas restaurações possuem resistência suficiente para serem utilizadas como próteses fixas unitárias ou P.P.F. extensas, tanto em dentes anteriores como posteriores.

Apesar da melhoria da cerâmica dental, para utilização sem a infra-estrutura metálica, essa técnica apresenta alguns aspectos negativos relacionados às propriedades mecânicas que limitam suas indicações em diversos casos clínicos. Portanto, as próteses metalo-

cerâmicas ainda possuem seu lugar na odontologia, e o maior conhecimento do comportamento das mesmas se justifica para a melhoria ainda maior de suas propriedades físicas.

O sucesso das restaurações metalo-cerâmicas depende da união entre a cerâmica e a estrutura metálica (YILMAZ & DINÇER<sup>79</sup> 1999, CRAIG & POWERS<sup>17</sup>, 2004; ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005), porém o mecanismo de adesão, para o qual existem vários conceitos e teorias, divididos em tensão causada por forças de cisalhamento, tração, flexão, e torção ainda necessita maiores estudos (HAMMAD & TALIC<sup>29</sup>, 1996).

Os testes de fadiga mecânica, controlados em ambiente úmido parecem constituir-se nos métodos que melhor predizem o comportamento clínico de diferentes materiais e técnicas restauradoras (WHITE et al.<sup>76</sup>, 1996; POLJAK-GUBERINA et al.<sup>58</sup>, 1999; DIAS<sup>21</sup>, 2002; ITINOCHE<sup>36</sup>, 2002). A ciclagem térmica, na união metalo-cerâmica, induz tensões repetidas na interface metal-cerâmica, resultando numa diminuição da resistência de união (PROBSTER et al.<sup>60</sup>, 1996; POLJKA-GUBERINA et al.<sup>58</sup>, 1999; TRÓIA et al.<sup>71</sup>, 2003). Além disso e demonstra que os coeficientes de expansão térmica da cerâmica e da liga podem afetar seriamente a resistência de união.

Alguns estudos têm demonstrado que a fundição de ligas nobres e básicas em ambiente não controlado expõe o metal a absorver gases e elementos deletérios, como o nitrogênio, oxigênio, oriundos do ar atmosférico (STRANDMAN & GLANTZ<sup>68</sup>, 1976; ENGSTROM et al.<sup>25</sup> 1982).

As ligas odontológicas à base de titânio merecem um tratamento diferenciado, em que diversas máquinas de fundição, associadas a diferentes fontes de calor, foram introduzidas. Essas máquinas apresentam certas particularidades, como um ambiente controlado com a presença de um gás inerte e uma fonte de calor (VOITIK<sup>74</sup>, 1991; ZINELIS<sup>80</sup>, 2000), que, a priori, não introduz nenhum contaminante na liga.

A absorção de gases é baseada na reação entre o metal e elementos presentes na atmosfera ambiente, porém a dissolução de gases no metal fundido é extremamente dependente do tempo de aquecimento, composição da liga e métodos de fundição. (TAJIMA et al.<sup>69</sup>, 1984).

Com o avanço científico e tecnológico, vemos o desenvolvimento de equipamentos que controlam os ambientes de fundição para que não haja incorporação de elementos indesejáveis à liga e também fontes de calor que não conduzam à formação de substâncias deletérias à liga.

Um conhecimento ainda maior da influência dos métodos de fundição disponíveis no mercado odontológico se torna, pois, importante para esse passo.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Métodos de fundição de ligas odontológicas

Diversos tipos e modelos de máquinas de fundição estão disponíveis para realizar fundição odontológica.

As ligas metálicas podem se fundidas à custa de forno de resistência elétrica, maçarico, equipamento de fundição de alta frequência. No forno de resistência elétrica, ocorre o que se denomina de fusão da liga, tanto por indução quanto por contato direto. No equipamento de fundição de alta frequência à vácuo e nos procedimentos com maçarico, a liga é fundida.

Na busca de ligas alternativas, surgiram as ligas de Ni-Cr e Co-Cr, de alta temperatura de fusão, sendo necessária a introdução de novas misturas de gases que apresentassem uma maior potência calorífica, como GLP-oxigênio, e oxigênio-acetileno.

Lewis<sup>43</sup>, (1975), descreveu o método da indução que apresenta como particularidade o rápido incremento da temperatura, o que de certa forma aumenta o risco de um superaquecimento, podendo levar a maior porosidade, quando comparada com o maçarico.

Strandman & Glantz<sup>68</sup>, (1976), discorreu sobre os cuidados no manuseio do maçarico, que apresenta uma técnica relativamente simples. O autor relata que o profissional deve ficar atento à correta mistura entre os gases, para que seja alcançada uma chama regulada (zona redutora) de forma adequada, evitando, assim, um maior tempo para a fusão do metal, o que levaria a uma excessiva oxidação ou



à inclusão de gases. Um desequilíbrio na mistura de gases, tempo de aquecimento, distância da chama e repetidas fusões pode levar à maior absorção de carbono pela liga.

Eames & MacNamara<sup>23</sup>, (1978), relatam que, para a injeção da liga, a utilização de centrífuga, com o auxílio ou não de vácuo, ou máquinas que empregam a pressão, com ou sem auxílio de vácuo, conduz a fusibilidades semelhantes.

Compagni, et al.<sup>16</sup>, (1984), estudando a integridade marginal, diz ser excelente, a fonte de maçarico, indução, e resistência elétrica, sendo que esta última apresenta a tendência de produzir fundições com grãos cristalinos maiores.

Asgar & Arfaei<sup>5</sup>, (1985), estudaram três ligas metálicas e cinco métodos de fundição (resistência elétrica e vácuo/ pressão de ar; resistência elétrica/ centrífugação; chama de maçarico gás-ar/ centrífugação; indução/ centrífugação; chama de maçarico gás-ar/ pressão de ar). Concluíram que houve diferenças entre máquinas de fundição e entre ligas. O efeito das máquinas de fundição foi significativo em termos de fusibilidade. Apenas um método de fundição não foi aceitável, porque produziu uma fundição de qualidade inferior. Entretanto, relata ainda que esse mesmo método deva ser testado com outro tipo de revestimento e comparado com outros métodos de fundição, para uma melhor avaliação.

Voitik<sup>74</sup>, (1991), comenta sobre os problemas no processo de fundição do titânio, enfatizando a necessidade do controle da atmosfera, normalmente através do preenchimento da câmara onde é feita a fusão em ambiente com um gás inerte.

Mondelli<sup>50</sup>, (1995), citou o sistema de fusão pela indução eletromagnética, processo em que a liquefação da liga é alcançada pelo uso de um campo elétrico de alta frequência, desenvolvido no cadinho por meio de uma espiral de cobre resfriada por água. Relatou que existem inúmeras alternativas de se fundirem as ligas odontológicas. Inicialmente,

o uso do maçarico gás-ar comprimido foi utilizado para fundição de ligas áuricas, por apresentar uma baixa temperatura de fusão, em torno de 871° C a 1038° C. O autor descreve sobre a possibilidade de se realizar a fusão através dos sistemas elétricos, mais conhecidos como fornos elétricos, em que uma mufla é acoplada no braço da centrífuga. A grande vantagem desse sistema de fusão é que a temperatura pode ser controlada por meio de um mostrador, eliminando assim o controle visual do operador. Entretanto, o sistema elétrico apresenta um tempo maior para o aquecimento da liga quando comparado com o uso do maçarico que, de certa forma, pode levar a uma maior oxidação do metal.

Bezzon et al.<sup>8</sup>, (1998), observaram que é necessário que o operador se familiarize com o tipo de liga, já que uma dificuldade inerente ao processo é a determinação do momento ideal para a liberação da centrífuga, para que se evite um possível sub ou superaquecimento, quando o maçarico é usado.

Craig & Powers<sup>17</sup>, (2004), citam que uma das formas de reconhecer um bom ajuste na mistura dos gases é a visualização dos cones bem definidos formados por essa mistura, descritos como cones interno e externo de intensidades de cores diferentes, que apresentam áreas de diferentes temperaturas e zonas, que propiciam maior ou menor oxidação. Os autores também relatam que existem equipamentos cuja injeção do metal líquido é efetuada por força centrífuga. Esses podem ser movidos por molas ou eletricamente. Existem ainda variações quanto ao plano de rotação da centrífuga, horizontal ou vertical. Outra variável é em relação ao braço da centrífuga, que pode ser articulado ou não. Em outros equipamentos, o sistema de injeção se dá por pressão de ar comprimido. Em alguns sistemas desse tipo, são encontradas máquinas em que a injeção do metal é auxiliada com o uso de sucção, normalmente denominada de vácuo.

Dessa forma, parece oportuna a possibilidade de se utilizarem os equipamentos de controle mais apurados, como fontes de

indução eletromagnética e atmosfera controlada, em comparação com os meios tradicionais como maçarico e centrífuga de mola na fundição de ligas alternativas ou de metais básicos.

## 2.2 Ensaio mecânicos

Riley<sup>62</sup> (1977) relatou que, apesar da ciência dos materiais poder indicar as propriedades físicas que uma liga ideal deve possuir, não poderia dizer certamente ao clínico qual das diferentes ligas deveria ser utilizada na confecção de restaurações metalo-cerâmicas, já que condições bucais como tensões funcionais e parafuncionais são difíceis de analisar previamente. A maioria dos pesquisadores concorda que a adesão é o resultado da combinação das forças de Van der Waals, forças de adesão compressivas, originadas pelas diferenças de coeficientes de expansão térmica de cada material. O problema é observado nos valores relatados pelas pesquisas que são obtidos com testes e condições diferentes, resultado da inexistência de um método universal aceito para a avaliação da resistência à união.

Anusavice et al.<sup>3</sup> (1980) estudaram onze testes que avaliam a união metal/cerâmica por distribuição do estresse interfacial ao cisalhamento, usando análise de elementos finitos. Afirmam os autores que, em muitos casos, o principal esforço aplicado pode ser uma tensão natural que pode causar uma alta incidência de fraturas coesivas no interior da cerâmica. Os testes foram: RPS I (cisalhamento paralelo regular – carga na interface), RPS II (cisalhamento paralelo regular – carga distribuída), CS (cisalhamento interfacial cônico), PULL (teste de compressão), PUSH (teste de tensão), TS (tensão ao cisalhamento), SF (flexão de arco semicircular), 3BC (teste dos três pontos – cerâmica sobre compressão), 4BC (teste dos quatro pontos – porcelana sob tensão). O

efeito de concentração de estresse foi significativa em dez dos onze testes, exceto no RPS I. A alta probabilidade de falha de tensão dentro da cerâmica ou na região interfacial foi encontrada em oito dos onze testes analisados, exceto nos grupos RPS I, 3BC, 4BC.

Malhotra & Maickel<sup>46</sup> (1980) demonstraram as variações no ensaio de cisalhamento, utilizado para avaliar a adesividade entre metal e porcelana, comparando duas modalidades de testes: compressão e tensão. Foram utilizadas uma liga metálica (Ceramco Gold, J. Aderer Inc), e uma porcelana (Ceramco Porcelain, Ceramco Inc.). O método de fundição utilizado foi o maçarico gás-oxigênio e uma centrífuga padrão. Os CP foram jateados, lavados com água destilada em ultra-som por 10 minutos, e então sofreram degaseificação no ar, em um forno pré-aquecido, com temperatura inicial de 1.200° F e temperatura final de 1900° F. Os ensaios foram realizados e observou-se diferenças nos resultados entre os dois testes, sendo que o método de teste de compressão mostrou valores maiores de resistência adesiva (12000 psi) que o teste de tensão (9700 psi).

Malhotra & Maickel<sup>47</sup> (1980) avaliaram a resistência ao cisalhamento da união formada pelas combinações entre três porcelanas (Biobond, Vita e Ceramco) e cinco ligas (Ceramco Gold, Ceramco L", Cer-Mate", Ceramco White, Pors-On) com diferentes porcentagens de ouro. Os anéis foram aquecidos da temperatura ambiente até 1.350° F e esperou-se mais uma hora nessa temperatura até o momento da fundição. O método de fundição utilizado foi o maçarico, com chama de gás-oxigênio e uma centrífuga padrão. Os CP foram jateados, lavados com água destilada em ultra-som por 10 minutos e, então, foram oxidados em um forno para cerâmica, com temperatura inicial de 1.200° F e temperatura final de 1.900° F, e posteriormente resfriados na bancada à temperatura ambiente. Utilizaram o ensaio de cisalhamento para avaliar a união metal/cerâmica por meio dos testes de compressão e tensão. Os autores concluíram que não houve uma cerâmica mais apropriada para

todas as ligas e que o ensaio de cisalhamento é um método efetivo para avaliar a adesão metal/cerâmica.

Chong et al.<sup>15</sup> (1980) estudaram a resistência ao cisalhamento da interface entre ligas não nobres à base de ouro e materiais cerâmicos. Utilizaram uma ponta de aço em forma de cinzel para promover a ruptura entre os materiais, aplicando força com trajetória paralela ao plano formado pela interface dos materiais com velocidade de 1,0 mm/min. Relataram ser impossível desenvolver um teste que simulasse todas as situações clínicas e sugeriram que o teste de cisalhamento deveria apresentar os seguintes requisitos: avaliar somente a resistência ao cisalhamento; apresentar performance simples; avaliar amostras com desenho simples; ter poucas variáveis; o único tipo de aderência deve ser a união das faces; avaliar quantitativamente dos dados.

Drummond et al.<sup>22</sup> (1984) verificaram a influência do armazenamento em água, na resistência ao cisalhamento de sistemas metalo-cerâmicas. Foram utilizadas duas ligas, sendo uma áurica (PG+, Englehard) e uma não-nobre (Unibond, Unitek). Os CP foram submetidos aos testes de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron. O processo de envelhecimento artificial das amostras mostrou decréscimo estatisticamente significativo nos valores de resistência ao cisalhamento, após 12 meses de armazenamento. Também foram observados valores superiores de resistência da liga nobre em relação à não-nobre.

Hammad et al.<sup>30</sup> (1987) avaliaram a resistência de união metal/cerâmica, utilizando um teste de cisalhamento de “interface circular” desenhado para prevenir o movimento durante a aplicação e as queimas da cerâmica. As vantagens foram: o fato de considerar a resistência friccional e o módulo de elasticidade entre os materiais constituintes como não crítico; a direção da força diretamente na interface metal/cerâmica; - a obtenção de uma camada de opaco homogênea nas amostras; e a

presença de falhas interfaciais consistentes. Entretanto, a precisão do desenho das amostras foi a exigência para a confiabilidade do teste.

Mackertt et al.<sup>45</sup> (1988) desenvolveram um dispositivo para flexionar amostras biaxialmente até um raio de curvatura pré-determinado que, ao ser aplicada uma força em aparelho de ensaios universal, necessária para fraturar a porcelana, essa não fosse suficiente para fraturar o metal. Utilizaram sete ligas compatíveis com cerâmica, à base de ouro e níquel-cromo, com dez amostras em cada grupo. As amostras foram posicionadas com a face metálica em contato com a ponta ativa do aparelho, que desenvolveu à força a velocidade de 5,0 mm/min. O ponto onde as amostras atingiram a força de deflexão máxima foi registrado. Ao microscópio eletrônico de varredura, as amostras mostraram boa aderência da porcelana. Embora a maior parte tenha sido fraturada, uma fina camada permaneceu aderida em aproximadamente 62% da superfície medida. Apesar da forte correlação entre aderência de óxidos e a união metal-porcelana, os autores sugeriram cautela quanto ao teste utilizado para provar a aderência dos óxidos. As interfaces das ligas cerâmicas que formam óxidos com fraca aderência têm comportamento diferente das que formam ligações fortes, do tipo interdigitação em direção ao metal. Não foi conclusivo se essa interdigitação ocorre acidentalmente por meio de outros processos que são realmente responsáveis pela união óxido-metal, ou se essas configurações morfológicas são importantes na aderência do óxido ao metal.

Hammad & Stein<sup>28</sup> (1990) avaliaram os efeitos de vários e repetidos ciclos de queima, tipos de ligas na resistência adesiva da união cerâmica/metal, por meio de um teste de cisalhamento especificamente na interface do opaco/metal e da junção opaco/corpo da cerâmica. A liga nobre Olympia (Jelenko & CO), a liga de metal básico V&P Talladium (Talladium Inc.) e duas cerâmicas, Vita VMK 68 (Vident) e Ceramco II (Ceramco Inc.) foram utilizadas. A combinação Talladium/Ceramco II mostrou uma resistência adesiva significativamente maior que

a combinação Olympia/ Ceramco II. Com relação à porcelana Vita, não houve diferenças estatisticamente significantes para ambas as ligas. Concluíram que, incrementando-se a temperatura de queima, aumentava significativamente a resistência de adesão para ambos os sistemas, enquanto o número maior de queimas diminuía. Os autores salientaram que não existe um teste ideal que registre a resistência adesiva precisa na interface metal/cerâmica. O problema principal é falta de teste padronizado para a interpretação e correlação clínica.

Stannard et al.<sup>67</sup> (1990) utilizaram o teste de resistência ao cisalhamento planar da união metal/cerâmica, nas combinações de duas cerâmicas e duas ligas nobres que continham aproximadamente 50% de ouro (WillCeram/W1 e Vita/Olympia). Sobre os CP, aplicou-se o opaco e a porcelana de corpo, segundo as especificações de cada fabricante, e a cerâmica foi testada após um, três, cinco, sete, e nove diferentes ciclos de queima. As amostras tiveram o formato de discos metálicos aderidos a cilindros de cerâmica, que foram incluídos em resina acrílica antes de realizar o ensaio mecânico. O ensaio foi realizado em uma máquina universal de teste, "Instron 4202", a uma velocidade de 0,5 mm/min. Não houve redução significativa na adesão entre as camadas do opaco e dos metais. Destacaram que a confecção e geometria das amostras, assim como a espessura do material cerâmico, devem ser consideradas como importantes para aplicação deste teste.

Hammad & Talic<sup>29</sup> (1996) escreveram um artigo cujo objetivo era de informação e familiarização de clínicos e pesquisadores a respeito dos vários tipos de testes e achados relativos à resistência de união da interface metalo-cerâmica de algumas metodologias empregadas. Os autores comentaram que a avaliação da adesão metalo-cerâmica torna-se dependente da padronização do teste, interpretação e correlação clínica dos resultados. É provável que somente um teste não possa mensurar de forma absoluta a união da cerâmica ao metal, exceto em casos em que a resistência de união seja menor do que a resistência

coesiva da cerâmica. Em grande parte dos estudos foram utilizados os seguintes testes: cisalhamento, tensão, cisalhamento com tensão, flexão e torção. É importante avaliar o tipo das falhas entre metal e cerâmica após os testes, em que falhas coesivas dentro da cerâmica são uma indicação para adesão clinicamente aceitável da interface. Concluiu-se que a melhor avaliação da adesão na interface metal-cerâmica pode ser baseada em variáveis experimentais controladas e na menor quantidade de tensões residuais na interface metal-cerâmica.

O'Connor et al.<sup>53</sup> (1996) compararam a adesão existente entre 17 ligas odontológicas e uma cerâmica (Ceramco II). As amostras foram submetidas a ensaios mecânicos até sua fratura, e a adesão quantificada de acordo com a cerâmica remanescente na porção metálica da amostra. Essa análise foi feita com a utilização de espectroscopia de energia dispersiva de raios – X, acoplada a um microscópio eletrônico de varredura para delimitação da área. Com exceção de um grupo (Ni-Cr-Be), as ligas nobres que continham elementos como Au, Ag, Pd, promoveram união mais efetiva quando comparadas às ligas à base de Ni, Cr e Co.

Itinoche<sup>35</sup> (1999) elaborou um dispositivo para o teste de cisalhamento, utilizando, na interface metal/resina, um dispositivo cilíndrico com adaptação planificada em uma das paredes, contendo no seu interior, outro cilindro de mesmo formato justaposto, contendo um orifício de 4 mm na superfície plana. A superfície plana do dispositivo externo, com 4 mm de espessura, possuía as mesmas medidas na porção metálica dos CP, com 4 mm de diâmetro, e quando os CP eram introduzidos, a porção metálica situava-se no dispositivo externo e a porção do material estético, no dispositivo interno, ocorrendo a força de cisalhamento na interface metal/resina.

