

DENISE KANASHIRO OYAFUSO

**INFLUÊNCIA DA CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA NA
ADESÃO DA INTERFACE FORMADA POR PORCELANAS
E ESTRUTURAS METÁLICAS DE TITÂNIO E LIGA
ÁURICA**

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

Orientador: Prof. Adjunto Marco Antonio Bottino

São José dos Campos

2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

DEDICO ESSA DISSERTAÇÃO:

Ao grande homem, marido, cúmplice e companheiro, **Marcos Koiti Itinoche**.

Obrigada por me socorrer e confortar nos momentos mais difíceis.

Obrigada por me proporcionar um lar repleto de amor, harmonia e respeito.

Obrigada pela sua existência e por me fazer tão feliz!

Ao meu filho **Rafael**, meu presente divino.

Fonte que renova minhas energias e me torna mais forte para enfrentar e superar os obstáculos que a vida impõe.

Agradeço por encher o meu coração de alegria a cada dia que passa.

Te amo muito!

Aos meus pais e sempre amigos, **Sigueo e Keiko**, responsáveis pela minha educação e formação moral.

Por representarem sempre um porto seguro no seio da família que me faz forte para percorrer os caminhos da vida e para enfrentar sem medo novos desafios.

Obrigada pelo amor incondicional dedicado a mim ao longo desses anos.

Meu carinho e eterna admiração.

Aos meus queridos irmãos **Sérgio e Eduardo**,

Agradeço pelo carinho, respeito e incentivo para novas conquistas.

O amor de nossos pais nos fez irmãos, mas por opção nos tornamos amigos.

Obrigada por todos esses anos de convivência.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Professor Adjunto Marco Antonio Bottino

“Há homens que lutam um dia e são bons,
há outros que lutam um ano e são melhores;
porém, existem aqueles que lutam por toda uma vida,
esses são imprescindíveis”.

Bertolt Brecht

Obrigada pela orientação sábia e segura.

Obrigada por nos mostrar que sempre existe um caminho que levará à luz, basta esforço, dedicação e perseverança.

Expresso os meus maiores agradecimentos, admiração e meu profundo respeito.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, através de seu digníssimo Diretor, **Professor Adjunto Paulo Villela Santos Júnior**.

Ao Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Concentração em Prótese. coordenado pelo **Professor Adjunto Clóvis Pagani**, pela oportunidade concedida.

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, e em especial, aos professores da disciplina de Prótese Parcial Fixa, Prof. Adj. Marco Antonio Bottino, Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi e Prof. Dr. Renato Sussumu Nishioka que contribuíram para a minha formação acadêmica nesta área.

Aos colegas do curso, **Edson Hilgert, Elza Maria Valadares da Costa, Leonardo Buso, Rander Pereira Avelar e Vanessa Zulema Ccahuana Vásquez** pelo convívio, companheirismo e amizade que se estabeleceram durante esta jornada.

Às secretárias da seção de pós-graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações prestadas e pela atenção dispensada.

Às secretárias **Suzana Cristina de Oliveira e Eliane Wenzel**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária, pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Aos **laboratórios de Prótese Vaiazzi**, pela cessão do laboratório para a confecção dos corpos-de-prova deste trabalho e pela forma atenciosa com a qual me acolheram.

Ao Instituto de Química da UNESP – Campus de Araraquara, pela análise da microscopia eletrônica de varredura.

À Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação, **Ângela de Brito Bellini**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, pela realização das correções com grande competência.

Ao Ivan Balducci, pela realização da parte estatística deste trabalho.

À **Professora Walkíria Gonçalves de Oliveira Silva**, pela correção gramatical.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	09
LISTA DE TABELAS	12
LISTA DE QUADROS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	14
RESUMO	16
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Titânio	21
2.2 Sistemas metalocerâmicos	27
2.3 Ensaio mecânico	38
2.4 Ciclagem mecânica térmica	40
3 PROPOSIÇÃO	49
4 MATERIAL E MÉTODO	50
4.1 Confecção das estruturas metálicas	50
4.1.1 Obtenção e inclusão dos padrões para fundição	50
4.1.2. Fundição dos padrões	52
4.2 Aplicação do material estético	56
4.3. Ciclagem térmica e/ou mecânica	61
4.4 Ensaio mecânico	65
4.5 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	66
4.6 Obtenção de dados	67
4.7 Delineamento experimental	67
5 RESULTADOS	69
5.1 Análise descritiva dos resultados	69
5.2 Análise microscópica dos corpos-de-prova	73
6 DISCUSSÃO	89