Bezzon et al.<sup>9</sup> (2001) realizaram testes de resistência adesiva entre metal e cerâmica e de fusibilidade e dureza para duas ligas comerciais livres de Be (Verabond II e Wiron 99), uma experimental sem



Be, contendo Nb e/ou Mo (E3), e outra experimental de Ni-Cr com Be a 1,1% (H). O teste de adesão da cerâmica ao metal foi realizado de forma a determinar a força de cisalhamento necessária para romper a adesão de um anel de cerâmica, aplicado em torno de bastões cilíndricos de metal. Não houve diferenças estatisticamente significantes para os testes de resistência adesiva.

Elias & Lopes<sup>24</sup> (2001) descreveram que, além dos ensaios realizados pela indústria fornecedora de materiais e equipamento, pesquisas são executadas com o objetivo de prever o comportamento do material ou instrumento ou, até mesmo, avaliar os novos materiais desenvolvidos. Cada ensaio tem por objetivo quantificar uma determinada propriedade, fazendo com que os ensaios sejam complementares. Não existe 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. Os CP com formas e dimensões padronizadas são testados em máquinas e equipamentos em condições de temperatura e taxa de carregamento que possam prever o comportamento do material em uso.

Scolaro & Valle<sup>66</sup> (2002) estudaram a resistência de união de uma liga de Pd-Ag (Pors-On 4) com três cerâmicas (Ceramco, Noritake, e Vita VMK 68), utilizando forças de cisalhamento na interface metal/cerâmica, além de testar a metodologia e as características de manipulação dos materiais. Uma matriz cilíndrica foi usada para a preparação dos padrões metálicos, aplicação das cerâmicas e execução dos testes de cisalhamento. Trinta padrões metálicos receberam duas camadas de opaco e duas camadas de cerâmica de corpo. Os testes de cisalhamento foram executados em uma máquina de ensaios universal a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os valores de resistência de união foram 28,21 MPa (Ceramco), 28,96 MPa (Noritake) e 24,11 MPa (Vita VMK68). Não houve diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ). Concluíram

que os três sistemas cerâmicos são satisfatórios para a utilização com a liga selecionada.

Craig & Powers<sup>17</sup> (2004) descreveram que uma variedade de testes foram desenvolvidos para mensurar a resistência de união entre dois materiais, tais como a ligação das porcelanas e dos compósitos de laboratório ao metal, cimentos ao metal ou polímeros etc. A maioria dos testes é designada para avaliar a união ao teste de tração, e, poucos, principalmente os que avaliam a união das cerâmicas aos metais, avaliam a união sob cisalhamento. A resistência ao cisalhamento é a tensão máxima que o material pode suportar antes de falhar, quando uma carga axial é aplicada para empurrar um material sobre outro.

Anusavice<sup>2</sup> (2005) relata que a resistência é uma propriedade mecânica do material que garante que a prótese atenda às funções para as quais foi desenhada de maneira adequada, segura e por um tempo razoável. A resistência se refere à capacidade de a prótese resistir às tensões induzidas, sem que haja fratura ou deformação permanente. Elas podem ser: tensões à tração, de cisalhamento ou de compressão. É verdade que, em condições experimentais, quanto mais longe de uma interface a força for aplicada nos testes de resistência ao cisalhamento, maior será a tendência de ocorrer falha por tração em vez de falha por cisalhamento, porque o potencial para tensões por flexão aumenta nessas situações.

Kojima et al.<sup>40</sup> (2005) compararam o efeito de três dispositivos para cisalhamento (ISO, Fita, Pistão), verificando a distribuição das tensões, por análise de elementos finitos e, por MEV o aspecto morfológico da região de fratura. Pela técnica da cera perdida, foram obtidos 12 CP para cada grupo, com 4,0 X 4,0 mm de estrutura metálica e 4,0 X 4,0 mm de estrutura cerâmica. Foram utilizadas a liga de Ni-Cr, Wiron 99 e a cerâmica Vita Omega 900. Os valores médios de resistência de união obtidos para os grupos foram: ISO:  $38,74 \pm 7,62$ ; Fita:  $23,34 \pm 4,21$ ; Pistão:  $58,16 \pm 14,84$ . Os cálculos das tensões pela análise

de elementos finitos confirmaram a presença de grande concentração de tensão no teste de resistência ao cisalhamento preconizado pela norma ISO, seguido pelo teste da fita e com uma distribuição melhor e mais homogênea para o dispositivo pistão. O estudo mostrou que o dispositivo pistão obteve melhores resultados do que os métodos convencionais ISO 11405 e fita. No teste realizado com o cinzel, ocorreu a fratura inicialmente na cerâmica, na região onde havia o contato com o cinzel. Pequenas ilhotas de cerâmica permaneceram sobre o metal na região onde ocorreu o carregamento, caracterizando uma fratura coesiva. No teste realizado com a fita, grandes quantidades de ilhotas de cerâmica, quando comparadas com os outros grupos, permaneceram sobre o metal (fratura em meia lua), indicando uma falha coesiva. Essa característica pode ser explicada pela existência de uma alavanca no momento desse teste, além da ocorrência de deformação da fita de aço. No teste realizado com o pistão, foi observada em alguns CP, uma fina quantidade de opaco, demonstrando que houve melhor distribuição das forças e melhor capacidade de avaliação da interface de união. As falhas foram classificadas como adesivas.

### **2.3 Adesão metal/cerâmica**

Sced & McLean<sup>65</sup> (1972) realizaram um estudo com o propósito de avaliar as causas de falha na interface metal-cerâmica. Um dispositivo para o teste foi fabricado, com uma interface metal-cerâmica cônica de área definida. Esse cone adaptado para o teste foi usado para permitir que o ângulo de falha na porcelana opaca (Vita VMK 68, Vita) ocorresse na direção aproximada da máxima tensão de cisalhamento. Todas as amostras em Ni-Cr, Co-Cr e ligas de ouro foram testadas com velocidade de 0,5 mm/min, de modo a obter comparação direta entre a

resistência adesiva do ouro e a das ligas não-nobres, além de se estudar o efeito da camada de óxido na liga de Ni-Cr. A resistência de união para a liga de Au foi 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. A superfície de fratura de cada amostra foi analisada microscopicamente, assim como algumas secções transversais. Para a liga de ouro, todas as amostras fraturaram na cerâmica opaca, próximo à interface adesiva. Entretanto, o Ni-Cr e o Co-Cr falharam, em grande parte, pelo destacamento da porcelana da superfície metálica, sugerindo falhas adesivas. Os autores concluíram que a liga áurica demonstrou uma resistência satisfatória e que as ligas básicas demonstraram resistência semelhante a estas.

Anusavice et al.<sup>4</sup> (1977) concluíram que a adesão entre cerâmica e metal depende do estabelecimento de uma estrutura contínua de elétrons, através da interface. Tal estrutura é o resultado provável da compatibilidade de íons metálicos na superfície saturada por óxidos com a matriz cerâmica. Esse estudo se concentrou na determinação de uma zona de adesão em quatro tipos de composições metalo-cerâmicas, examinadas pela espectroscopia de energia dispersiva de raio X. Os CP foram confeccionados em liga Microbond N/P e a cerâmica aplicada seguindo os tratamentos de superfície e seqüência de queima distintos. As amostras foram escaneadas em uma linha perpendicular à cada interface com aumento de 5000 x. A análise dos elementos dos quatro complexos mostrou a presença de interação predominante de Al-Cr, resultante da formação de um composto de Al-Cr-O ou de um complexo óxido misto. Os íons Cr foram providos pela camada de óxido  $\text{Cr}_2\text{O}_3$  na superfície metálica, e o Al foi munido pelo agente de união inicial de cobertura.

Ringle et al.<sup>63</sup> (1977) realizaram um estudo com a finalidade de: (a) examinar as microestruturas da região da interface com análise de EDS de raios X e MEV; (b) examinar o papel destas estruturas multifásicas na interpretação dos dados de diferentes perfis. Amostras

metalo-cerâmicas de três ligas e duas cerâmicas foram preparadas e polidas, de forma que cada interface ficasse perpendicular ao plano de polimento. Perfis contínuos ao longo da interface foram obtidos, tomando ponto de contagem em intervalos regulares. Resultados mostraram que perturbações interfaciais ocorrem, primariamente, em áreas onde fases ricas em Cr estão em grande proximidade com a interface, às vezes se estendendo através dela. Nestas áreas ficaram evidentes grandes concentrações de Cr, Al e Mo, com um decréscimo de Ni. Em áreas onde apenas a fase rica em Ni é presente, não foram observadas irregularidades. É aparente que os perfis de difusão ou contagem de pontos pela interface nessas áreas são notadamente diferentes, e que a análise micro-estrutural deve ser conduzida simultaneamente de forma a interpretar esses perfis.

Carter et al.<sup>14</sup> (1979) realizaram um estudo com o propósito de contribuir com o presente conhecimento em relação à adesão metalo-cerâmica, em função de tratamentos prévios, utilizando a liga Wiron S e a cerâmica Justi. Os seguintes fatores foram selecionados neste estudo: (a) rugosidade da superfície (acabamento com lixas ou jateamento); (b) agente de união; (c) pré-oxidação. Um teste de torção foi desenvolvido para avaliar a adesão metalo-cerâmica, em que uma placa recoberta por cerâmica é rotacionada no seu longo eixo. Os grupos foram divididos segundo os parâmetros citados e os ensaios realizados. Os autores observaram que óxidos de superfície favorecem a adesão. Os resultados desse estudo não suportam a hipótese de que óxido de Cr tem efeito deletério na adesão. O jateamento da superfície antes da aplicação da cerâmica aumenta a adesão, de forma que amostras lisas e não recobertas, nas quais o óxido foi removido antes da aplicação da cerâmica, apresentaram piores resultados. Eles também observaram que, quanto maior a extensão da zona de interação, maior será a distância da fratura em relação à interface.

Ringle et al.<sup>63</sup> (1979) realizaram um estudo com o propósito de caracterizar a microestrutura da interface, entre quatro diferentes ligas metálicas e duas cerâmicas odontológicas, utilizando energia dispersiva de raios-X (EDS), além de avaliar os perfis de concentração de elementos químicos na zona de interação metalocerâmica. Amostras foram confeccionadas e, com um detector acoplado a um microscópio eletrônico de varredura, foi realizada análise por EDS. Áreas de interesse foram examinadas por meio de pontos analisados na interface, em intervalos regulares, e os perfis de concentração dos elementos gerados pelos dados obtidos com a leitura destes pontos. Nas quatro ligas investigadas foram observadas fases secundárias ou terciárias, que devem ser consideradas antes da interpretação do comportamento da zona de interação química. Amostras altamente polidas não permitiram visualização destas fases, sendo mais adequado o tratamento químico, que permite a identificação de microestruturas nas ligas. Para análise da composição química, um método menos destrutivo, como o polimento, pode ser utilizado.

Bowers et al.<sup>12</sup> (1985) afirmaram que o sucesso da adesão química entre a cerâmica e o metal está relacionado com uma fina camada de óxido no substrato metálico, formando uma camada intermediária que é constituída de metal e cerâmica, sendo que, nos metais preciosos, essa camada de óxidos é de grande espessura, prejudicando a união metalocerâmica, o que pode ser amenizado, utilizando-se agentes condicionantes.

Hammad et al.<sup>30</sup> (1987) introduziram um novo método para avaliação da resistência ao cisalhamento, com a finalidade de avaliar a resistência adesiva entre complexos metalocerâmicas, em função de diferentes temperaturas de queima, texturas de superfície e tipos de liga. Duas ligas foram usadas: Olympia (J. F. Jelenko & Co.), liga preciosa, e Talladium (Talladium Inc.), liga básica. As ligas foram submetidas a tratamento eletrolítico e seguidamente receberam jateamento com óxido

de alumínio. O opaco da porcelana foi aplicado de duas maneiras: seguindo as instruções do fabricante em um grupo; no outro utilizou-se uma temperatura 65°F acima da recomendada. A resistência adesiva foi comparada por análise estatística e, após o teste, as amostras foram avaliadas visualmente através do microscópio eletrônico de varredura. Concluiu-se que a resistência ao cisalhamento de ambas as ligas foi estatisticamente significativa, sendo maior pela elevação da temperatura de queima (65°F acima da temperatura recomendada pelo fabricante). A resistência ao cisalhamento das amostras de Talladium foi significativamente maior quando comparadas com as amostras de Olympia, ambas em temperatura recomendada e acima da recomendada pelo fabricante. Para a liga Olympia, a separação interfacial foi principalmente coesiva dentro do opaco.

Úusalo et al.<sup>72</sup> (1987) avaliaram a resistência ao cisalhamento da união metal/cerâmica. Utilizaram quatro ligas áuricas (Jelenko O; MK1; MK2; LM Ceragold 4), uma não preciosa de Ni-Cr (Wiron 77, Bego, Germany) e duas não preciosas de Co-Cr (Wirobond, Bego, Germany; RX Biocast, Jeneric, USA). Foram confeccionadas de seis a dez amostras por grupo, com uma superfície de 7,0 mm de diâmetro, sendo que essa superfície foi jateada e lavada com água destilada por 20 min, seguido de uma oxidação. O teste foi realizado em uma máquina de ensaio universal, com velocidade de 0,8 mm/min até a fratura das amostras. Encontraram como resultado os seguintes valores de resistência de união: Jelenko O: 162,0 ± 39,5 MPa; MK 1: 77,3 ± 15,6 MPa; MK 2: 138,2 ± 26,2 MPa; LM Ceragold 4: 101,0 ± 20,7 MPa; Wiron 77: 89,6 ± 35,9 MPa; Wirobond: 93,5 ± 32,8 MPa; RX Biocast: 89,6 ± 35,9 MPa. O teste mostrou que a resistência de união da cerâmica às ligas áuricas foi superior em comparação às ligas não preciosas, sendo que estas apresentaram maiores variações na localização das linhas de fratura, sugerindo que ligas não preciosas são mais sensíveis aos procedimentos laboratoriais.

Bertolotti<sup>7</sup> (1988) fez um relato sobre diferentes propriedades das ligas odontológicas e os aspectos levados em conta para sua seleção. Essa seleção racional das ligas fundidas para restaurações metal-cerâmicas pode ser baseada em propriedades físicas, propriedades químicas, biocompatibilidade, facilidade de manuseio em laboratório, compatibilidade com a cerâmica, relação custo-benefício. Enquanto o desenvolvimento das ligas alternativas foi amplamente motivado pela economia, suas propriedades resultantes freqüentemente as tornaram superiores, até mesmo às ligas mais caras. A maioria dos metais não-nobres são confeccionados em Ni e Cr, mas alguns em Co-Cr e à base de Fe também são disponíveis. As ligas não-nobres possuem propriedades físicas diferentes das ligas nobres, sendo que as mais significantes são a alta dureza, a grande resistência à flexão e o elevado módulo de elasticidade, sendo que a flexibilidade de uma PPF em Ni-Cr é inferior à metade de uma estrutura com as mesmas dimensões, construída em liga com alto conteúdo de ouro.

Bagby et al.<sup>6</sup> (1990) relataram que, durante a queima de complexos metalocerâmicos, a cerâmica da interface parcialmente se dissolve, e saturada por óxidos metálicos. O óxido saturado de metal-porcelana encontra-se em equilíbrio termodinâmico com óxido metálico. Este é saturado com metal, de maneira que existe um equilíbrio termodinâmico entre a interface óxido metálico-metal. Como resultado, uma estrutura eletronicamente contínua é formada, partindo do metal, passando pela camada de óxido e chegando à cerâmica, unindo quimicamente as três camadas.

Stannard et al.<sup>67</sup> (1990) realizaram um estudo que avaliou duas combinações diferentes entre opaco e cerâmica, quanto à resistência adesiva, por meio de um teste de cisalhamento com interface plana. A cerâmica foi condensada em forma cilíndrica sobre discos metálicos fundidos, degaseificados e jateados, de forma a obter trinta e cinco amostras para o teste de resistência ao cisalhamento. As amostras



foram testadas após um, três, cinco, sete e nove ciclos de queima para avaliar o efeito repetitivo na resistência adesiva. Para a combinação de Will Ceram/W1 e Vita/Olympia, não foi observada diferença estatisticamente significativa tanto entre os materiais, como depois de repetidas queimas.

Wu et al.<sup>78</sup> (1991) realizaram um estudo que determinou o efeito da pré-oxidação na resistência adesiva entre metal e cerâmica de ligas não-nobres, sob diferentes tempos e condições atmosféricas, além disso, investigaram a difusão de íons na zona de interação entre cerâmica e liga. Duas ligas de Ni-Cr (NP2 e NP2 com berílio) e duas de Co-Cr (Vicomp e Neobond II Special) foram usadas nesse estudo. A pesquisa foi dividida em duas partes. Na primeira foi realizado um teste de flexão de três pontos para verificar a resistência adesiva, e a segunda consistiu na microscopia eletrônica de varredura, análise de energia dispersiva de raiosX (EDX) e escaneamento linear das alterações na interface entre metal e cerâmica. As amostras foram jateadas, limpas em ultra-som e divididas em grupos segundo a oxidação. A pré-oxidação não afetou significativamente a adesão da cerâmica, mas o agente de adesão aumentou os valores médios de adesão em duas ligas estudadas. As variáveis vácuo, temperatura e tempo de saturação na oxidação não afetaram significativamente a resistência adesiva.

Wagner et al.<sup>75</sup> (1993) realizaram um trabalho, avaliando a resistência adesiva entre cerâmica dental e uma liga de paládio (85%Pd, 10%Cu, 5%Ga). Foram investigados: a) pré-recobrimento do metal pela dispersão de vários óxidos antes da aplicação de cerâmica; b) pré-oxidação do metal antes da aplicação; c) queima sob atmosfera reduzida; d) asperização da superfície em níveis controlados, antes da aplicação de cerâmica. Utilizando uma modificação do teste de resistência ao cisalhamento, os seguintes resultados foram encontrados: a) comparado com o controle padrão, as amostras recobertas previamente por óxido de alumínio mostraram uma melhora de 46%, enquanto o

recobrimento por cobre, manganês e estanho exibiram efeitos menores; b) a pré-oxidação do metal levou a um pronunciado aumento da resistência adesiva (152%), tanto pela rugosidade de superfície como pela formação de óxidos; c) a queima da cerâmica sob atmosfera reduzida diminuiu drasticamente a resistência adesiva (88% menor que os controles), indicando o papel da oxidação durante o ciclo de queima; d) a asperização mecânica da superfície da forma controlada proporcionou melhoras, pela maior profundidade das retenções, sendo que a mais grosseira proporcionou 486% de aumento na resistência adesiva.

Ibrahim<sup>34</sup> (1995) avaliou a região da interface entre cerâmica e o metal de base, usando MEV com micro-sonda analisadora eletrônica. Foi utilizada cerâmica Vita e liga Wiron 88, que possibilitou a avaliação cinco grupos, sendo: a) superfície jateada; b) superfície metálica após oxidação; sob vácuo; c) superfície metálica fundida após queima da cerâmica; d) superfície metálica fundida após jateamento e oxidação do metal sob vácuo; e) camada de óxido na cerâmica. Os resultados mostraram a formação de NiO e Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> com evidência de mais migração de NiO em direção à cerâmica. O jateamento de amostras oxidadas e levadas à queima (simulando o ciclo, mas sem aplicação da cerâmica) mostrou a presença novamente de estrutura cristalina de Ni e Cr, indicando delaminação de camada de óxido pelo jateamento. No lado da cerâmica, a análise mostrou NiO e Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e óxido férrico mais Si, K, Cl, Sn e Cu. Observou-se que a composição da camada de óxido é principalmente formada por Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e NiO, com alguns traços de óxidos metálicos difundidos da cerâmica. NiO teve mais migração para a cerâmica que Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. A oxidação mais prolongada levou a maior espessura da camada de óxido e, com isso, uma maior fragilidade e capacidade de delaminação da superfície metálica. Isso causou falha da adesão metal-cerâmica.

Pang et al.<sup>57</sup> (1995) compararam a resistência à adesão entre Pd-Cu/ cerâmica VMK 68 (Grupo I), titânio grau 1 com cerâmica

Duceratin (Grupo II) e titânio grau 2 usinado com cerâmica Procera (Grupo III). Foram avaliados: a) a resistência da união entre as combinações anteriormente citada, bem como o tipo de falha de adesão ocorrida nas mesmas; b) o efeito de cinco ciclos de queima para o grupo III. Os grupos foram submetidos ao teste de flexão. Dois CP de cada grupo foram completamente separados, e outros dois foram cortados longitudinalmente, sendo analisados em MEV para a determinação do tipo de falha de união. A resistência à adesão do grupo I foi significativamente maior que a dos outros grupos. As falhas de união foram predominantemente adesivas para os grupos I e II, e coesivas para o grupo controle. Não se encontraram diferenças significativas no efeito dos ciclos de queima para o grupo III.

Dekon et al.<sup>19</sup> (1999) avaliaram a resistência de união metal/cerâmica em função de diferentes tempos de oxidação prévia, utilizando a liga de Ni-Cr Durabond MS II (Dental Gaucho-Brasil) e o sistema cerâmico Vita VMK 68 (Vita – Germany), por meio de um teste de cisalhamento. Para tanto, após a obtenção dos padrões metálicos fundidos (5,0 mm X 15,0 mm), houve uma usinagem superficial com pedras de óxido de alumínio, lavagem com escova e água corrente, e jateamento com óxido de alumínio 50  $\mu$  por 30 segundos, a fim de se obter uma textura superficial adequada à aplicação do opaco. Em seguida, foi realizado um tratamento térmico de oxidação, cujo ciclo consistiu de uma temperatura inicial de 650° C e temperatura final de 1010° C, sob vácuo e à velocidade de 70° C por minuto. A temperatura final foi mantida em tempos variáveis, formando os seguintes grupos: I – controle, sem oxidação; II – oxidação prévia por um minuto; III – oxidação prévia por três minutos; IV – oxidação prévia por cinco minutos; e V – oxidação prévia por cinco minutos e posterior jateamento com óxido de alumínio 50  $\mu$  por 30 segundos. O sistema cerâmico Vita VMK 68 foi aplicado com seu opaco pó/líquido Paint-On 88. Para o teste de cisalhamento, foi utilizada a máquina de ensaio universal Kratos K500-2000 (Kratos, Brasil), usando-

se a escala de 200 kgf, com precisão de 500 g e velocidade de 0,5 mm/min. Concluíram que a ausência de oxidação prévia possibilita os melhores resultados quando comparados com os tempos de oxidação prévia, os quais provocaram redução acentuada nos valores obtidos e foram semelhantes entre si. O grupo submetido ao jateamento após a oxidação prévia, mostrou resultados similares aos outros grupos com oxidação prévia.

Graham et al.<sup>27</sup> (1999) realizaram um estudo com o propósito de comparar o efeito de sete diferentes tratamentos de superfície do metal na resistência adesiva da interface metalo-cerâmica. Três camadas de cerâmica opaca e uma de cerâmica de dentina foram aplicadas a uma liga de Ni-Cr. Um teste de resistência à tração foi utilizado para avaliar a união. O tratamento da superfície que exibiu o mais alto valor de resistência adesiva foi o jateamento + usinagem da superfície + jateamento + degaseificação, considerando que o tratamento que exibiu o menor valor de resistência adesiva foi de jateamento + usinagem da superfície + jateamento + jato de vapor + degaseificação. Houve diferença significativa entre os dois métodos. Concluiu-se que a degaseificação antes da aplicação da cerâmica aumentou a resistência adesiva entre os materiais. Por outro lado, o excesso de usinagem da superfície e a aplicação de jato de vapor sobre a liga antes da degaseificação e aplicação da cerâmica também reduziram significativamente a resistência adesiva.

Hegedus et al.<sup>31</sup> (2002) testaram a hipótese de que os detalhes dos processos ocorridos da interface metalo-cerâmica podem ser descritos por meio de um modelo de difusão química. O desenvolvimento de fases na interface foi investigado por microscopia eletrônica de transmissão, em secção transversal entre uma liga de Ni-Cr (Wiron 99, Bego) e três diferentes cerâmicas dentais (Carat, Vita VMK 95 e Vision). Todos os sistemas foram avaliados sob condições normais de queima, sugeridos pelo fabricante, e também, em ciclos de queima mais longos. A

conclusão baseada nos resultados foi de que a formação de uma camada nanocristalina de  $\text{Cr}_2\text{O}_3$ , e inclusões de óxido de silício amorfos foram detectadas no estágio inicial do processo em todos os sistemas investigados, e que no caso de Carat e Vision, formação de complexo de óxido de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti foi também observado em tempo maior de queima. A resistência adesiva entre metal e cerâmica foi determinada pelas propriedades de diferentes fases, emergindo da zona de difusão durante o processo de queima. A formação e crescimento dessas fases indicam que reações de redução-oxidação muito complexas tomam lugar na região da interface.

Hofstede et al.<sup>33</sup> (2002) investigaram a influência do acabamento do metal e jateamento com óxido de alumínio na produção de porosidade na interface metalo-cerâmica e na carga de ruptura entre metal e cerâmica. Oitenta amostras fundidas em metal foram divididas em quatro grupos experimentais, com os seguintes tratamentos de superfície: (1) acabamento bidirecional, jateamento; (2) acabamento unidirecional, jateamento; (3) acabamento bidirecional; (4) acabamento unidirecional. Foi aplicada cerâmica com espessura de 1,5 mm sobre cada uma das amostras, e metade das mesmas foi submetida ao teste de flexão de três pontos. As amostras remanescentes foram seccionadas em quatro partes e examinadas em microscopia óptica (500 x). O número e diâmetro das porosidades foram registrados. Observou-se que a direção do acabamento do metal não afetou o número e tamanho das porosidades na interface metal/cerâmica, nem as médias de carga de ruptura. O jateamento aumentou as médias de resistência adesiva, e por outro lado, amostras não jateadas mostraram destacamento da cerâmica do metal.

Craig & Powers<sup>17</sup> (2004); escreveram sobre as ligas com alta porcentagem de ouro tipo I, as quais foram as primeiras a serem introduzidas para restaurações metalo-cerâmicas. Essas ligas têm entre 96% a 98% de conteúdo de metal nobre. A platina e o paládio aumentam o ponto de fusão e diminuem o coeficiente de expansão térmica; além de

que o índio e o estanho contribuem para formar uma boa adesão entre metal e cerâmica. As do tipo II possuem maior quantidade de paládio e não contêm prata, e as do tipo III também possuem maior quantidade de paládio e contêm prata. Ambas possuem ferro, índio, gálio ou cobalto que aumentam a resistência da liga e diminuem o ponto de fusão.

Craig & Powers<sup>17</sup> (2004) citaram a formação de ligações químicas fortes, embricamento mecânico entre os materiais, tensão residual e também formação de óxidos sobre a superfície do metal, como fatores que controlam a adesão metal/cerâmica. O autor mencionou que as falhas de adesão cerâmica/metal podem ocorrer em seis locais diferentes (a) Metal-cerâmica; (b) Óxido metálico-cerâmica; (c) Coesão na cerâmica; (d) Metal-Óxido metálico; (e) Óxido metálico/ Óxido metálico; (f) Coesão no metal.

Jóias et al.<sup>39</sup> (2004) avaliaram a resistência de união entre duas ligas de Co-Cr e uma liga de Ni-Cr com a cerâmica Vita Omega 900 (Vita, Germana). Pela técnica da cera perdida, foram obtidas dez estruturas metálicas para cada um dos grupos: New Ceram (Co-Cr, CNG, Brasil); Wirobond C (Co-Cr, Bego, Germany); Wironia (Ni-Cr, Bego, Germany). Após jateamento com óxido de alumínio 110 µm, receberam a aplicação da cerâmica, e realizado o ensaio de cisalhamento. Os valores médios de resistência de união obtidos foram: New Ceram – 79,25 ± 15,00 MPa; Wirobond C – 62,51 ± 8,40 MPa; Wironia – 112,12 ± 23,10 MPa. Wironia e New Ceram, Wirobond C e New Ceram apresentaram valores similares, porém Wirobond C e Wironia diferiram estatisticamente.

Pretti et al.<sup>59</sup> (2004) investigaram a resistência ao cisalhamento da união metal/cerâmica de duas ligas de Co-Cr (WirobondC, Bego, Remanium 2000, Dentaurum) combinadas com a cerâmica Omega 900 (Vita Zanhfabrik). Foram confeccionados 11 CP cilíndricos para cada liga utilizada, sendo que a porção metálica foi obtida por fundição pela técnica de cera perdida, por meio de enceramentos padronizados com 4 mm de altura por 4 mm de diâmetro. A aplicação da

cerâmica foi realizada seguindo recomendações do fabricante, com auxílio de uma matriz de teflon que permitia sua padronização com as mesmas dimensões da porção metálica. Os CP foram submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento em máquina de ensaio universal (EMIC), com auxílio de dispositivo desenvolvido para tal propósito, sob velocidade constante de 0,5 mm/min. As médias de resistência obtidas foram 48,38 MPa para a liga Wirobond C, com desvio padrão de 17,71; e 55,96 MPa para a Remanium 2000, com desvio padrão de 17,19. Após análise de variância, foi possível observar que não havia diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência ao cisalhamento das duas ligas metalo-cerâmicas.

Saavedra et al.<sup>64</sup> (2004) avaliaram a resistência ao cisalhamento entre uma liga de Co-Cr para metalo-cerâmica e uma cerâmica, com diferentes agentes de união. A partir de um dispositivo metálico cilíndrico, com 4,0 mm de diâmetro e 5,0 mm de altura, foram obtidos vinte padrões em cera e, posteriormente, fundidos na liga de Co-Cr (New Ceram, CNG, Brasil). Os CP foram divididos em dois grupos, de acordo com o agente de união: G1 – Wash Opaque Vita Omega 900 (Vita, Germany), e G2 – Pre Bond Opaque (CNG, Brasil). Dez CP receberam uma camada do agente de união Vita e dez do agente de união CNG. Foi utilizado um dispositivo de teflon para compactar a cerâmica, e todos os CP receberam o revestimento estético Vita Omega 900, com 4,0 mm de diâmetro e 4,0 mm de altura. O ensaio mecânico de cisalhamento foi realizado numa máquina EMIC, a 0,5 mm/min. As médias de resistência adesiva para os grupos foram: G1 –  $73,43 \pm 23,00$  MPa, e G2 –  $69,20 \pm 16,74$  MPa. Os valores foram submetidos ao teste *t* Student ( $\alpha = 0,05$ ), e não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados. Os dois agentes de união determinaram valores semelhantes de resistência de união entre metal e cerâmica.

Anusavice<sup>2</sup> (2005) comentou que o requisito primário para o sucesso de uma restauração metalo-cerâmica é o desenvolvimento

de uma adesão duradoura entre a porcelana e a liga metálica. Uma vez que essa união é obtida, há a possibilidade de se introduzirem tensões nessas próteses durante o processo de queima da porcelana. Uma distribuição de tensões desfavoráveis sob o processo de resfriamento pode causar a fratura da porcelana, assim como fratura tardia. Dessa forma, para uma prótese metalo-cerâmica ser realizada, com sucesso, são necessárias uma forte adesão interfacial e compatibilidade térmica. A teoria de adesão metalo-cerâmica tem dividido em dois grupos: embricamento mecânico entre porcelana e metal e adesão química ao longo da interface porcelana metal. Ligas metálicas que formam óxidos aderentes durante todo o ciclo de degaseificação formam também uma boa adesão com a porcelana, enquanto as ligas pobres em óxidos aderentes formam pior adesão.

Jóias et al.<sup>39</sup>. (2005) avaliaram a resistência de união entre três ligas de Co-Cr e uma liga de Ni-Cr, com a cerâmica Vita Omega 900 (Vita, Germany). Pela técnica da cera perdida, foram obtidas dez estruturas metálicas para cada um dos grupos: IPS 20 (Co-Cr, Dentauro Germany) e Wironia (Ni-Cr, Bego, Germany). Após jateamento com óxido de alumínio 110 µm, receberam a aplicação da cerâmica, e foi realizado o ensaio de cisalhamento. Os valores médios de resistência de união obtidos em MPa foram: IPS 20 –  $94,96 \pm 23,82$ ; IPS 30 –  $93,78 \pm 13,94$ ; Remanium 2000 –  $67,61 \pm 21,22$ ; Wironia –  $100,58 \pm 19,55$ . IPS 20 e 30 e Wironia apresentaram valores estatisticamente similares, porém Remanium 2000 diferiu estatisticamente das outras três ligas.

## **2.4 Ciclagem térmica e mecânica**

Morena et al.<sup>51</sup> (1986) relataram que fadiga em cerâmicas compreende o crescimento subcrítico de rachaduras, auxiliado



pela influência combinada de água e tensões. Um método de fadiga dinâmica foi utilizado para obter parâmetros de crescimento subcrítico de trincas para três cerâmicas dentais: feldspática, aluminizadas e uma policristalina de granulação fina para infra-estruturas. Os experimentos com taxas de tensões constantes foram realizados a 37° C para as três cerâmicas em água destilada, e, para a porcelana feldspática realizados, também em saliva. Diferenças consideráveis foram encontradas no valor expoente de crescimento de trincas ( $n$ ) entre as três cerâmicas. A porcelana feldspática apresentou menor valor de  $n$  enquanto a cerâmica de granulação fina teve maior. Não foram observadas diferenças para a cerâmica feldspática em relação aos dados obtidos em água ou saliva. Pequena probabilidade de falha foi percebida na cerâmica de granulação fina. A cerâmica aluminizada foi a intermediária entre os outros dois materiais com respeito à probabilidade de falha.

White et al.<sup>76</sup> (1997) investigaram se as fadigas química, estática e mecânica são independentes, ou se elas interagem para produzir uma maior ou menor resistência em uma porcelana feldspática. A técnica de endentação foi utilizada para investigar a resposta das porcelana feldspáticas às fadigas. Todas as amostras foram confeccionadas em ambiente seco, submetido à ciclagem mecânica e a resistência testados em três ambientes: nitrogênio seco, natural e úmido. As superfícies foram analisadas por meio do MEV, de modo que não foi detectada fadiga química na exposição inicial a umidade, entretanto ocorreu uma pequena extensão da falha durante a fadiga mecânica cíclica, denominados de fenômeno estresse corrosão. Esse experimento sugere que as duas fadigas: química e mecânica cíclica reduz significativamente a resistência dos espécimes, porém elas agem independentemente.

Carneiro Junior et al.<sup>13</sup> (1999) avaliaram *in vitro* a força de união da resina composta à cerâmica feldspática, quando nesta foram efetuados os seguintes tratamentos de superfície: asperização com

instrumento cortante rotatório diamantado ou jateamento com óxido de alumínio de 50 micra, em aplicação isolada ou associado ao condicionamento com ácido fosfórico por 15 segundos, ou com ácido fluorídrico por 1 ou 4 minutos. Após a união, os CP foram envelhecidos por meio de armazenagem em água destilada a 37° C em estufa por sete dias, associada à ciclagem térmica (600 ciclos térmicos de 1 minuto entre 5° C e 55° C), antes da realização dos ensaios de tração, em aparelho de ensaio mecânico (Instron, USA), com velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados demonstraram que houve melhora na resistência à tração com todos os tratamentos propostos, quando comparada ao grupo controle, que não recebeu tratamento. Com instrumento cortante rotatório diamantado, o jateamento produziu maior resistência de união que a asperização, mas, quando associados ao condicionamento com qualquer dos ácidos selecionados, independente do tempo de aplicação, não houve diferença estatística entre esses tratamentos.

Leibrock et al.<sup>42</sup> (1999) investigaram a resistência ao cisalhamento entre sistemas de reparo para cerâmica e o efeito da termociclagem e ciclagem mecânica nessa união em comparação com o sistema Rocatec para adesão resina-metal. Foram confeccionadas amostras em liga de Co-Cr-Mo e cerâmica Vita VMK-68. Vinte amostras cilíndricas em resina foram cimentadas à cerâmica com sistemas correntes de reparo. A resistência ao cisalhamento foi avaliada após 24h e após simulação de uso em ambiente bucal artificial. Foram utilizados 2400 ciclos térmicos (5°/55°C) 480.000 ciclos mecânicos com força de 50N e frequência de 1,66Hz, simulando aproximadamente dois anos de uso. Dois dos grupos testados (Silistor e All-Bond 2) sofreram decréscimo significativo na resistência adesiva após as ciclagens térmica e mecânica.

Poljak-Guberina et al.<sup>58</sup> (1999) determinaram a resistência à fadiga do sistema metalo-cerâmica Oceramduo/Duceragold e a influência da termociclagem nessa interface. As restaurações metalo-cerâmicas se encontram submetidas a mudanças de temperatura e pH

nas condições bucais. Além disso, existe um estresse permanente causado pela mastigação, o qual promove o crescimento de microfenda. O comportamento da interface metalo-cerâmica ao se utilizarem testes estáticos e dinâmicos tem sido pouco relatado. O trabalho foi dividido em dois grupos: amostras submetidas ao teste de flexão modificado por Schwickerath que possuía uma ponta pulsátil, com frequência de 10 Hz, e uma força dinâmica de 1000 ciclos e 5°C a 55°C em água e teste de flexão já descrita. Os valores da força dinâmica e o número de ciclos foram registrados até a ruptura da interface. O resultado revelou uma força dinâmica maior para a ruptura da união metalo-cerâmica para o grupo sem ciclagem (850N), que ao ser, comparado com o grupo com ciclagem (550N). Os autores concluíram que a termociclagem reduz a resistência à fadiga de 30 até 50%.

Itinoche<sup>36</sup> (2002) avaliou a influência da ciclagem mecânica sobre a resistência a flexão biaxial de materiais cerâmicos (Procera AllCeram, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e IPS Emir). Para isso, o autor desenvolveu um equipamento específico para a realização do teste de fadiga. Após os CP serem submetidos ao teste de flexão de três pontos, os resultados apontaram que a ciclagem diminuiu significativamente a resistência de todos os materiais cerâmicos testados.

Dias<sup>21</sup> (2002) analisou a influência das características químicas e microestruturais nas propriedades mecânicas dos materiais de infra-estrutura (IPS Empress2 e In-Ceram Alumina) e de recobrimento estético (Empress cerâmico e Vetar Alfa). Para a determinação dos valores parâmetros de propriedades mecânicas, foram utilizados os ensaios de flexão de quatro pontos, cisalhamento (com ou sem ciclagem mecânica) e microdureza superficial Vickers. Os valores de resistência à fratura por flexão foram coerentes com os compostos presentes nas cerâmicas e os desvios padrões foram relacionados à quantidade de defeitos microestruturais. Não foi observada diferença significativa entre os valores de resistência obtida nos ensaios de cisalhamento estático, e

por nos de ciclagem mecânica para um mesmo sistema. No ensaio de ciclagem mecânica, verificou-se uma maior resistência adesiva para o sistema IPS Empress2/ Empress cerâmico, que foi associado à formação de interface química.

Andreatta Filho et al.<sup>1</sup> (2003) estudaram o efeito da ciclagem térmica sobre a resistência adesiva entre as superfícies cerâmica do In-ceram e o cimento resinoso Panavia. Obtiveram-se sessenta CP (10x1x1mm) a partir de nove blocos de cerâmica + cimento resinoso + resina composta. Os CP foram divididos em três grupos de (n=20): G1 – armazenagem durante 14 dias em água destilada a 37°C; G2- 6000 ciclos térmicos (5°C - 55°C, 30s em cada temperatura); G3 – 12000 ciclos térmicos (5°C - 55°C em cada temperatura). Após a ciclagem térmica, os CP foram submetidos ao teste de microtração em máquina de ensaio universal (EMIC-DL-1000), com velocidade constante de 0,5mm/min. Os resultados indicaram que os valores médios de ruptura (MPa) de G1 (14,97 ±4,68) não diferiram estatisticamente de G2 (12,27 ±4,72), porém houve diferença significativa entre G1 e G3 (9,89 ±4,16). Foi possível concluir que a termociclagem reduziu significativamente os valores de resistência adesiva quando os CP foram submetidos a 12000 ciclos.

Özcan<sup>55</sup> (2003) relatou que fraturas de cerâmicas de recobrimento em próteses metalo-cerâmicas, como resultado do tempo de função clínico ou traumas, não são um problema incomum na prática clínica. Estudos indicam que a prevalência de fraturas cerâmicas varia entre 5 e 10% em dez anos de uso. Existe evidência epidemiológica consistente de que falhas mecânicas de uma prótese ocorrem após um certo tempo de uso. Dessa forma, estruturas protéticas geralmente não falham como consequência de um simples episódio de aplicação de tensões, mas com o efeito acumulativo de um número grande de cargas comparativamente menores. Pequenas mudanças na microestrutura ou tratamento de superfície podem levar a alterações drásticas na meia vida

de restaurações fixas. Repetidas tensões podem causar crescimento lento de trincas e a fadiga mecânica. A ciclagem mecânica pode produzir trincas mensuráveis na área de contato, além de acumular danos, induzindo falhas por fadiga.