7 CONCLUSÃO	101
8 REFERÊNCIAS	102
Apêndice A	111
<i>ABSTRACT</i>	115

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1- Esquema de falhas de adesão cerâmica-metal	29
FIGURA 2- Fórmula para cálculo de resistência à flexão : $P =$ carga máxima no momento da fratura; $l =$ distância entre os apoios; $b =$ largura do corpo-de-prova e $d =$ espessura do corpo-de-prova.....	39
FIGURA 3- Esquema de dissipação de forças no ensaio de resistência à flexão	42
FIGURA 4- Estruturas fundidas em titânio.....	51
FIGURA 5- Fusão do titânio cp: a- Câmara de fusão (compartimento superior); b- Conduto de evacuação (argônio); c- Conduto de evacuação; d- Câmara de fundição (compartimento inferior)	53
FIGURA 6- Processo de fundição: a) Trava; b) Câmara de fundição	53
FIGURA 7- Estrutura metálica	55
FIGURA 8- Esquema de delimitação para aplicação do <i>Bonder</i>	56
FIGURA 9- Matriz para aplicação de porcelana. A- Base da matriz; B- placa delimitadora; e C- rebaixo para encaixe da estrutura metálica do corpo-de-prova	57
FIGURA 10- Secção frontal do esquema da matriz para aplicação de porcelana: A- Base da matriz; B- placa delimitadora; e C- rebaixo para encaixe da estrutura metálica do corpo-de-prova	58
FIGURA 11- Esquema das dimensões do corpo-de-prova.....	58
FIGURA 12- Corpos-de-prova após aplicação e queima do sistema cerâmico	60
FIGURA 13- Esquema do dispositivo para utilização de ciclagem mecânica e ensaio mecânico de fratura.....	62

FIGURA 14- Dispositivo utilizado para ciclagem mecânica	62
FIGURA 15- Sistema operacional da máquina de ciclagem mecânica	63
FIGURA 16- Vista aproximada da parte da máquina de ciclagem mecânica responsável pela incidência da força	63
FIGURA 17- Ensaio de resistência à flexão de três pontos	65
FIGURA 18- Fórmula de resistência à flexão : onde: P- carga máxima no momento da fratura; l, distância entre os apoios; b- largura do corpo-de-prova; d- espessura do corpo-de-prova.....	67
FIGURA 19- Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos dados de resistência obtidos no ensaio de flexão para oito condições experimentais.	70
FIGURA 20- Gráfico das médias das oito condições experimentais estabelecidas.....	71
FIGURA 21- Gráfico do ensaio de resistência à flexão. A seta indica o momento em que a fratura do corpo-de-prova foi detectada	74
FIGURA 22- Superfície da liga de ouro que não foi recoberta pelo material cerâmico	75
FIGURA 23- Superfície do titânio que não foi recoberto pelo material cerâmico	75
FIGURA 24- Superfície do titânio na região da interface com a cerâmica após o ensaio mecânico (aumento de 50X).....	76
FIGURA 25- Camada do material cerâmico na região da interface com o titânio após o ensaio mecânico (aumento de 50X)	77
FIGURA 26- Superfície da liga de ouro com remanescente de material cerâmico após o ensaio mecânico (aumento de 50X).....	77
FIGURA 27- Camada cerâmica destacada da superfície da liga áurica	78
FIGURA 28- MEV da superfície do titânio antes da aplicação da camada cerâmica (aumento de 1000X).....	79
FIGURA 29- MEV da superfície da liga áurica anteriormente à aplicação da cerâmica.(aumento de 1000X).....	79

FIGURA 30- MEV da superfície do titânio na região da interface sem vestígios de porcelana (aumento de 500X)	80
FIGURA 31- MEV da superfície do titânio na região da interface com a cerâmica (aumento de 1000X).....	80
FIGURA 32- MEV da superfície da porcelana para titânio na região da interface (aumento de 1000X). As setas indicam a presença de porosidades.....	81
FIGURA 33- MEV da superfície da porcelana para titânio na região da interface (aumento de 2000X)	82
FIGURA 34- MEV da interface do conjunto liga de ouro/porcelana. A- metal; B- camada de óxidos; C- camada de agente de união e D- camada de porcelana (opaco).	82
FIGURA 35- MEV-EDX da superfície da cerâmica	83
FIGURA 36- MEV-EDX da superfície do titânio na região da interface	83
FIGURA 37- MEV da superfície da liga áurica antes da aplicação de porcelana (aumento de 1000X).	84
FIGURA 38- MEV- superfície da liga de áurica na região da interface após o ensaio mecânico (500X).	84
FIGURA 39- MEV- superfície da liga áurica na região da interface após ensaio mecânico (aumento de 1000X)	85
FIGURA 40- MEV-EDX da superfície da liga áurica	85
FIGURA 41- MEV-EDX3 da superfície da porcelana.....	86
FIGURA 42- MEV da superfície da porcelana na região da interface após ensaio mecânico. (aumento de 1000X).	86
FIGURA 43- MEV da superfície da porcelana na região da interface após ensaio mecânico. (aumento de 2000X).	87
FIGURA 44- MEV da interface do conjunto liga de ouro/porcelana. A- metal; B- camada de óxidos; C- camada de porcelana (opaco) e D- camada de dentina	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tratamento térmico, espessura da camada de óxido e resistência à tração	33
Tabela 2 – Média (\pm desvio padrão) dos valores de tensão de ruptura (em MPa) obtidos sob diferentes condições experimentais....	69
Tabela 3- ANOVA para os dados de MPa obtidos no ensaio mecânico	70
Tabela 4- Resultado da comparação de médias dos procedimentos de ciclagem, após a aplicação do teste de Tukey (5%).....	72
Tabela 5- Resultado da comparação de médias das oito condições experimentais, após a aplicação do teste de Tukey (5%)	73
Tabela 6- Grupo liga de ouro sem tratamento de ciclagem	111
Tabela 7- Grupo liga de ouro com ciclagem térmica.....	111
Tabela 8- Grupo liga de ouro com ciclagem mecânica	112
Tabela 9- Grupo liga de ouro com ciclagem termo-mecânica	112
Tabela 10- Grupo de titânio sem tratamento de ciclagem	113
Tabela 11- Grupo de titânio com ciclagem térmica	113
Tabela 12- Grupo de titânio com ciclagem mecânica	114
Tabela 13- Grupo de titânio com ciclagem termo-mecânica	114