Troia Jr. et al.<sup>71</sup> (2003) avaliaram o efeito da termociclagem na interface e as características adesivas do titânio cp e uma liga de titânio (Ti-6Al-4V) com cerâmicas compatíveis, tendo como grupo controle uma liga de paládio-prata com uma cerâmica convencional. A metade das amostras foi submetida à ciclagem térmica desde 4°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) a 55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ). Depois, foi realizado o teste de flexão (DIN 13.927). Os resultados evidenciaram que a termociclagem não enfraqueceu as interfaces de titânio/cerâmica. Não houve diferença estatística significativa para o titânio cp (24.98 MPa com ciclagem térmica e 24.99 MPa sem ciclagem) e para a liga Ti-6Al-4V (24.98 e 25.60 MPa, com e sem ciclagem térmica respectivamente). O grupo controle obteve valores maiores de resistência adesiva (47.98 e 45.30 MPa, respectivamente). Concluíram que a ciclagem térmica não causou um efeito negativo nos grupos testados.

Hilgert<sup>32</sup> (2005) estudou a resistência ao cisalhamento entre três ligas: Au-Pd (Olympia, Jelenko, USA), Co-Cr (Wirobond C, Bego, Germany) e Ni-Cr (Wiron 99, Bego, Germany), com e sem ciclagem térmica e mecânica. Por meio da técnica da cera perdida, foram confeccionados trinta CP para cada liga, com 4 X 4 mm de estrutura metálica e 4 X 4 mm de estrutura cerâmica. Os valores médios da resistência de união obtidos para os grupos sem/com ciclagem foram: 66,02  $\pm$  9,51/ 59,77  $\pm$  23,34 MPa para Au-Pd; 85,27  $\pm$  13,07/ 76,27  $\pm$  15,77 MPa para Co-Cr; e 76,18  $\pm$  13,61/ 74,67  $\pm$  22,66 MPa para Ni-Cr. Não houve influência das ciclagens nos três grupos, porém, no fator liga metálica, o grupo Au-Pd diferiu estatisticamente do Co-Cr, e Ni-Cr.

Vasquez<sup>73</sup> (2005) avaliou a resistência ao cisalhamento de três sistemas metalo-cerâmicos, utilizando o Ti cp e as cerâmicas

Triceram, Super Porcelain Ti22, Titankeramic, com ou sem ciclagem térmica e mecânica, bem como a análise da interface por MEV e EDS. O experimento teve como grupo controle um sistema com a liga Au-Pd Olympia (Jelenko, USA) e cerâmica Vita Omega 900 (Vita, Germany). Foram confeccionados 12 CP, com estrutura metálica de 4 mm X 4 mm e estrutura de cerâmica com as mesmas medidas. Os valores médios de resistência de união para a liga Olympia sem ciclagem foram de  $61,283 \pm 8,338$  MPa e com ciclagem de  $60,687 \pm 13,789$ , não havendo, portanto, influência das ciclagens térmicas e mecânicas nesses valores.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Este estudo tem por propósito avaliar a influência de três diferentes métodos de fundição, utilizando uma liga metálica odontológica de alta fusão, na resistência de união ao cisalhamento do sistema metal-cerâmica.

## **4 MATERIAL E MÉTODO**

### **4.1 Confeção dos corpos-de-prova**

#### **4.1.1 Enceramento**

Foram confeccionados setenta e dois corpos-de-prova (CP) metálicos, que posteriormente receberam aplicação de cerâmica., Para padronizar todos os enceramentos dos CP (Figura 1a), foi utilizado um dispositivo composto por duas peças usinadas em latão, sendo uma em anel metálico, o qual recebeu os enceramentos, e a outra, um êmbolo com a finalidade de auxiliar na remoção. O anel metálico teve sua parte interna isolada com óleo mineral (Sidepal Indl. E Comercial Ltda, Guarulhos, SP), com o auxílio de um pincel número 1 (Tigre, Brasil), espessura fina, e os excessos foram removidos com papel absorvente. A parte do anel metálico que contém o diâmetro interno menor (4,0 mm) fica voltada para baixo sobre uma base metálica plana e polida, confeccionada em latão que também foi isolada com o mesmo óleo mineral, da qual foram removidos os excessos.





FIGURA 1 - Dispositivo para o enceramento: a) base metálica, anel metálico, êmbolo para remoção; b) confecção do padrão em cera; c) remoção do padrão em cera.

Para o enceramento, foram utilizadas uma lamparina a álcool, uma espátula 31, e cera oclusal (Okkluswachs, Bego, Alemanha). A cera, liquefeita sobre a chama da lamparina, com o auxílio da espátula 31, na sua porção triangular, foi vertida no interior do anel metálico em um único incremento, evitando marcas de emendas e/ou falhas nos CP encerados (Figura 1b). Esperou-se o resfriamento completo da cera e removeram-se os excessos da mesma. Com o dispositivo “êmbolo” removeu-se, com cuidado, o CP encerado (Figura 1c).

Os padrões em cera e suas dimensões estão mostrados nas Figuras 2a e b. Após a confecção, os CP, estes ficaram à temperatura ambiente, armazenados em recipiente plástico hermeticamente fechado,

forrado com papel absorvente, por aproximadamente 48 horas, até o momento do início do processo de inclusão dos CP.



FIGURA 2 – Padrões em cera: a) CP encerado; b) Dimensões finais.

#### 4.1.2 Técnicas de fundição

Foram utilizados três métodos de fundição odontológica: maçarico e centrífuga elétrica – G1, indução eletromagnética – G2, e plasma – G3. Utilizou-se uma liga de Pd-Ag-Sn (W1 - Williams) e dois tipos de revestimento: (Bellavest Sh - BEGO), utilizado para o grupo G1 e G2; e o (Ceramvest – Polidental), para o grupo G3.

Foram utilizados três anéis para cada um dos grupos G1, G2 e G3. Para os grupos G1 e G2 foram confeccionados dez padrões em cera por anel. Entretanto para o grupo G3 foram necessários confeccionar 15 padrões em cera por anel, para que fosse possível aproveitar 10 padrões. Esta perda de cinco padrões é decorrente de problemas técnicos deste procedimento.

Os padrões em cera foram incluídos e fundidos de acordo com as especificações de cada fabricante de materiais e de cada método de fundição. Após o término das fundições, cada grupo apresentava trinta padrões metálicos.

#### 4.1.2.1 Maçarico e centrífuga elétrica

Vinte e quatro PC foram confeccionados para receberem os canais de alimentação, com 4,0 mm de diâmetro, com aproximadamente 3,5 e 4,0mm de altura, os quais foram unidos em uma base do tipo “trave” pré-fabricada (Rainbow, Porto Ferreira, SP), de tamanho pequeno, sendo confeccionados três conjuntos, com dez CP cada conjunto (Figura 4). Posteriormente, todo o conjunto foi pesado em uma balança digital, para cálculo da quantidade de liga necessária para o processo de fundição, utilizando-se a seguinte fórmula: [Peso do conjunto (CP, canais de alimentação, “trave”) multiplicado pelo peso específico ou a densidade do metal, adicionados mais 20% para o cone (botão) igual à quantidade de liga necessária para a fundição] ( Figura 3).

$X + 20\% =$

**(P) x (D) + 20% = (QL)**

P = Peso do conjunto.

D = Densidade do metal.

QL = Quantidade de liga necessária para a fundição.

FIGURA 3 – Fórmula para calcular a quantidade de liga necessária para o processo de fundição por maçarico e indução.

Para a inclusão, utilizaram-se três anéis de silicone para fundição, n.4, 90 gramas, (OGP Produtos Odontológicos, São Paulo, SP), os quais receberam o conjunto com os CP. Foi borrifado um agente tensoativo, Waxit (Degussa, Brasil), esperando-se cinco minutos para a inclusão do revestimento. O revestimento (BellaVest-SH, Bego, Germany) foi espatulado inicialmente em um gral de borracha por trinta segundos e, na seqüência, em um espatulador mecânico e a vácuo por sessenta

segundos. Após o término, esperaram-se trinta segundos no vácuo, sem removê-lo. Foram proporcionados 300 gramas de pó para 60 ml de líquido e 15 ml de água destilada, proporção essa para os três anéis, seguindo-se as instruções do fabricante. Em seguida, o revestimento foi vertido para dentro dos anéis, que estavam sobre um vibrador, até serem preenchidos completamente (Figura 5a). Após uma hora, os anéis de silicone foram removidos. Esperaram-se aproximadamente 14 horas. Os blocos de revestimento foram recortados na sua porção fechada (Figura 5b) e, pela técnica da cera perdida, Taggart (1907), foram colocados no forno (EDGCON 3P 1800, EDG Equipamentos, São Carlos) à temperatura ambiente, aproximadamente a 28° C, com programação de 10° C/min, até 250° C, esperando-se trinta minutos nessa temperatura. Em seguida, a temperatura subiu 20° C/min até 700° C, esperando-se mais 20 minutos. Finalmente, a temperatura subiu mais 20° C/min até 900° C, e o anel de revestimento estava pronto para a fundição.

Na centrífuga elétrica, Min. Casting Machine – Torque (Bio-Art, São Carlos, SP), (Figura 6a) ajustaram-se o tempo de rotação em 100 segundos, com 100 rotações por minuto (RPM), e o braço da centrífuga - (contra-peso) – foi balanceado em peso médio, que é o adequado para um anel de 90,0 gramas. Os combustíveis utilizados na técnica do maçarico (Figura 6b) foram o gás liquefeito de petróleo (GLP), com pressão de 11 libras (0,8 kgf/cm<sup>2</sup>) e o oxigênio com pressão de 17 libras (1,2 kgf/cm<sup>2</sup>). O cadinho foi posicionado e ajustado na centrífuga, colocando-se a quantidade de liga necessária para o preenchimento completo do anel. O maçarico utilizado foi o do tipo furo múltiplo, Degussa, (São Paulo, SP). Com movimentos circulares e lentos, aqueceram-se o cadinho e a liga até o momento em que a liga apresentou-se em fase líquida (Figura 7a e b). Nesse momento, o forno foi aberto e, com uma pinça do tipo “Tenax”, retirou-se o anel que foi colocado e ajustado no dispositivo do braço da centrífuga. Na parte da chama referente à zona redutora, a liga foi derretida até a fase líquida e,

nesse momento, a porta da centrífuga foi fechada, sendo o seu acionamento automático. Após parada a centrífuga, removeu-se o anel que foi resfriado à temperatura ambiente.



FIGURA 4 – Conjunto com 10 cp.



FIGURA 5 – Revestimento: a) Inclusão; b) Recorte do anel.



FIGURA 6 – Técnica de fundição por maçarico a) centrífuga elétrica; b) maçarico.

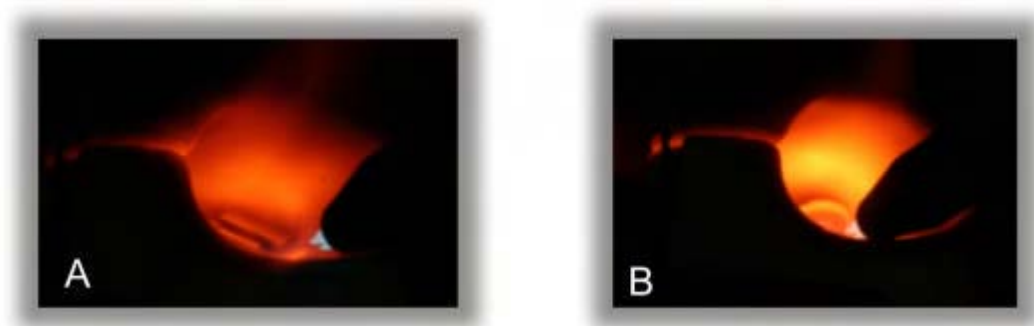


FIGURA 7 – Liga: a) estado sólido; b) estado líquido.

#### 4.1.2.2 Indução

Repete-se o mesmo processo de confecção dos CP, até o preparo do anel no forno (EDG – 7000, São Carlos), realizado no método maçarico e centrifuga elétrica (Figuras 3, 4, 5a e b, 8a e b).

A máquina de indução utilizada foi Multihertz-Newtrodyn-Easyti (Fillimanfredi, Italy), (Figura 9a), a qual foi pré-calibrada na rotação média, devido ao tipo de liga utilizada. A temperatura estabelecida foi a de 1300° C. Colocou-se a liga no cadinho (Figura 9b) da máquina. O anel foi retirado do forno a temperatura de 900° C, encaixado no dispositivo adequado (Figura 10a), iniciando-se o processo de fundição. O anel foi resfriado à temperatura ambiente (Figura 10b).

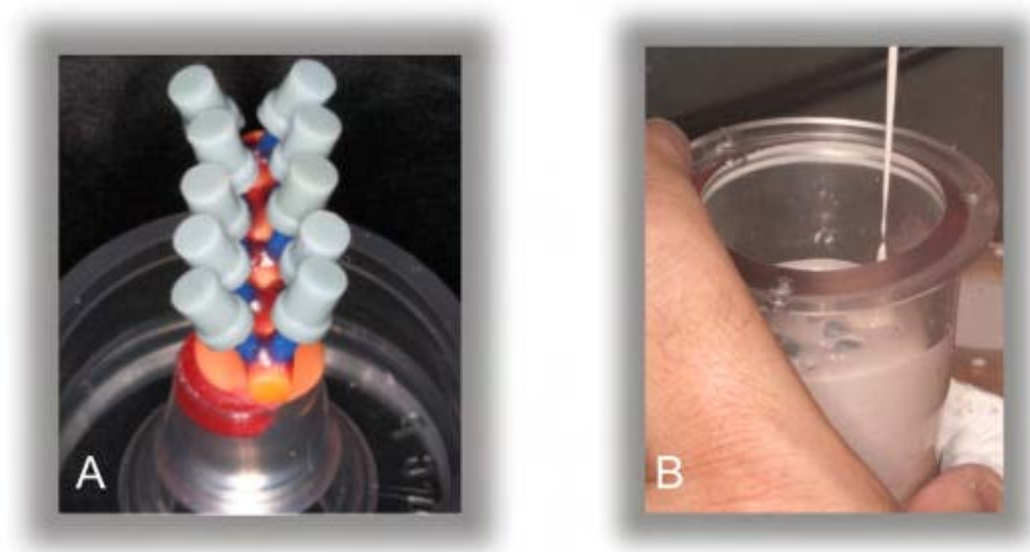


FIGURA 8 – Processo de confecção do CP: a) CP na base do anel; b) CP sendo incluído.



FIGURA 9 – Equipamentos utilizados para indução: a) máquina de fundição por indução; b) cadinho com liga metálica



FIGURA 10 – Preparo do anel: a) anel em posição, b) após fundição

#### 4.1.2.3 Plasma

Quarenta e cinco padrões em cera foram confeccionados para receberem os canais de alimentação, com 3,0 mm de diâmetro (Cerafix, São Paulo), com aproximadamente 2,5-3,0 mm de altura, canais esses unidos em uma base do tipo “ponto de interrogação ou espiral”, confeccionada com cera pré-fabricada de 5,0 mm de diâmetro (Cerafix, São Paulo), sendo confeccionados três conjuntos, com 15 padrões em cera cada conjunto (Figura 12a). Todo o conjunto foi pesado em uma balança digital, para cálculo da quantidade de liga necessária para o processo de fundição, utilizando-se a seguinte fórmula (Figura 11): [Peso do conjunto (CP, canais de alimentação, “trave”) multiplicado pelo peso específico ou a densidade do metal, adicionados mais 50% para o cone (botão) igual à quantidade de liga necessária para a fundição].



$$(P) \times (D) + 50\% = (QL)$$

P = Peso do conjunto.  
D = Densidade do metal.  
QL = Quantidade de liga necessária para a fundição.

FIGURA 11 – Fórmula para obter a quantidade da liga para processo de fundição por plasma.

Para a inclusão, foram utilizados três anéis metálicos de 200 gramas para fundição, (EDG, Equipamentos Odontológicos, Ltda, São Carlos, SP), os quais receberam uma fita de amianto para compensar a expansão do revestimento. O conjunto com os CP foram borrifados com um agente tensoativo, Waxit (Degussa, Brasil), esperando-se cinco minutos para a inclusão do revestimento. O revestimento (Ceramvest, Polidental, São Paulo) foi espatulado inicialmente em um gral de borracha por trinta segundos e, na seqüência, em um espatulador mecânico e a vácuo por sessenta segundos. Após o término, esperaram-se trinta segundos no vácuo, sem removê-lo. Foram proporcionados 200 gramas de pó para 50 ml de líquido, proporção essa para cada um dos anéis, seguindo as instruções do fabricante. Em seguida, o revestimento foi vertido para dentro dos anéis, que estavam sobre um vibrador, até que fossem completamente preenchidos (Figura 12b). Foram esperadas aproximadamente 14 horas, e os anéis metálicos com o revestimento foram recortados na sua porção fechada e, pela técnica da cera perdida, Taggart (1907), foram colocados no forno (EDG 10 P-S 3000, Equipamentos Odontológicos, Ltda, São Carlos, SP) à temperatura ambiente, (aproximadamente 28° C), com programação de 10° C/min até 250° C, esperando-se trinta minutos nessa temperatura. Em seguida, a temperatura subiu 20° C/min até 700° C, esperando-se mais 20 minutos. Finalmente, a temperatura subiu mais 20° C/min até 900° C, estando o anel metálico com o revestimento pronto para a fundição.

No aparelho para fundição com corrente elétrica e gás de argônio (Figura 12c), “máquina de plasma”, de nome comercial “Discovery” (EDG, São Carlos, SP, Brasil), foram realizadas a calibração da máquina para a liga, inserido a quantidade da liga e, regulado o trajeto do movimento da ponta em que ocorre a descarga elétrica na liga metálica. A liga metálica foi posicionada no compartimento superior sobre uma pequena bandeja de carbono (Figura 12d). Posicionado o anel na bandeja do compartimento inferior, aciona-se o elevador, com pressão já pré-estabelecida de 2,0 kgf, pressionando-se o tubo que estava em contato com o compartimento superior da máquina. Fechou-se a porta da máquina e acionou-se o programa. Primeiramente, a máquina aciona o vácuo aproximadamente em 23,0 Pol/Hg e o mantém para, em seguida, iniciar o processo de derretimento da liga com a ponta que dá a descarga elétrica, fazendo-se movimentos circulares até o completo derretimento da liga (Figura 12e). Automaticamente, a liga foi vertida e succionada para dentro do anel, sob pressão de 25 Lb/pol<sup>2</sup>. Por fim, aguardou-se o término do programa e iniciou-se o processo de resfriamento do anel, para a sua desinclusão.



FIGURA 12 - Preparo para fundição a) CP; b) preenchimento do anel com revestimento; c) máquina de fundição por plasma; d) compartimento superior e inferior; e) descarga elétrica fundindo a liga.

#### 4.1.3 Desinclusão e tratamento das estruturas metálicas

Com um instrumento de ponta romba, um martelo e uma tesoura foi realizada a desinclusão. Os padrões metálicos (Figura 13a e b) foram removidos do canal de alimentação com disco de diamante sinterizado, e o revestimento restante foi removido com auxílio do aparelho de ultra-som e de água destilada, em três tempos de 10 minutos

e, por último, em solução de álcool isopropílico em 10 minutos. Os padrões metálicos foram ajustados para encaixarem-se perfeitamente no dispositivo de cisalhamento. A superfície que recebeu a cerâmica sofreu um tratamento em lixadeira metalográfica (Knuth Rotor, Struers, Denamark), refrigerada a água, com lixas d'água de números 180, 220, 400 e, 600 (Norton, Brasil). Essa superfície foi jateada com óxido de alumínio, malha 100, 150  $\mu\text{m}$  (Polidental, São Paulo, SP), à distância de 2,0 cm, com inclinação de  $45^\circ$ , durante 10 segundos, utilizando-se um dispositivo para essa finalidade (Figura 14). Os padrões metálicos foram colocados em ultra-som e água destilada por 10 min; lavados em água corrente, novamente foram colocados em ultra-som e água destilada por 10 min e outra vez lavados em água corrente e, por último, foram colocados em ultra-som por 10 min, imersos em solução de álcool isopropílico (Figuras 15a e b). À temperatura ambiente, os padrões metálicos foram secos e receberam o processo de oxidação durante 5 minutos em forno para cerâmica, na temperatura de  $1010^\circ\text{C}$ , para posterior aplicação da cerâmica.