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Características físicas do titânio cp.....	25
Quadro 2- Condutividade térmica de alguns metais	25
Quadro 3- Composição química do titânio comercialmente puro.....	26
Quadro 4- Médias e desvio padrão dos resultados.....	48
Quadro 5- Ligas metálicas, fabricante e composição química	50
Quadro 6- Revestimento utilizado para inclusão e fundição do titânio.....	52
Quadro 7- Ciclos de aquecimento para o revestimento Rematitan Ultra	52
Quadro 8- Revestimento utilizado para inclusão e fundição da liga áurica	55
Quadro 9- Ciclo de queima da porcelana Vita Titankeramik	59
Quadro 10- Ciclos de queima da porcelana Omega 900	60
Quadro 11- Grupos (G) listados de acordo com o metal e o tratamento	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A.S.T.M. - American Society for Testing and Materials

Al_2O_3 – Óxido de Alumínio

CET – Coeficiente de expansão térmica linear

cm – Centímetro

cm^2 – Centímetro ao quadrado

cp – comercialmente puro

Dp – Desvio padrão

EDX – Espectroscopia por dispersão de energia de Raios-X

et al. – et alli

Fig. – Figura

g – Grama

g/cm^2 – Grama por centímetro ao quadrado

g/cm^3 – Grama por centímetro cúbico

Hz – Hertz

$^\circ\text{K}$ – Kelvin

kgf/cm^2 – Kilograma força por centímetro ao quadrado

kN/mm^2 – Kilonewton por milímetroquadrado

LFC – Low fusing cerâmics

μm – Micrometro

M.E.V. – Microscopia eletrônica de varredura

min – Minuto

ml – Mililitro

mm – Milímetro

MPa – Mega Pascal

N – Newton

PPF – Prótese Parcial Fixa

s – Segundo

TiO_2 – Dióxido de titânio

α - Alfa

Å – Angström

°C – Grau Celsius

% - Porcento

Ag – Prata

Al – Alumínio

Au – Ouro

Be – Berílio

C – Carbono

Ca – Cálcio

Co – Cobalto

Cr – Crômio

Cu – Cobre

Fe – Ferro

Ga – Gálio

H – Hidrogênio

In – Índio

Ir – Irídio

Mg – Magnésio

N – Nitrogênio

Ni – Níquel

O – Oxigênio

P – Fósforo

Pd – Paládio

Pt – Platina

Si – Silício

Sn – Estanho

Ti – titânio

V – Vanádio

Zr- Zircônia

OYAFUSO, D.K. **Influência da ciclagem térmica e mecânica na adesão da interface formada por porcelanas e estruturas metálicas de titânio e liga áurica.** 2005. 115f. Dissertação (Doutorado em Odontologia Restauradora, especialidade em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi testar a hipótese da influência da ciclagem térmica e mecânica na adesão entre materiais cerâmicos e estruturas metálicas de titânio fundido e liga áurica. A partir de padrões em acrílico calcinável, quarenta e oito estruturas metálicas (25,0 mm de comprimento, 3,0mm de largura e 0,5mm de espessura) foram fundidas em titânio comercialmente puro (Ticp) e quarenta estruturas foram fundidas em liga de ouro. Todas as barras foram jateadas com óxido de alumínio (150 μ m) e somente as fundidas em liga áurica sofreram processo de degaseificação. Após delimitação da área central das estruturas (8,0mmX3,0mm), o agente de união e a cerâmica referente à cerâmica opaca foram aplicados sobre uma das faces e o ciclo de queima de cada material foi cumprido de acordo com as recomendações do fabricante. As estruturas foram posicionadas em uma matriz metálica para permitir a construção da camada cerâmica referente à dentina com melhor padronização. Após o resfriamento, os corpos-de-prova foram reposicionados na matriz para a aplicação e queima de uma segunda camada corretiva, obtendo uma camada uniforme de aproximadamente 1mm. Os corpos-de-prova de cada metal foram separados aleatoriamente em quatro grupos e submetidos a tratamentos distintos: GI- sem ciclagem (grupo controle); GII- ciclagem térmica (4 e 55°C/3000 ciclos); GIII- ciclagem mecânica e GIV- ciclagem térmica e mecânica. O teste de resistência à flexão de três pontos foi realizado em máquina de ensaio universal com velocidade de 1,5mm/min até que houvesse falha em uma das extremidades