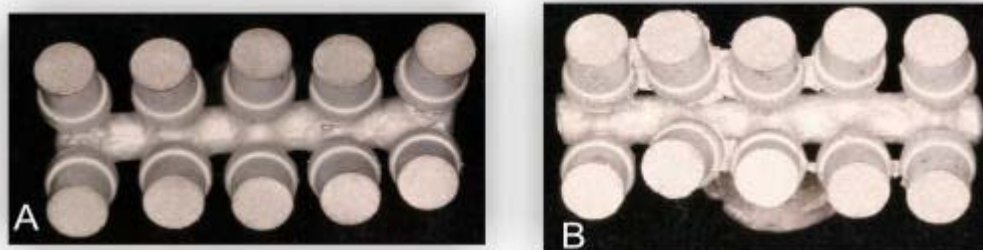


FIGURA 13 – Resultado / aparência dos padrões metálicos após desinclusão: a) padrões metálicos método maçarico; b) padrões metálicos método indução

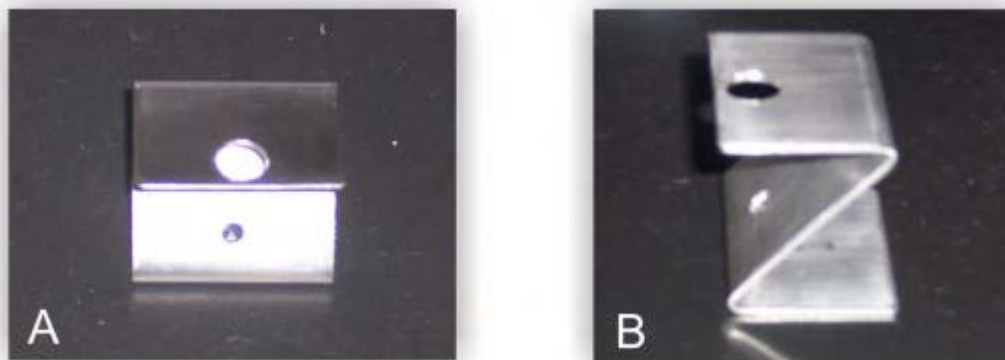


FIGURA 14 - Dispositivo para jateamento

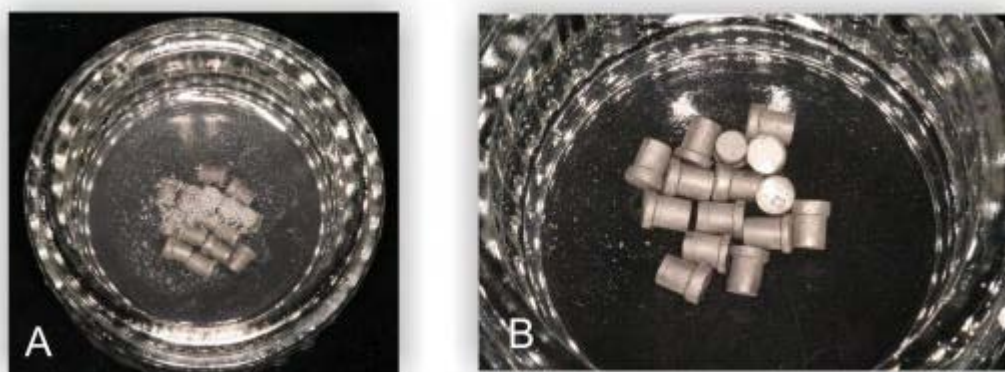


FIGURA 15 – Lavagem em ultra-som: a) em água destilada; b) em álcool isopropílico

#### 4.1.4 Aplicação do revestimento cerâmico

As fases de sinterização do revestimento cerâmico foram realizadas no forno auto-programado Vacumat 40 (Vita, Germany), (Figura 16).

As especificações dos programas utilizados para as sinterizações estão descritas no quadro abaixo:



FIGURA 16 – Forno Vacumat (VITA)

Quadro 1 – Ciclo de sinterização da cerâmica

Cerâmica	Programa	Pré-secagem em °C	Temperatura final em °C
Wash opaque	90	500	890
Opaque	91	500	890
Primeira dentina	92	500	890
Segunda dentina	93	500	870

Todas as cerâmicas utilizadas foram do sistema VM 13 (Vita Zahnfabrik, Alemanha), as quais são do tipo pó/líquido (Figura 17), e foram preparadas individualmente, utilizando-se o líquido do próprio sistema em uma placa e espátula adequada para que fossem manipuladas.



FIGURA 17 – Pó cerâmico: a) Wash opaque, b) Opaque (opaco), c) Base dentine (cerâmica de corpo); d) Líquido da cerâmica

O padrão metálico foi segurado com uma pinça durante a aplicação da cerâmica. Com o auxílio de um pincel fino sintético, n. 2 (Kota, Germany), foi aplicada a primeira camada do “Wash opaque” sobre a superfície tratada, abrangendo-se, todo o seu diâmetro (Figura 18). O excesso de material que, em uma eventualidade, escorresse sobre as paredes do dispositivo, era removido com o auxílio de um outro pincel n. 2, modelo 424 Condor (Konex, Brasil). A sinterização foi realizada, utilizando-se o programa 90, com temperatura inicial de 500° C e temperatura final de 890° C (Figura 19). Após o término do ciclo, esperou-se o resfriamento para a aplicação do opaco.

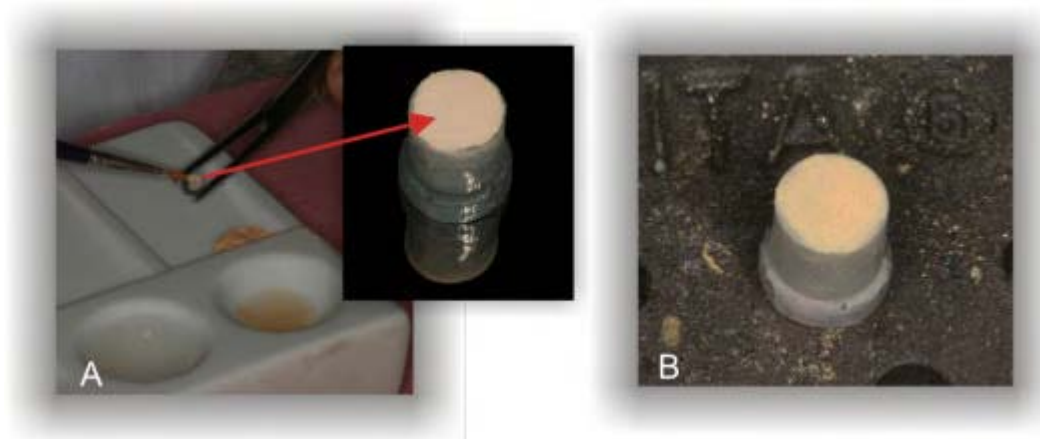


FIGURA 18 – Aplicação da cerâmica: a) wash opaque pré-sinterização; b) CP pós-sinterização

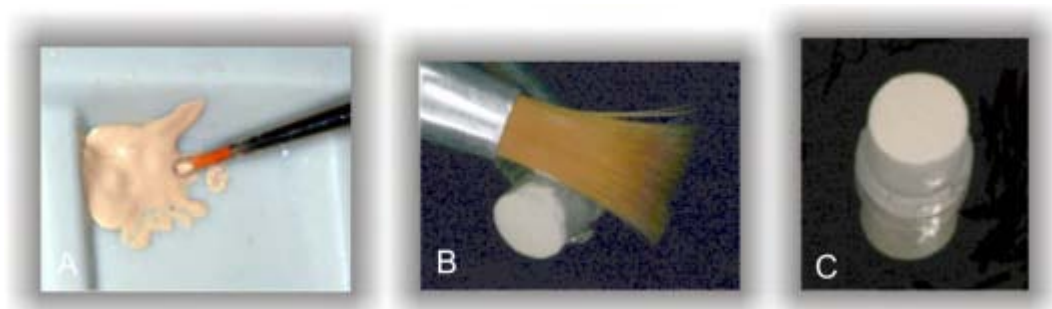


FIGURA 19 – Sinterização do opaco: a) consistência; b) remoção do excesso de opaque; c) CP pós-sinterização

Um dispositivo desenvolvido por Jóias (2005) foi utilizado para a aplicação da cerâmica de corpo(Figura 20 a).

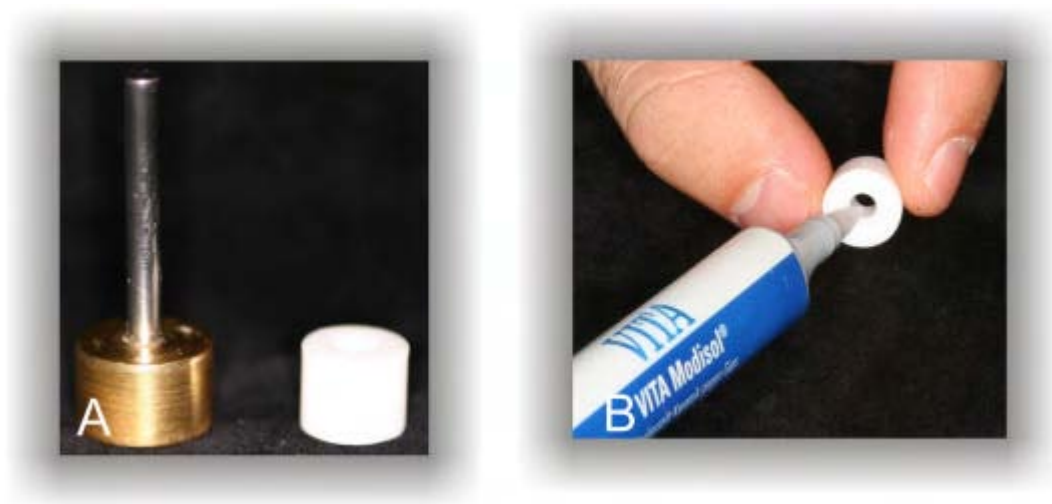


FIGURA 20 – Preparo para aplicação da cerâmica: a) dispositivo para aplicação da cerâmica; b) isolamento do dispositivo de Teflon

Antes da aplicação da primeira camada de cerâmica de corpo (base dentine), o dispositivo de teflon foi isolado com Vita Modisol (Vita Zahnfabrik, Alemanha) e teve removido o seu excesso (Figura 20 b). A primeira camada de cerâmica de corpo foi aplicada sobre as superfícies do opaco (wash opaque e opaque) com uma espátula até completar o seu



preenchimento no dispositivo de *teflon* (Figura 21 a). Foi utilizado um vibrador, para condensar a cerâmica (Figura 21 b). O excesso de líquido foi removido com um lenço de papel absorvente. Após a secagem da primeira camada de cerâmica de corpo, o conjunto foi removido do anel de *teflon* com auxílio do êmbolo metálico, tomando-se o máximo de cuidado para que não se danificasse a cerâmica. (Figura 21 c) Em uma eventual discrepância ou falha dessa etapa, o procedimento era refeito. O excesso de cerâmica foi removido com um instrumental do tipo Hollembach modificado e um pincel (Figura 21 d). A sinterização foi realizada à temperatura inicial de 500° C e à temperatura final de 880° C. (Figura 21 e, f).

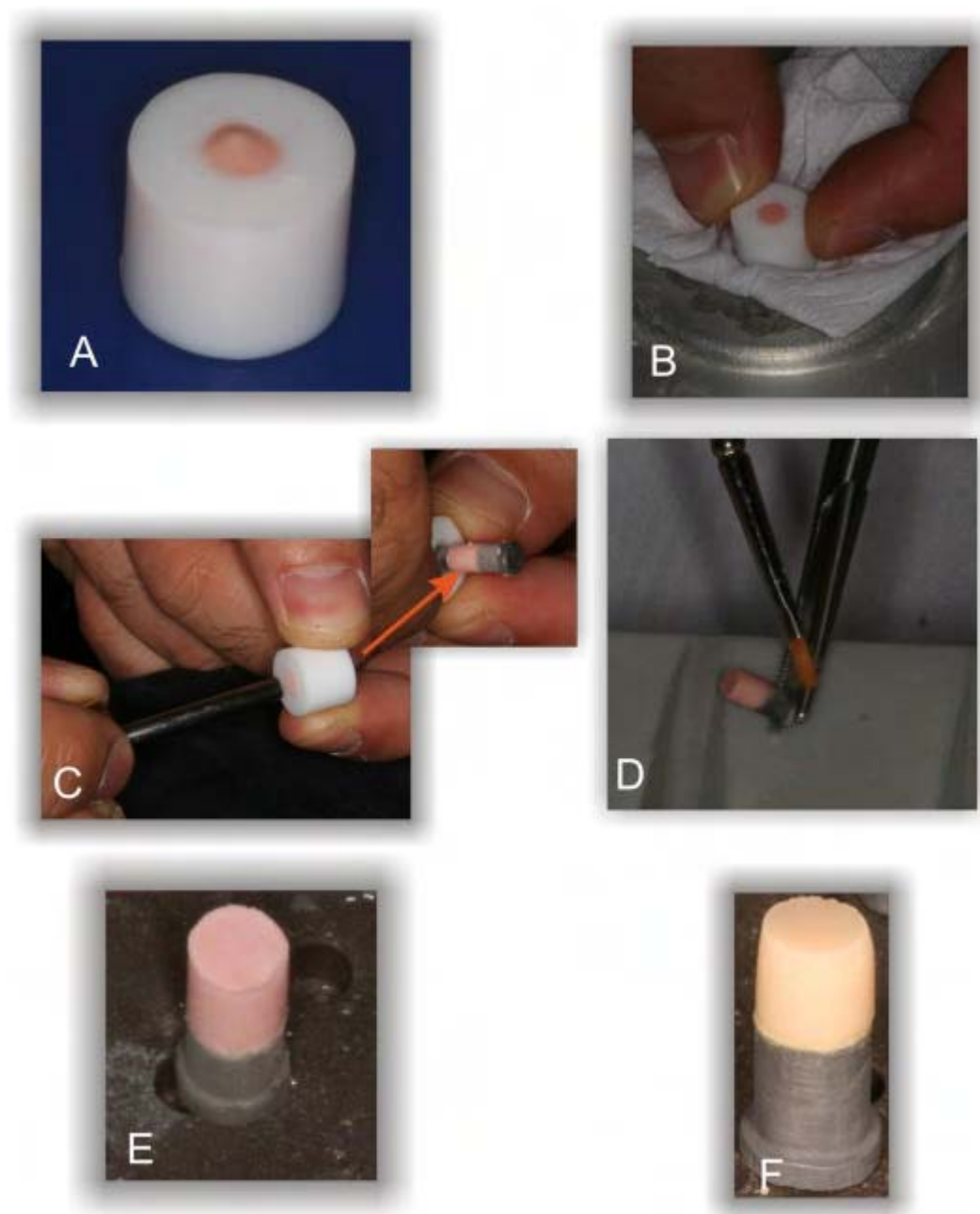


FIGURA 21 – Aplicação da primeira camada de cerâmica de corpo: a) preenchimento do dispositivo; b) vibração do dispositivo para assentamento da cerâmica; c) remoção do CP do dispositivo de teflon; d) remoção do excesso da cerâmica de corpo; e) pré-sinterização; f) pós-sinterização.

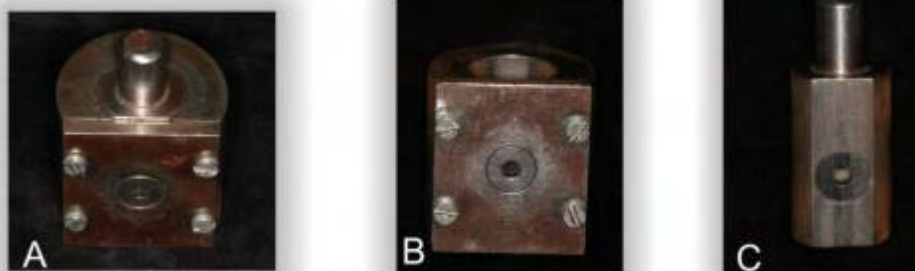
Após o resfriamento da primeira camada de cerâmica de corpo, uma segunda camada foi colocada para compensar a contração.

Com os mesmos cuidados realizados anteriormente, foi colocada a segunda camada de cerâmica de corpo em uma consistência mais cremosa do que a primeira camada. E novamente levado a temperatura inicial de 500° C e temperatura final de 870° C (Figura 22).



FIGURA 22 – Sinterização da segunda camada da cerâmica de corpo: a) pré-sinterização; b) pós-sinterização.

Após o resfriamento da sinterização da segunda camada de cerâmica de corpo, os CP foram aferidos e ajustados, com pontas diamantadas e de óxido de alumínio, em motor elétrico de bancada para adaptarem-se ao dispositivo de cisalhamento (Figura 23). Por fim, verificou se não ocorria a separação do conjunto metal-cerâmica, ou algum tipo de movimento ou trinca visível a olho nu. Configuração final do CP. (Figura 24).



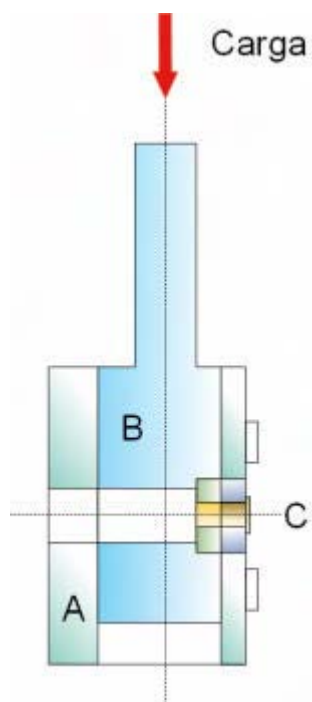


FIGURA 23 – Condições do conjunto metal-cerâmica: a) dispositivo de cisalhamento; b) parte externa; c) parte interna; d) desenho esquemático.

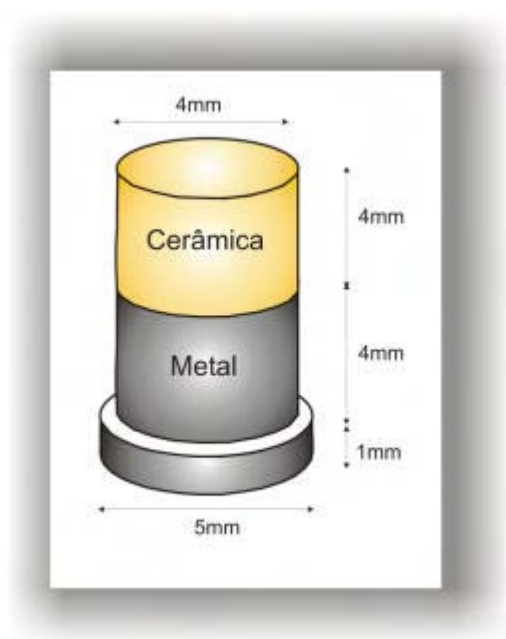


FIGURA 24 – Configuração final do CP (metal e cerâmica).

## 4.2 Ciclagem térmica e mecânica

Os CP foram divididos aleatoriamente em dois sub-grupos: sub-grupo (a) - CP que não receberam nenhum tipo de tratamento; sub-grupo (b) - CP que receberam o tratamento térmico e o tratamento mecânico.

### 4.2.1 Ciclagem térmica

A ciclagem térmica foi realizada em uma máquina termocicladora (Nova Ética, Brasil), sendo que os CP foram colocados simultaneamente em pequenos sacos de pano permeáveis e submetidos a 6000 ciclos térmicos, variando entre 5° C e 55° C, em água (PROBSTER et al.<sup>60</sup>, 1996; LEIBROCK et al.<sup>42</sup>, 1999, ANDREATTA FILHO et al.<sup>1</sup>, 2003), com banhos de 30 segundos e intervalos de 1 segundo.

### 4.2.2 Ciclagem mecânica

A ciclagem mecânica foi realizada em uma máquina desenvolvida por Itinoche<sup>36</sup>, (2002). Foram realizados 20.000 ciclos para cada CP, com carga de 5 kgf e frequência de 1 Hz (Dias, 2002; Itinoche, 2002). Esta carga foi aplicada ao longo do eixo do cp, conseqüentemente

perpendicular a interface metal cerâmica. Um dispositivo auxiliar foi desenvolvido para esse fim, de maneira que a base foi fixada na máquina de ciclagem, preenchida com água e, dentro da mesma, parafusada uma peça onde alojou-se o CP. (Figura 25). A temperatura estabelecida foi de aproximadamente 37° C.

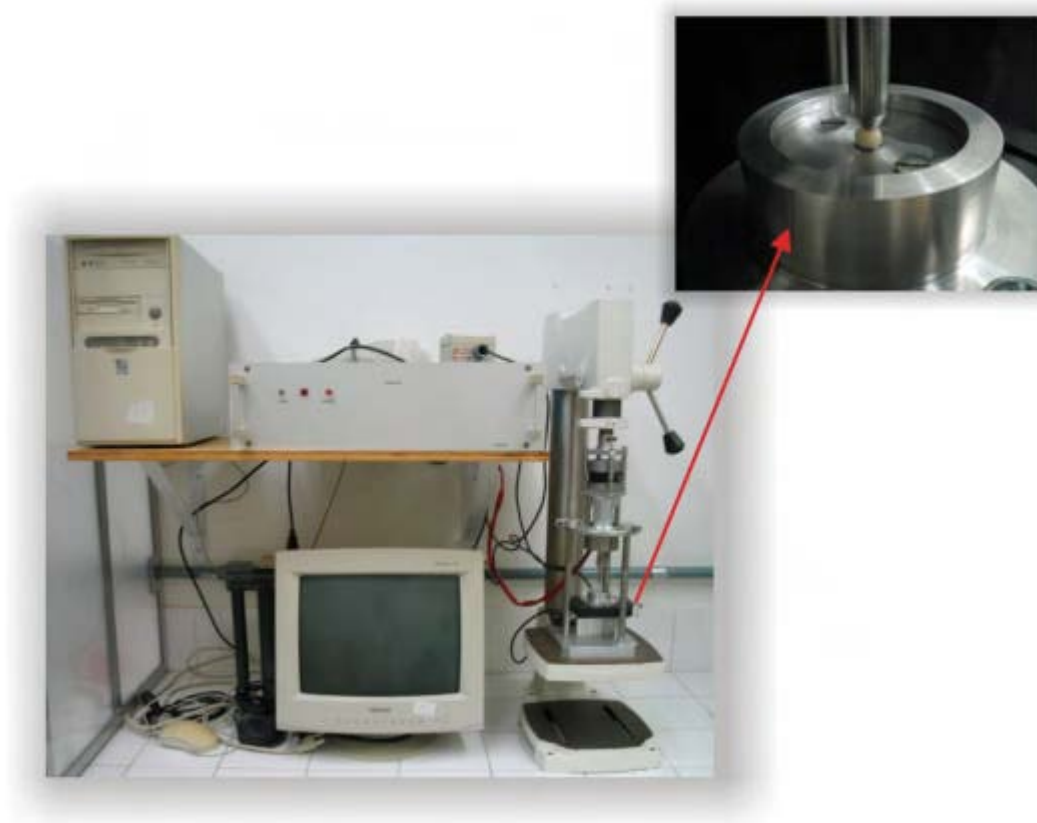


FIGURA 25 – Aparelho e dispositivo para ciclagem mecânica.

### 4.3 Ensaio mecânico

Para o ensaio mecânico de cisalhamento, foi utilizado um dispositivo modificado por Itinoche<sup>35</sup> et al., (1999), composto de duas partes independentes b e c (Figura 23), sendo que a parte “b” tem a configuração de um cilindro, com uma adaptação planejada em uma de suas paredes, de forma a possibilitar a introdução da parte “c” em seu

interior, que também é de formato cilíndrico e com uma das paredes planificadas, que servem como êmbolo durante os ensaios mecânicos. Nas faces planas de cada um dos componentes, existe uma perfuração de 4,0 mm de diâmetro, que permitem a introdução do CP simultaneamente nas duas peças, quando coincidentes às perfurações, ficando alojada a porção metálica na parte “b” e a porção cerâmica na parte “c”.

O conjunto montado foi posicionado em uma máquina de ensaio universal Instron 4301, (Instron, England), onde sobre a porção cilíndrica do dispositivo B foi aplicada uma força com velocidade constante de 0,5mm/min até a fratura das amostras, obtendo-se assim a carga máxima suportada pela interface metal-cerâmica, em MPa. (Figura 26)



FIGURA 26- a) máquina Instron 7301 b) detalhe da máquina Instron com o dispositivo de cisalhamento.

## **4.4 Análise em microscopia**

### **4.4.1 Análise em estereomicroscópio.**

Na análise das estruturas remanescentes dos corpos de prova, após os ensaios mecânicos e a verificação dos padrões de fratura, foi utilizada uma lupa estereomicroscópica Stemi 2000-C (Carl Zeiss, Inglaterra), com aumento de 20 x, acoplada a uma câmera digital Sony Cybershot DCS-A85, de 4.1 megapixel (Sony Corporation. Japan). Todas as amostras levadas ao ensaio mecânico de cisalhamento foram analisadas e fotografadas tanto em sua porção metálica, quanto na cerâmica, para a visualização das superfícies de fratura.

## **4.5 Análise estatística dos dados**

Os dados obtidos nos testes de resistência ao cisalhamento foram submetidos à análise estatística, utilizando-se o programa Excel. A unidade experimental foi o corpo de prova cilíndrico e seguiu-se um esquema fatorial do tipo 3x2, com 12 repetições. As variáveis experimentais foram o método de fundição e o procedimento de ciclagem. Foram testados três métodos de fundição: maçarico, indução e plasma. Para cada um desses métodos, foram considerados dois procedimentos de ciclagem: sem ciclagem e com ciclagem térmica e mecânica. A variável resposta foi a tensão de ruptura (MPa) obtida no ensaio de cisalhamento entre a interface metal cerâmica de cada uma das seis condições experimentais. Foi realizada a estatística descritiva média e a



inferencial e o desvio padrão, mediante o teste ANOVA fator duplo com repetição, e o teste de Tukey. O nível de significância adotado para todos os testes foi de 5%.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Ensaio de cisalhamento

A influência dos três métodos de fundição e dos procedimentos com e sem ciclagem sobre a interface metal-cerâmica durante o ensaio mecânico de cisalhamento constituiu seis condições experimentais.

Os dados obtidos estão apresentados no apêndice B. A estatística descritiva é apresentada na Tabela 1 e representada com o gráfico de colunas (Figura 27 ).

Tabela 1 - Média ( $\pm$  desvio padrão) dos dados de resistência ao cisalhamento, obtidos em corpos de prova fundidos por três métodos de fundição e duas condições de ciclagem.

Ciclagem	Fundição (Mpa)		
	Maçarico	Indução	Plasma
COM	97,96 $\pm$ 18,30	62,34 $\pm$ 11,25	58,10 $\pm$ 10,66
SEM	108,35 $\pm$ 22,97	103,64 $\pm$ 28,28	93,79 $\pm$ 11,06

n = 12

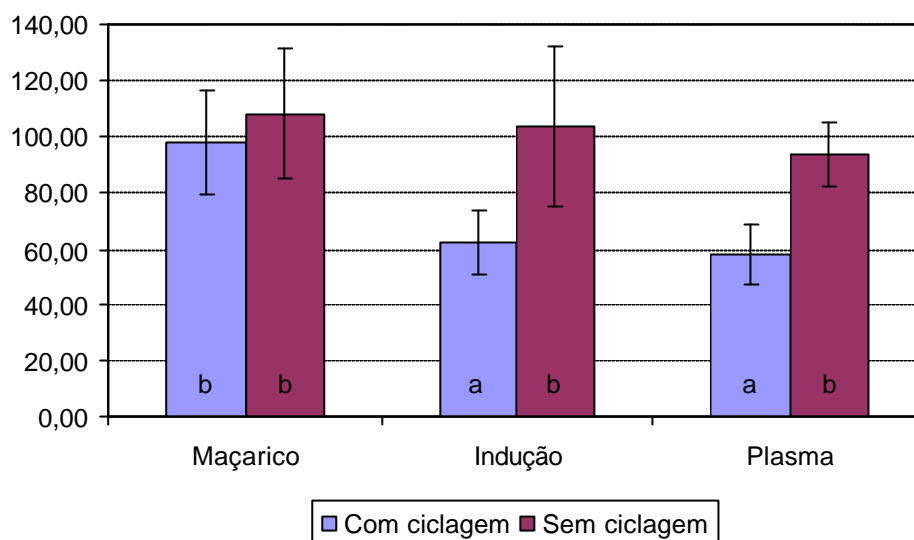


FIGURA 27 – Representação gráfica das médias (barras) e desvio padrão (linhas verticais) dos dados de resistência obtidos no ensaio de cisalhamento, de acordo com os métodos de fundição.

As informações da Figura 27 demonstram que as condições experimentais dos grupos indução e plasma com ciclagem apresentam resultados semelhantes. Os valores numéricos dos grupos maçarico com ciclagem, maçarico sem ciclagem, indução sem ciclagem e plasma sem ciclagem apresentam resultados semelhantes.

Quando se aplica a análise de variância (ANOVA) para avaliar a influência das variáveis tipo de fundição e procedimento de ciclagem observa-se que o efeito dessas duas variáveis é estatisticamente significativa (Tabela 2). No entanto, segundo a ANOVA, não se pode aceitar a hipótese de nulidade do efeito de interação entre as variáveis. Uma vez que o valor-p foi menor que 0,05, não se pode avaliar cada fator separadamente mas sim há que se considerar sempre o par método/ciclagem.

Tabela 2 - Análise de variância (ANOVA) para os dados de resistência ao cisalhamento (MPa) obtidos no ensaio mecânico.

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>
Ciclagem	15269,95	1	15269,95	45,23	0,00000
Fundição	9574,66	2	4787,33	14,18	0,00001
Interações	3253,29	2	1626,64	4,82	0,01114
Resíduos	22281,71	66	337,60		
<b>Total</b>	<b>50379,60</b>	<b>71</b>			

\*p<0,05

Quando se comparam as médias das seis condições experimentais, por meio do teste de Tukey (5%) (Tabela 3), verifica-se que as condições plasma com ciclagem e indução com ciclagem apresentaram as menores resistências ao cisalhamento, não podendo ser distinguida uma da outra. Todas as demais combinações fundição/ciclagem (Plasma sem ciclagem, Maçarico com e sem ciclagem, e Indução sem ciclagem) não diferiram significativamente a 5% entre si, mas foram maiores que as duas anteriores (Plasma com ciclagem e Indução com ciclagem).

Tabela 3 - Resultado da comparação de médias das seis condições experimentais, após aplicação do teste de Tukey (5%)

	Fundição	Ciclagem	Médias (MPa)	Resultados
1	Plasma	Com	58,10	a
2	Indução	Com	62,34	a
3	Plasma	Sem	93,79	b
4	Maçarico	Com	97,96	b
5	Indução	Sem	103,64	b
6	Maçarico	Sem	108,35	b

## 5.2 Análise em microscopia

### 5.2.1 Análise em estereomicroscópio

As amostras foram analisadas em lupa estereomicroscópica Stemi 2000-C (Karl Zeiss, Inglaterra), com aumento de 20x, acoplada a uma câmera digital Sony Cybershot DCS-S85. As fotografias digitais sugerem falhas do tipo coesivas em todos os grupos. Entretanto, observou-se quantidade considerável de material cerâmico remanescente sobre o metal e fragmentos metálicos sobre a estrutura cerâmica (Figuras 28 a 33).

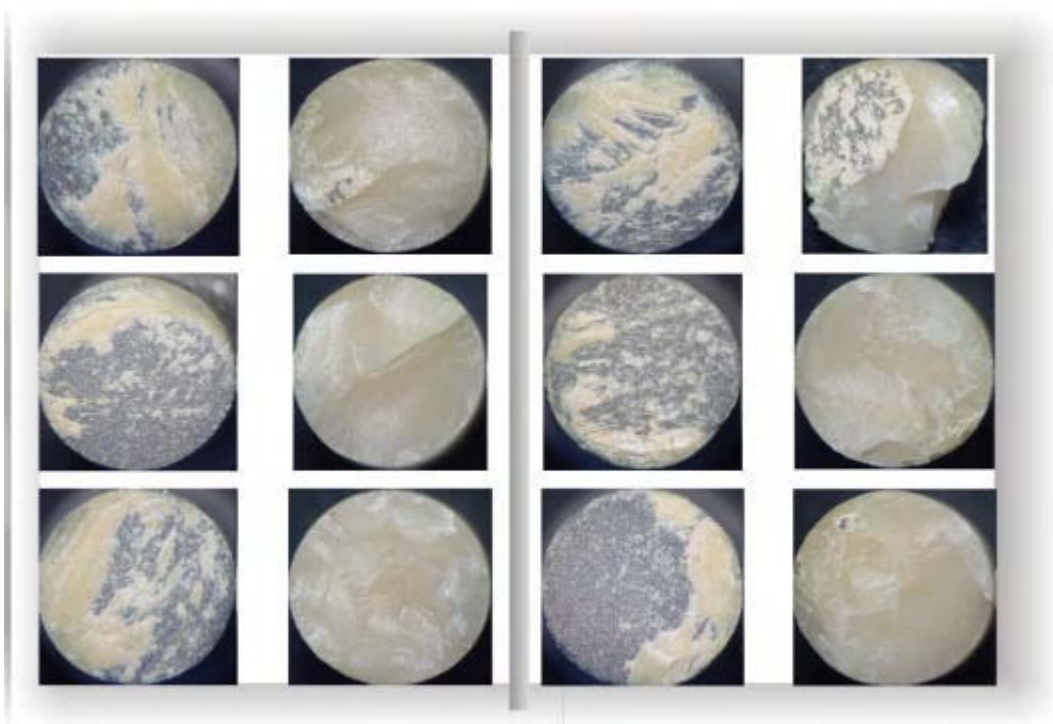


FIGURA 28 – Grupo maçarico sem ciclagem.

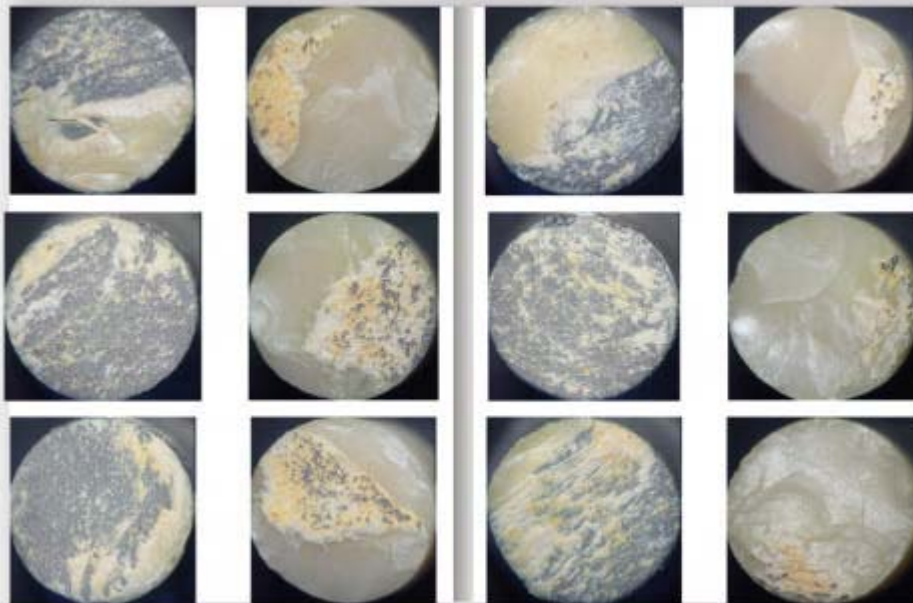


FIGURA 29 – Grupo maçarico com ciclagem.

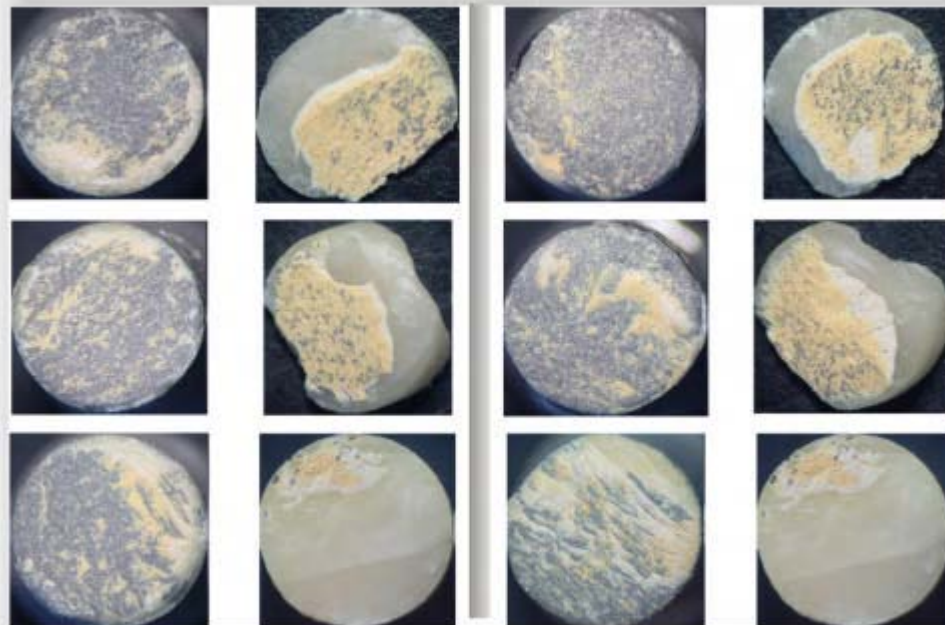


FIGURA 30 – Grupo indução sem ciclagem.

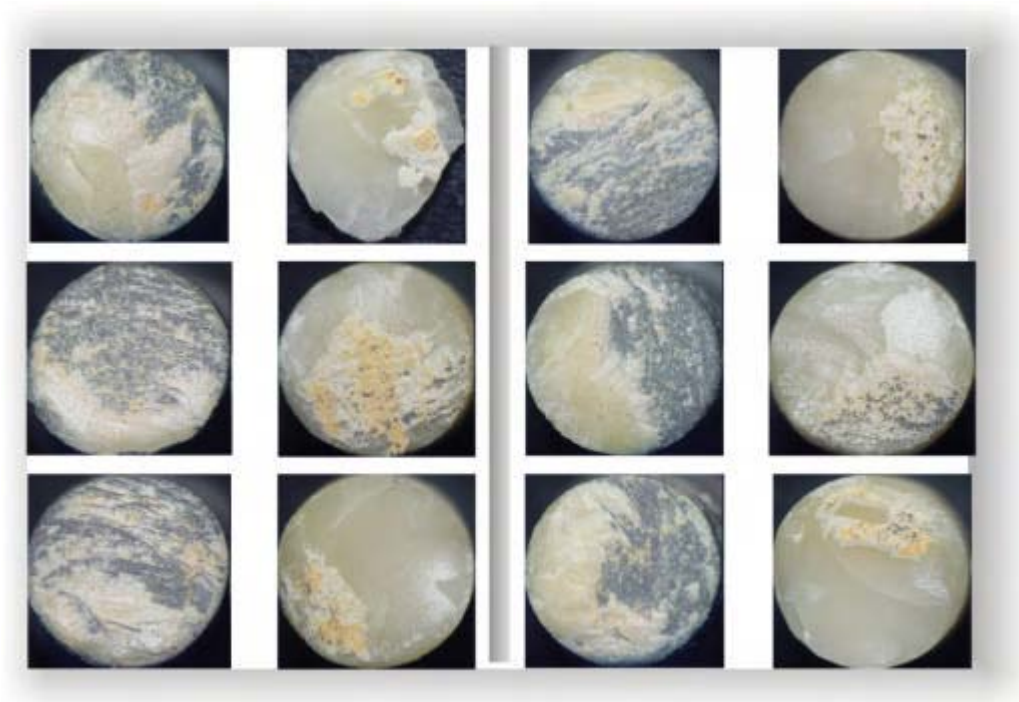


FIGURA 31 – Grupo indução com ciclagem.

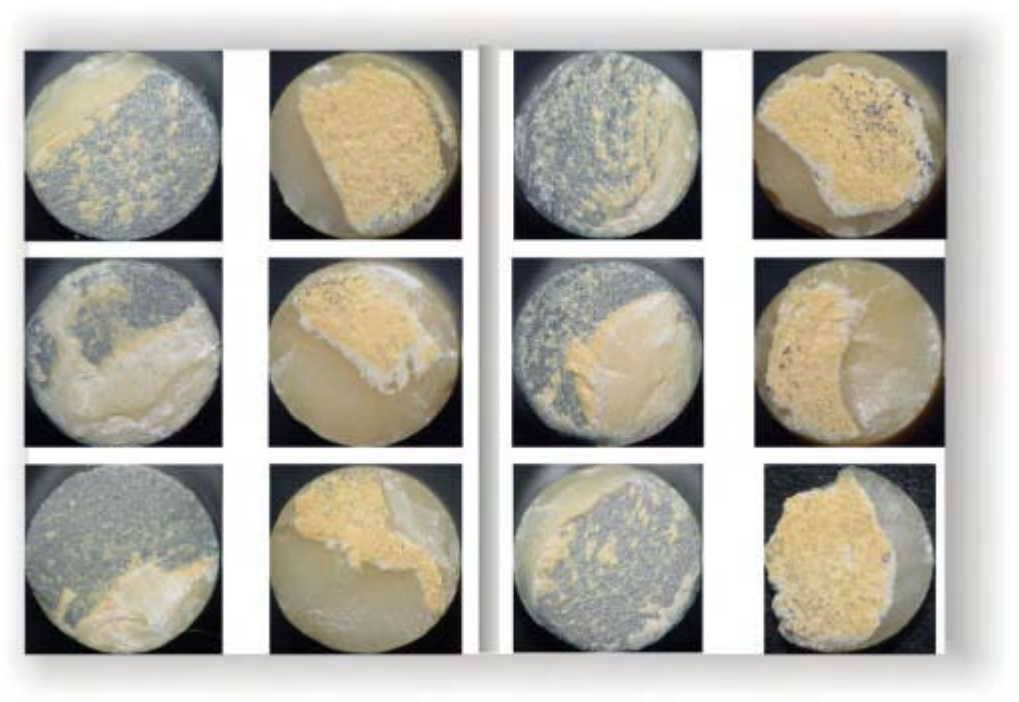


FIGURA 32 – Grupo plasma sem ciclagem.

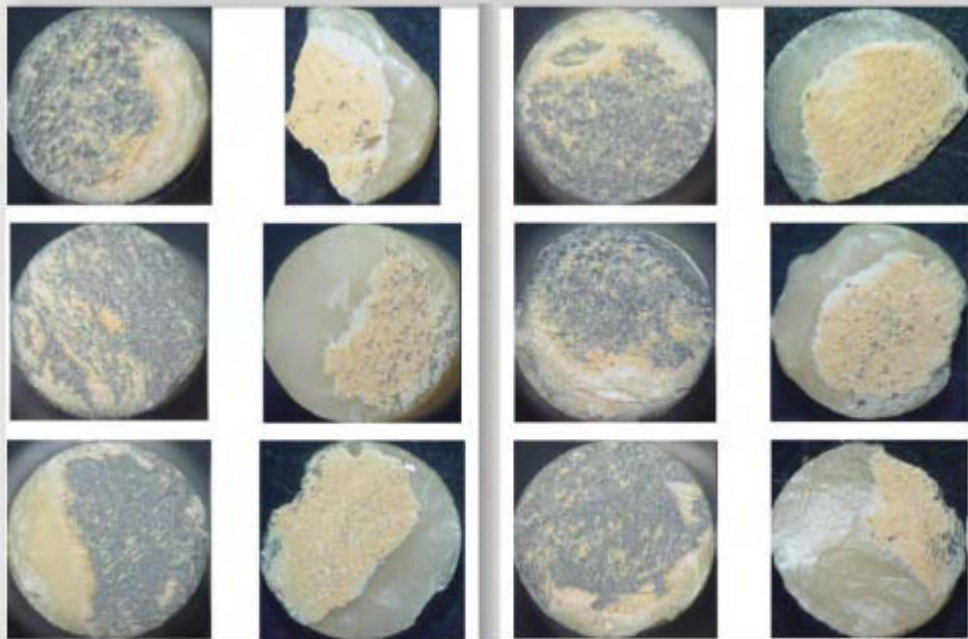


FIGURA 33 – Grupo plasma com ciclagem.



## 6 DISCUSSÃO

Para a obtenção de longevidade clínica satisfatória das restaurações metalo-cerâmicas, as mesmas devem apresentar algumas características favoráveis, como: boa resistência adesiva entre porcelana e liga metálica; coeficientes de expansão térmica linear compatíveis; boa adaptação marginal; ausência de altas tensões residuais na cerâmica. Além disso, é importante que a infra-estrutura metálica não sofra alterações durante o ciclo de sinterização, que não cause alteração de cor na cerâmica, que permita boa fundição, que seja biocompatível e que apresente resistência à oxidação. A porcelana deve ter estética adequada, baixo ponto de fusão, um bom molhamento, alto módulo de elasticidade, boa resistência à fadiga, estabilidade térmica e não apresentar trincas (McLEAN<sup>48</sup>, 1983; ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005).

Bertolotti<sup>7</sup> (1988) relatou que uma seleção racional de ligas para a utilização em restaurações metalo-cerâmicas pode ser baseada em alguns princípios, como: a) propriedades físicas; b) propriedades químicas; c) biocompatibilidade; d) facilidade de manuseio em laboratório; e) compatibilidade com a cerâmica e f) uma relação custo-benefício relacionada aos fatores anteriores. Encontra-se, dessa forma, uma grande gama de ligas a serem utilizadas, tanto nobres ou não-nobres, sendo de grande importância a realização de estudos que avaliem o desempenho das mesmas frente a cerâmicas de recobrimento. Neste trabalho, foi avaliada uma liga nobre à base de Pd-Ag-Sn (W1/Willians)

Para a avaliação do desempenho de restaurações metalo-cerâmicas, talvez o requisito mais importante seja uma forte e duradoura adesão entre a cerâmica e o metal. Essa adesão é obtida

durante a queima da cerâmica, por meio de alguns mecanismos de adesão: forças de Van der Waals, adesão mecânica e adesão química (BAGBY et al.<sup>6</sup>, 1990; LACY<sup>41</sup>, 1997; ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005).

As forças de Van der Waals são forças de atração entre dois átomos polarizados em íntimo contato, mas sem troca de elétrons. Suas medidas de adesão têm relação direta à extensão na qual o metal é molhado pela cerâmica ainda fluida. Quanto maior o molhamento e menor o ângulo de contato, mais forte as forças de Van der Waals entre a cerâmica e o metal (BAGBY et al.<sup>6</sup>, 1990; LACY<sup>41</sup>, 1997).

A adesão mecânica ocorre pelo preenchimento com cerâmica de cobertura nas irregularidades microscópicas da superfície do metal (LACY<sup>41</sup>, 1997). Entretanto, a rugosidade de superfície, se não controlada, pode causar dificuldade de preenchimento total das microretenções e, com isso, haver a formação de bolhas na interface, prejudicando a adesão. Os efeitos da rugosidade de superfície na resistência adesiva entre metal e cerâmica são difíceis de interpretar, pela dificuldade de controle e padronização nos laboratórios de prótese (BAGBY et al.<sup>6</sup>, 1990). Por isso, pesquisadores sugerem que o desgaste das superfícies com pedras abrasivas e brocas carbide devem ser realizados em uma única direção. O desgaste em direções diferentes pode fazer com que projeções do metal dobrem-se umas sobre as outras, aprisionando ar, abrasivos, e/ou partículas de revestimento, resultando em porosidade na porcelana e prejudicando a adesão na interface metal/cerâmica (HOFSTEDE et al.<sup>33</sup>, 2002).

A adesão química é o principal mecanismo de interação entre metal e cerâmica, e compreende a transferência direta de elétrons entre o oxigênio do vidro e metais oxidáveis no "coping" metálico (LACY<sup>41</sup>, 1997). Por isso, ligas de metais puros (não oxidáveis) não apresentam adesão química. Cerâmica aplicada a uma superfície lisa de Au-Pt-Pd, por exemplo, solta da superfície sem evidência de fixação. As ligas metálicas que formam óxidos aderentes durante todo o ciclo de degaseificação

proporcionam também uma boa adesão com a porcelana, enquanto que as pobres em óxidos aderentes apresentam pior adesão. Algumas ligas de Ag-Pd não formam óxidos externos, porém oxidam-se internamente. É para essas que a adesão mecânica se faz necessária (ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005). A adição de elementos oxidáveis a uma liga nobre, como índio (In) ou estanho (Sn), estabelece o potencial de oxidação da mesma e conseqüente adesão ao vidro. A ligação intermediária entre o metal e o vidro e a camada de óxido metálico precisa ser delgada em espessura para ser efetiva, caso contrário pode sofrer fratura (LACY<sup>41</sup>, 1997).

A longevidade da restauração metal/cerâmica depende, portanto, da formação de uma camada adesiva estável entre os dois materiais (MELO et al.<sup>49</sup>, 2005). A teoria da camada de óxido afirma que a adesão da cerâmica ao metal é obtida pela presença de uma camada de óxido aderente na interface metal-porcelana (MACKERT et al.<sup>45</sup>, 1988; HOFSTEDE et al.<sup>33</sup>, 2002). Dessa forma, o requisito para a aderência da cerâmica segue dois padrões: primeiro, deve haver um óxido presente na interface, e segundo, o óxido deve aderir ao metal. Por outro lado, se a camada de óxido está ausente, ou se é de espessura insuficiente para evitar a dissolução completa pela fusão da porcelana, a camada de óxido entra em contato direto com a superfície do metal, ocasionando pobre adesão. Isso é observado na fusão da cerâmica sobre alguns metais nobres que não possuem a capacidade de formar óxidos. Por outro lado, se o óxido não tem boa adesão ao substrato metálico, sua união à cerâmica resultante será fraca (MACKERT et al.<sup>45</sup>, 1988). Estudos têm determinado que esses óxidos metálicos formados durante o processo de oxidação podem variar entre ligas e com o tratamento de superfície (HOFSTEDE et al.<sup>33</sup>, 2002).

Acredita-se que jatear as superfícies finalizadas remove os sulcos e ranhuras provocados pelo acabamento. O metal jateado tem mais energia de superfície, o que promove um maior molhamento durante a aplicação da cerâmica. Evidências sugerem que essa superfície

asperizada pode também promover intertravamentos mecânicos e aumentar a área de superfície para a adesão metal/cerâmica, e nenhum desses trabalhos estabeleceu um protocolo final para os testes (LUBOVIC & GOODKIND<sup>44</sup>, 1977; DRUMMOND et al.<sup>22</sup>, 1984; MACKERT JUNIOR et al.<sup>45</sup>, 1988; HOFSTEDE et al.<sup>33</sup>, 2002; OZCAN<sup>56</sup>, 2003; ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005; MELLO et al.<sup>49</sup>, 2005). Teríamos uma condição mais adequada, caso o par porcelana-metal tivesse coeficientes de contração combinados de modo que a porcelana adjacente à interface estivesse totalmente livre de tensões. Essa é uma situação praticamente impossível de se obter, porque o metal exibe um comportamento de contração linear, em função de temperatura, e a porcelana, um comportamento não linear de contração (ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005). Dessa forma, os testes mais indicados seriam aqueles baseados em variáveis experimentais mínimas e com a menor quantidade de tensões residuais na interface metal/cerâmica. Alguns testes têm sofrido algumas críticas, por exemplo, os de flexão para avaliar ligas de metais diferentes. A ruptura da cerâmica depende do módulo de elasticidade do metal testado. Uma liga com maior módulo de elasticidade pode resistir à flexão por mais tempo, produzindo maior tensão de ruptura. Assim, é subjetivo dizer se o que está sendo testado é a resistência adesiva ou o módulo de elasticidade do metal. (HAMMAD & TALIC<sup>29</sup>, 1995).

ANUSAVICE<sup>2</sup> (2005), ao analisar as propriedades das restaurações metalo-cerâmicas, observou que as forças intra-orais de tração ou cisalhamento que se somam podem ser a causa primária da falha da restauração. Testes que observem as amostras sob esses aspectos podem ser, portanto, os mais indicados.

Quanto ao ensaio mecânico, vários autores propuseram que se utilize o ensaio de cisalhamento (CHONG et al.<sup>15</sup>, 1980; MALHOTRA & MAICKEL<sup>46</sup>, 1980; GAVELIS et al.<sup>26</sup>, 1982; DRUMMOND et al.<sup>22</sup>, 1984; QUIMONES et al.<sup>61</sup>, 1985; DAFTARY & DONOVAN.<sup>18</sup>, 1987; HAMMAD et al.<sup>30</sup>, 1984; STANNARD et al.<sup>67</sup> abaixo, 1990;

O'CONNOR et al.<sup>53</sup> abaixo, 1996; OYAFUSO<sup>55</sup>, 2001; OLIVIERI<sup>54</sup>, 2003; BOTTINO et al.<sup>11</sup>, 2004; PRETTI et al.<sup>59</sup>, 2004; MELO et al.<sup>49</sup>, 2005). Esses autores consideraram o teste de resistência ao cisalhamento como um dos métodos mais confiáveis na avaliação da adesividade, pois concentra a força aplicada no ponto de união entre os dois materiais nas condições estudadas. A resistência ao cisalhamento consiste em opor-se a forças de deslizamento de uma porção de um corpo sobre outro, calculada pela divisão da força pela área paralela ao direcionamento da força (ANUSAVICE<sup>2</sup>, 2005).

A metodologia empregada para nossos ensaios mecânicos consistiu em um teste de resistência ao cisalhamento modificado, idealizado por Itinoche<sup>36</sup> (1999). Dentro dos testes de cisalhamento de estrutura planar, esse tem uma configuração diferenciada, em que a apreensão dos CP se dá de uma maneira uniforme, ao contrário da metodologia tradicional, segundo a qual a ferramenta de teste é aplicada de forma pontual e tangencial a interface (Kojima<sup>40</sup> et al., 2005).

Foram obtidos, em nossos estudos, valores médios de resistência adesiva para os grupos não ciclados ( $108,35 \pm 22,97$  MPa) para o maçarico, ( $103,64 \pm 28,28$  MPa) para a indução e, ( $93,79 \pm 11,07$  MPa) para o plasma (Tabela 1). Dados obtidos de diferentes testes geralmente não são comparáveis entre si, sendo interessante o confronto com estudos de mesma metodologia de ensaio. Pretti et al.<sup>59</sup> (2004) observaram resistência de ( $48,387 \pm 17,718$  Mpa) para a liga Wirobond C, e ( $55,956 \pm 17,198$  Mpa) para a Remanium 2000; OLIVIERI<sup>54</sup>, (2003), de ( $40,55$ MPa) para ouro e de ( $62,71$  a  $68,17$ MPa) para o titânio; enquanto MELO et al.<sup>49</sup> (2005) observaram resistência de ( $54,0 \pm 20$  MPa) para a 4ALL, de ( $63,0 \pm 13,5$  MPa) para a Wiron, ( $71,7 \pm 19,2$  MPa) para a IPS d.Sign20 e de, ( $55,2 \pm 13,5$  Mpa) para a Argeloy. A diferença nos valores médios pode ser atribuída à liga utilizada ou talvez ao tratamento de superfície prévio à aplicação da cerâmica, o que pode ser comprovado em

novos trabalhos com a mesma liga e repetindo-se ou variando-se o tratamento de superfície.

Yilmaz & Dinçer<sup>79</sup> (1999) consideraram como aceitáveis clinicamente valores de resistência adesiva entre a cerâmica e o metal acima de 25N/mm<sup>2</sup>, usando um teste de flexão. White et al.<sup>76</sup> (1996) também relataram como níveis aceitáveis, clinicamente, médias de resistência adesiva acima de 26MPa. Anusavice et al.<sup>3</sup> (1980) descreveram que o estresse mastigatório em incisivos centrais fica em torno de 6,5 a 17,5MPa e, em dentes posteriores, em torno de 30MPa. Com base nesses dados, podemos observar que as resistências ao cisalhamento estiveram sempre acima dos valores clinicamente aceitáveis.

Estudos *in vitro* não podem reproduzir todas as variáveis e complexidades do ambiente bucal. Quando as coroas são cimentadas, outros fatores, além da resistência mecânica dos materiais, entram em jogo. Sob aplicação contínua de cargas, a degradação progressiva pode levar à iniciação e ao crescimento de trincas e, finalmente, à falha catastrófica da restauração (OZCAN<sup>55</sup>, 2003) Por isso, foi introduzido envelhecimento das amostras neste estudo, sob a forma de ciclagem térmica e mecânica. Essa é uma condição empregada para simular a utilização dessas próteses *in vivo*, e avaliar seu desempenho em um aspecto longitudinal.

A ciclagem térmica *in vitro* é a simulação do processo físico existente no ambiente oral, em função da dilatação e contração dos materiais restauradores, em virtude das mudanças térmicas, originadas pela ingestão de alimentos e líquidos em diferentes temperaturas. Talvez esse seja o processo que mais freqüentemente influencia a integridade de união adesiva entre materiais restauradores, pela geração de tensões na interface metal/cerâmica, devido às discrepâncias entre os coeficientes de expansão térmica dos materiais (LEIBROCK et al.<sup>42</sup>, 1999; TROIA et al.<sup>71</sup>, 2002; ANDREATTA FILHO et al.<sup>1</sup>, 2003).

A quantidade de ciclos (PROBSTER et al.<sup>60</sup>, 1996; LEIBROCK et al.<sup>42</sup>, 1999; ANDREATTA FILHO et al.<sup>1</sup>, 2003) e a variação da temperatura (PROBSTER et al.<sup>60</sup>, 1996; POLJAK-GUBERINA et al.<sup>58</sup>, 1999; CARNEIRO JUNIOR et al.<sup>13</sup>, 1999; TROIA et al.<sup>71</sup>, 2003; ANDREATTA FILHO et al.<sup>1</sup>, 2003) foram baseados em protocolos estabelecidos na literatura. A baixa condutividade térmica da cerâmica e o módulo de expansão térmico linear próximo ao metal fazem com que essa influência seja pequena em um baixo número de ciclos. Por isso, Tróia<sup>71</sup> et al., em 2003, sugeriram que os maiores períodos de imersão em cada banho poderiam gerar maior quantidade de tensões na interface metal/cerâmica. Baseados nas correlações clínicas feitas por alguns autores (PROBSTER et al.<sup>60</sup>, 1996; LEIBROCK et al.<sup>42</sup>, 1999; ANDREATTA FILHO et al.<sup>1</sup>, 2003), adotamos a utilização de 6000 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C, equivalentes a aproximadamente cinco anos de uso.

Anusavice<sup>2</sup> (2005) relata que poucas fraturas clínicas ocorrem durante um procedimento de carregamento único. A maioria das fraturas de restaurações e próteses se desenvolve progressivamente após vários ciclos de carregamento, depois do início de uma trinca. Valores de tensão abaixo da resistência máxima à tração podem produzir a fratura prematura da prótese, em função dos defeitos que crescem lentamente após os ciclos de tensões. Esse fenômeno é chamado de falha por fadiga. Por isso, também foi introduzida, neste estudo, a ciclagem mecânica, para complementação à ciclagem térmica. Em concordância com as pesquisas de Itinoche<sup>36</sup> (2002) e Dias<sup>21</sup> (2002), aplicamos uma carga de 50N, com uma frequência de 1Hz e 20000 ciclos. Essa padronização foi aplicada, baseada no fato de representar cerca de 60% de carga de fratura de um dos materiais do conjunto, descrito por Dias<sup>21</sup> (2002).

Os ensaios de ciclagem foram realizados em água, pois concordamos com Anusavice<sup>2</sup> (2005) e Drummond et al.<sup>22</sup> (1984), que

afirmaram que soluções aquosas têm a capacidade de degradação das cerâmicas, em virtude da transformação dos defeitos superficiais em uma ou mais trincas em função do tempo e das tensões.

Submeteu-se, em nossos estudos, a metade dos CP às ciclagens térmica e mecânica. Foram observados valores de resistência adesiva após a realização das ciclagens de (97,96 ± 18,30 MPa) para o maçarico, (62,34 ± 11,26 MPa) para a indução e (58,10 ± 10,66 MPa) para o plasma. Estatisticamente, os resultados não evidenciaram uma redução na resistência adesiva, comparada aos grupos sem ciclagem. Porém, diferenças numéricas foram observadas, com uma queda da resistência adesiva. Podemos assim, acreditar que, com um maior número de ciclos, exista uma maior influência do efeito ciclagem.

Em estereomicroscópio, foi observado que as falhas foram do tipo coesiva. As amostras apresentaram retenção de cerâmica pelo metal e, em alguns fragmentos de cerâmica, há evidências do destacamento da camada de óxido do metal. Hammad & Talic<sup>29</sup> (1995) relataram que falhas coesivas dentro da cerâmica são uma indicação para adesão satisfatória que pode exceder a resistência coesiva da cerâmica.

Examinando-se os fragmentos cerâmicos, observou-se coloração escura, metálica, evidenciando-se o destacamento da camada de óxidos. Isso sugere uma aderência adequada da camada de óxido ao metal da infra-estrutura metálica. Sced & McLean<sup>65</sup> (1972) corroboraram com esses resultados, observando em seus estudos que, para a liga de ouro, todas as amostras fraturaram na cerâmica opaca, próximo à interface adesiva, e que o níquel-cromo e o cobalto-cromo falharam predominantemente pelo destacamento da porcelana da superfície metálica. A adesão completa entre a porcelana e o metal é observada quando a fratura ocorre na porcelana e não na interface (WIGHT et al.<sup>77</sup>, 1977).

As áreas de falha coesiva da porcelana podem ser resultantes de vários fatores. Elas indicariam que a resistência da adesão



metal-cerâmica excedeu a resistência da porcelana propriamente dita, resultando em falhas predominantemente coesivas. As falhas combinadas poderiam indicar a presença de concentração de estresse residual na porcelana, nas áreas de falha coesiva. Qualquer estresse de tensão residual dentro da porcelana diminuiria a carga externa necessária para causar a fratura. A falha pode ser originada de áreas de alto estresse, dentro da porcelana, ou originada na interface metal porcelana, e progredido através das áreas de alto estresse de porcelana por causa da possibilidade aumentada para fratura (OLIVIERI<sup>54</sup>, 2003).

## 7 CONCLUSÕES

Dentro dos limites deste estudo, podemos concluir que:

- a) os grupos Plasma com ciclagem e Indução com ciclagem apresentam médias dos resultados semelhantes e significativamente menores que as dos demais grupos;;
- b) os grupos Plasma sem ciclagem, Maçarico com ciclagem, Indução sem ciclagem e Maçarico sem Ciclagem apresentam médias dos resultados semelhantes;
- c) numericamente, houve uma diminuição na resistência de cisalhamento nos métodos de fundição que receberam a ciclagem térmica e mecânica (exceto para o método maçarico, que apresentou resultado semelhante sem e com ciclagem);
- d) é sugestivo dizer que as falhas em todos os grupos foram coesivas.
- e) fica evidente, a partir da análise dos dados, que as falhas foram coesivas

## 8 REFERÊNCIAS\*

1. ANDREATTA FILHO, O. D. et al. Avaliação da resistência adesiva entre uma cerâmica aluminizada e um cimento resinoso submetidos à ciclagem térmica. **Cienc Odontol Bras**, v.6, n.3, p.32-9, July 2003.
2. ANUSAVICE, K. J. **Phillips, Materiais Dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 764 p.
3. 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, March 1980.
4. ANUSAVICE, K. J.; RINGLE, R. D.; FAIRHURST, C. W. Adherence controlling elements in ceramic-metal systems. II Nonprecious Alloys. **J Dent Res**, v.56, n.9, p.1053-61, Sept. 1977.
5. ASGAR, K.; ARFAEI, A. H. Castability of crown and bridge alloys. **J Prosthet Dent**, v.54, n.1, p.60-63, July 1985.
6. BAGBY, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL Jr, G. W. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v.63, n.1, p.21-5, Jan. 1990.
7. BERTOLLOTTI, R.L. Rational selection of casting alloy. In: PRESTON. J.D.**Perspectives in dental ceramics**. Chicago: Quintessence, 1988. 1985p. p. 75 – 84.
8. BEZZON, O. L. et al. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. **J Prosthet Dent**, v.80, n.5, p.570-74, Nov. 1998.
9. BEZZON, O. L. et al. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. **J Prosthet Dent**, v.85, n.3, p.299-304, Mar. 2001.

---

\* Baseado em:

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

10. BOSWELL, P. G. Some properties of a stir-cast Ni-Cr based dental alloy. *Austr Dent J*, v.25, n.3, p.125-34, June 1980.
11. BOTTINO, M. A. et al. Materiais e técnicas de fundição em odontologia. In: **ATUALIZAÇÃO em prótese dentária – procedimentos clínicos e laboratorial**, São Paulo: Santos, cap 3, p.27-54.
12. BOWERS, J. E. et al. Effect of metal conditioners on porcelain-alloy bond strength. *J Prosthet Dent*, v.54, n.2, p.201-3, Aug. 1985.
13. CARNEIRO JR., A. M. et al. Avaliação in vitro da força de união, através de teste de tração, de porcelana feldspática com diversos tratamentos superficiais à resina composta. *Rev Odontol Univ Sao Paulo*, v.13, n.3, p.257-62, July-Sep. 1999.
14. CARTER, J. M. et al. Adherence of a nickel-chromium alloy and porcelain. *J Prosthet Dent*, v.41, n.2, p.167-72, Feb. 1979
15. CHONG, M. P.; BEECH, D. R. A simple shear test to evaluate the bond strength of ceramic fused to metal. *Aust Dental J*, v.25, n.6, p.357-61, Dec. 1980.
16. COMPAGNI, R.; FAUCHER, R. R.; YOUDELIS, R. A. Effects of sprue design, casting machine, and heat source on casting porosity. *J Prosthet Dent*, v.52, n.1, p.41-5, July 1984.
17. CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed. São Paulo: Mosby, 2004. 710 p.
18. DAFTARY, F.; DONOVAN, T. Effect of eletrodeposition of gold on porcelain-to-metal bond strength. *J Prosthet Dent*, v.57, n.1, p.41-6, Jan. 1987.
19. DEKON, S. F. C.; VIEIRA, L. F.; BONFANTE, G. Avaliação da resistência de união metalocerâmica em função dos diferentes tempos de oxidação prévia. *Rev Odontol Univ Sao Paulo*, v.13, n.1, p.57-60, Jan-Mar. 1999.
20. DHARMAR, S.; RATHNASAMY, R. J.; SWAMINATHAN, T. N. Radiographic and metallographic evaluation of porosity defects and grain structure of cast chromium cobalt removable partial dentures. *J Prosthet Dent*, v.69, n.4, p.309-73, Apr. 1993.
21. DIAS, A . H. **Estudo da influência das características químicas e microestruturais nas propriedades mecânicas de sistemas totalmente cerâmicos**. 2002. 128 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2002.
22. DRUMMOND, J. L. et al. Shear testing of the porcelain metal bond. *J Dent Res*, v.63, n.12, p.1400-01, Dec.1984.

23. EAMES, W. B.; MacNAMARA, J. F. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. **Oper. Dent.**, v.3, n.4, p.137-41, 1978.
24. ELIAS, C. N.; LOPES, H. P. Ensaios mecânicos. In: ESTRELA, C. **Metodologia científica**, ensino e pesquisa em odontologia. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap. 13, p. 251 – 73.
25. ENGSTRÖM, G.; FREDRIKSSON, H.; WICTORIN, L. Absorption of gas in dental gold alloys during melting. **J Oral Rehabil**, v.9, n.1, p.35-44, 1982.
26. GAVELIS, J. R. et al. A comparison of the bond strength of two ceramometal systems. **J Prosthet Dent**, v.48, n.4, p.424-8, Oct. 1982.
27. 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, July. 1999.
28. HAMMAD, I. A.; STEIN, S. S. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. **J Prosthet Dent**, v.63, n.6, p.643-53, June. 1990.
29. 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, Dec. 1996
30. HAMMAD, I. A.; GOODKING, R. J.Ç GERBERICH, W. W. A shear test for the bond strength of ceramometals. **J Prosthet Dent**, v.58, n.4, p.431-7, Oct. 1987.
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, May 2002.
32. HILGERT, E. **Avaliação da união de ligas metálicas à cerâmica por meio de cisalhamento**. 2005. 117 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
33. HOFSTEDE, T. M. et al. Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. **J Prosthet Dent**, v.84, n.3, p.309-17, Sept. 2000.
34. IBRAHIM, R. M. Scanning and electron microprobe analysis of metal-porcelain interface. **Egypt Dent J**, v.41, n.4, p.1469-78, Oct. 1995.
35. ITINOCHE, M. K. **Estudo da resistência ao cisalhamento entre ligas metálicas e materiais compostos para revestimento estético: cerômero e polímero de vidro**. 1999. 78 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 1999.

36. ITINOCHE, M. K. **Estudo da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas**. 2002. 111 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2002
37. IVOCLAR VIVADENT TECHNICAL. Ligas dentais: manual técnico. São Paulo: Ivoclar Vivadent, s.d. 22p.
38. JÓIAS, R. M. et al. Shear bond strength among three metal alloys and ceramic material. **J Dent Res**, v. 83 Sp. Iss. A, Mar. 2004. (Abstract 3154)
39. JÓIAS, R. M. et al. Shear bond strength among four metal alloys and ceramic. **J Dent Res**, Sp. Iss. A, Mar. 2005. (Abstract 0491)
40. 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> 2005.
41. LACY, A.M. The Chemical nature of dental porcelain. **Dent Clin North Am**, v.21, n.4, p. 661-7, Oct. 1977
42. LEIBROCK, A. et al. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. **J Oral Rehabil**, v.26, n.2, p.130-7, Feb. 1999.
43. LEWIS, A. J. Changes in the composition of a nickel-base partial denture casting alloy upon fusion and casting. **Austr Dent J**, v.20, n.1, p.14-8, Feb. 1975.
44. LUBOVIC, R.P.; GOODKIND, R.J. Bond strength studies of precious, semiprecious, and nonprecious ceramic-metal alloys with two porcelains **J Prosthet Dent**, v.37, n.3, p.288-99, Mar. 1977.
45. MACKERT, J.R. et al. The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. **J Dent Res**, v.67, n.2, p.474-8, Feb. 1988.
46. MALHOTRA, M.L.; MAICKEL, L.B. Shear bond strength in porcelain-metal restorations. **J Prosthet Dent**, v.43, n.4, p.397-402, Apr. 1980.
47. MALHOTRA, M.L.; MAICKEL, L.B. Shear bond of porcelain-fused-to-alloys of varying noble metal contents. **J Prosthet Dent**, v.44, n.4, p.405-12, Oct. 1980.
48. McLEAN, J.W. The metal-ceramic restoration. **Dent Clin North Am**, v.23, n.4, p.747-61, Oct.1983.
49. MELO, R.M.; TRAVASSOS, A.C.; NEISSER, M.P. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.93, n.1, p.64-9, Jan. 2005.
50. MONDELLI, J. Ligas alternativas para restaurações fundidas. São Paulo: Panamericana, 1995.

51. MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment **J Dent Res**, v.65, n.7, p.993-7, Jul. 1986.
52. MORRIS, H. F.; ASGAR, K. Physical properties and microstructure of four new commercial partial denture alloys. **J Prosthet Dent**, v.33,n.1, p.36-46, Jan. 1975.
53. O'CONNOR, R. P. et al. Castability, opaque masking, and porcelain bonding of 17 porcelain-fused-to-metal alloys **J Prosthet Dent**, v.75, n.4, p.367-74, Apr. 1996.
54. OLIVIERI, K.A.N. **Resistência ao cisalhamento e análise da interface titânio cerâmica pela microscopia eletrônica de varredura**. 2003. 100f. Tese (Doutorado em Odontologia, Area de Concentração em Prótese)- Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista 2003.
55. OYAFUSO, D.K. **Resistência ao cisalhamento da interface formada pela união entre o titânio fundido ou usinado e cerâmicas**. 89f. Dissertação ( Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, 2001
56. OZCAN, M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. **J Oral Rehabil**, v.30, n.3, p.265-9, 2003.
57. PANG, I-C. et al. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy **J Prosthet Dent**, v.73, n.1, p.17-25, Jan. 1995.
58. POLJAK GUBERINA, R.; CATOVIS, A.; JEROLIMOV, V.; FRANZ, M.; BERGMAN,V. The fatigue strength of the interface between Ag-Pd alloy and hydrothermal ceramic. **Dent. Mater.**, v.15, n.6, p.417-20, Nov. 1999.
59. PRETTI, M. et al. Evaluation of the shear bond strength of the union between two CoCr-alloys and a dental ceramic. **J Appl Oral Sci**, v.12, n.4, p.280-4, 2004.
60. PROBSTER, L.; MALWALD, W.; WEBER, H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. **Eur J Oral Sci**, v.104, n.3, p.313-9, June 1996.
61. QUINONES, E.E.; VERMILYEA, S.G.; GRESWOLD, W.G. Apparent bond strength of nonnoble alloy-porcelain combinations. **J Prosthet Dent**, v.54, n.3, p.359-1, Sep. 1986.
62. RILEY, E. J. Ceramo-metal restorations. **Dental Clin North Am**, v. 21, n. 4, p. 669-82, Oct. 1977.
63. RINGLE, R.D.; FAIRHURST, C.W.; ANUSAVICE, K.J. Microstructures in Non-precious Alloys Near the Porcelain-Metal Interaction Zone. **J Dent Res**, v.58, n.10, p.1987-93, Oct. 1979.

64. SAAVEDRA, G.S. F. A. et al. Avaliação da resistência ao cisalhamento entre liga de cobalto-cromo e cerâmica com diferentes agentes de união. **Braz Oral Res**, suppl., v.18, n.143, 2004.
65. 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, Mar. 1972.
66. SCOLARO, J. M.; VALLE, A.L. Bonding ceramic to metal: a comparison using shear tests. **Rev FOB**, v.10, n.1, p.57-62, Jan. /Mar. 2002.
67. 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, Jan. 1990.
68. STRANDMAN, E.; GLANTZ, P.O. On the characteristics of acetylene-oxygen flames used in dental casting. **Odont Revy**, v.27, n.3, p.197-222, 1976.
69. TAJIMA, K. et al. Oxygen and nitrogen uptake in dental Ni-Cr alloy castings by several melting methods. **Dent Mater**, v.3, n.2, p.262-271, Sept. 1984.
70. TRAINI, I. et al. Adherence of investment to Au-Pd-Ag alloy using a vacuum-argon pressure casting machine. **Dent Mater**, v.19, 2003.
71. TROIA Jr. et al. The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. **Dent Mater**, v.19, p.790-6, 2003.
72. UUSALO, E.K.; LASSILA, V.P.; YLFURPO, A. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. **J Prosthet Dent**, v.57, n.1, p.26-9, Jan. 1987.
73. VASQUEZ, V. Z. C. **Avaliação da união entre ligas metálicas e cerâmicas submetida à ciclagem térmica e mecânica por meio do teste de resistência ao cisalhamento, e análise da interface por MEV e EDS**. 2005. 128 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.
74. VOITIK, A.J. Titanium dental castings, cold worked titanium restorations – yes or no? **Trends Tech Contemp Dent Lab**, v.8, n.10, p.23-8 e 30-4, Dec. 1991.
75. WAGNER, W.C. et al. Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. **J Biomed Mater Res**, v.27, n.4, p.531-7, Apr. 1993.
76. WHITE, S. N.; CAPUTO, A. A.; GOO, E. Strength of porcelain fused to titanium beams. **J Prosthet Dent**, v.75, n.6, p.640-8, June 1996.



77. 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.
78. 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.
79. YILMAZ, H.; DINÇER, C. Comparison of the bond compatibility of titanium and an NiCr alloy to dental porcelain. **J Dent**, v.27,n.3, p.215-22, May 1999.
80. ZINELIS, S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. **J Prosthet Dent**, v.84,n.5, p.575-82, Nov. 2000.

## Apêndice A – Características da liga e cerâmica utilizadas.

Quadro 2 – Especificações da liga, segundo o fabricante.

	W1
Tipo	Liga Cerâmica, com Pd
Cor	Branco
Densidade (g/cm <sup>3</sup> )	11.1
Dureza Vickers	190 - 285
Módulo de elasticidade (psi/MPa)	16,500,000/114,000
Alongamento (%)	11.0 – 8.0
Intervalo de fusão (°C)	1185 – 1270 ° C
Temperatura de fundição (°C)	1320 – 1380 ° C
Oxidação °C/min/vácuo	1010/5/vácuo
25-500 °C	15.2
CTE (10 <sup>-6</sup> k <sup>-1</sup> )	
20-600 °C	15.4
Composição (%)	Au: 0, Pt: 0, Pd: 53.3, Ag, 37.7, Cu: 0, Sn: 8.5, In: < 1.0, Ga: 0, Ru: < 1.0, Ir: 0, Re: 0, Outros (Li: < 1.0)

Quadro 3 – Propriedades físicas da cerâmica VM13, segundo especificações do fabricante.

Propriedade	Unidade de Medida	Valor
CET 25-500 °C - opaco	$10^{-6} \text{ k}^{-1}$	13,6 – 14,0
Ponto de transformação- opaco	° C	aprox. 570/577
CET 25-500 °C – dentina base	$10^{-6} \text{ k}^{-1}$	13,1 – 13,6
Ponto de transformação – dentina base	° C	aprox. 560/565
Ponto de amolecimento - dentina base	° C	aprox. 635
Solubilidade - ácida dentina base	$\mu\text{g}/\text{cm}^3$	aprox. 12
Densidade – dentina base	$\text{g}/\text{cm}^3$	aprox. 2,5
Tamanho médio de partícula – dentina base	$\mu\text{m}$	aprox. 18
Resistência à flexão dentina base	MPa	aprox. 120
União adesiva dentina base	MPa	aprox. 43

Apêndice B – Os valores obtidos nos ensaio mecânicos dos corpos de prova estão representados nas Tabelas abaixo com unidade em MPa.

Tabela 4 – Grupo: maçarico

<b>Resistência de União (MPa)</b>		
<b>Corpo-de-prova</b>	<b>Sem ciclagem (G1)</b>	<b>Com ciclagem (G2)</b>
1	98,8	107,4
2	94,51	90,29
3	137,7	75,00
4	141,80	104,80
5	96,38	89,08
6	97,00	121,70
7	78,74	130,00
8	105,70	117,30
9	145,50	71,82
10	105,70	91,31
11	78,61	90,68
12	119,40	86,15

Tabela 5 – Grupo : indução

<b>Resistência de União (MPa)</b>		
<b>Corpo-de-prova</b>	<b>Sem ciclagem (G1)</b>	<b>Com ciclagem (G2)</b>
1	135,80	63,66
2	73,80	46,51
3	71,90	62,90
4	128,30	73,05
5	117,40	59,80
6	92,30	77,98
7	69,50	51,30
8	149,90	72,44
9	134,90	61,86
10	83,20	42,02
11	97,20	74,10
12	89,50	62,49

Tabela 6 – Grupo: plasma

<b>Resistência de União (MPa)</b>		
<b>Corpo-de-prova</b>	<b>Sem ciclagem (G1)</b>	<b>Com ciclagem (G2)</b>
1	85,76	65,78
2	93,10	53,65
3	103,56	73,10
4	97,30	44,10
5	91,36	41,63
6	97,05	50,97
7	93,84	63,33
8	88,83	50,22
9	84,10	67,01
10	122,59	72,38
11	80,97	52,23
12	86,99	62,80

ALONSO, A. A. **Comparative study of the influence of different methods of the casting in the resistance between the interface metal-ceramic, through the shear bond strength test.** 2006. 111 f. Tese de Mestrado (Mestrado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária). Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.

### **ABSTRACT**

*The aim of this study was to evaluate the three different methods of melting (gas oxygen torch and electrical centrifuge – G1, Induction electrical centrifuge – G2 e automated casting machine with gas argon – G3), between the interface of the Pd-Ag-Sn alloy, and a dental ceramic. Thirty standardized specimens were waxed for each method of melting. The specimens were included and melted in agreement with each manufacturer's melting equipments specifications. Following a feldspatic ceramic was applied over the metal coping, according to the manufacturers' instructions. The specimens were divided in two subgroups. One subgroup was directly submitted to the shear bond strength test; and the other subgroup was thermo-cycled, mechanic-cycled, followed by the shear bond strength test. The fractured specimens were evaluated under a stereoscopic loup (20 X magnification), and the type of fracture recorded. The data collected during the shear bond strength test were submitted to ANOVA and Tukey's test statistical analysis with 5% level of significantly. The results showed the following values (mean  $\pm$  S.D.), for the sub groups without cycling: 108,35  $\pm$  22,97 MPa by gas oxygen torch and electrical centrifuge, 103,64  $\pm$  28,28 MPa by Induction electrical centrifuge, 93,79  $\pm$  11,07 MPa by automated casting machine with gas argon and for the sub group with cycling 97,96  $\pm$  18,30 MPa by gas oxygen torch and electrical centrifuge, 62,34  $\pm$  11,26 MPa by Induction electrical centrifuge, and 58,10  $\pm$  10,66 MPa by automated casting machine with gas argon. Considering this study we can conclude that the automated casting machine with gas argon with cycling and Induction electrical centrifuge with cycling presents similar averages and lower than the others groups.*

*Key words: Metal ceramic alloys; shear bond strength test; ceramics; dental casting technique; thermal and mechanic cycling; analysis of variance.*