da camada cerâmica. Os dados foram tratados estatisticamente (ANOVA *two-way*, Tukey, $p < 0,5\%$) e os resultados mostraram que os grupos com corpos-de-prova em liga de ouro apresentaram média estatisticamente superior aos grupos de titânio (54,71MPa e 32,24MPa, respectivamente). Quanto aos tratamentos, os grupos GI e GII diferiram de forma significativa dos grupos GIII e GIV que apresentaram médias de adesão inferiores, porém, sem diferenças estatísticas entre si. Concluiu-se que a combinação entre a liga de ouro e a cerâmica estabeleceu melhor adesão em todas as condições experimentais e que as ciclagens mecânica e termo-mecânica diminuíram a força de união dos materiais avaliados.

Palavras-chave: Titânio, cerâmica, resistência à flexão, ciclagem mecânica, ciclagem térmica.

1 INTRODUÇÃO

O titânio comercialmente puro (Ti cp) vem conquistando espaço relevante dentre as diversas áreas da Odontologia, como a Endodontia, Ortodontia, Implantodontia e mais recentemente no campo da prótese. A ocorrência de tal evento deve-se às características de biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades mecânicas que se assemelham às apresentadas pelas ligas áuricas (TAIRA et al.⁵², 1989).

Apesar da sua descoberta ter ocorrido em 1795, somente a partir de 1938, por meio de processos químicos, o Ti cp pôde ser extraído em quantidades industrialmente úteis, sendo classificado nos graus I, II, III e IV, dependendo da porcentagem (em massa) dos elementos intersticiais Fe, O, N, C, H, além do Ti, com porcentagem mínima de 99,5% (AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS-ASTM⁴,1999).

Peculiaridades adicionais justificaram os elevados investimentos realizados para tornar viável sua utilização do campo protético. Sua densidade (4,5g/cm³) é consideravelmente menor do que a liga de ouro e de cobalto-crômio (19,3 e 8,5 g/cm³, respectivamente). A mínima condutibilidade térmica passa a ser importante característica para a proteção dos tecidos dentários e do periodonto, e a biocompatibilidade absoluta permite íntima aposição de fluidos fisiológicos, proteínas e tecidos mole e duro sobre sua superfície (BRÄNEMARK et al.⁸, 1987).

A excelente resistência à corrosão que o caracteriza é concedida pela presença de uma película de óxido que é formada na superfície do metal em poucos milésimos de segundo quando

imediatamente exposto ao oxigênio do meio ambiente. Esta camada, que atinge espessura de 30Å, isola o titânio do meio que o circunda; e este fenômeno, denominado passivação, protege-o contra possíveis agressões (SIERVO et al.⁴⁸, 1999).

Mesmo com essa gama de características favoráveis, a fundição do titânio com finalidade protética foi impraticável durante muitos anos, uma vez que este processo resultava na formação de uma crosta, com espessura de 200µm, indesejada por sua grande reatividade e fragilidade (MIYAKAWA et al.³³, 1989). Esta camada, denominada “ α -case”, é formada devido à incorporação de elementos provenientes do revestimento, que podem comprometer a união titânio/porcelana (KIMURA et al.²⁵, 1990).

Apesar dos recentes avanços tecnológicos, a elaboração de restaurações metalo-cerâmicas utilizando o Ti cp é mais complexa e delicada de ser executada, quando comparada com a das ligas áuricas. Estas, consagradas pelas suas propriedades químico-mecânicas, estabelecem união adequada às porcelanas, fato constatado em estudos envolvendo testes para verificar a adesão da interface de estruturas metalo-cerâmicas (SUANSWUAN & SWAIN⁵⁰, 1999). No entanto, o custo elevado das ligas com elevado teor de ouro limita sua utilização na clínica odontológica nos dias atuais, sendo substituída por ligas alternativas.

Assim, para viabilizar o emprego do titânio, houve a necessidade do desenvolvimento de equipamentos específicos para fundição, bem como a elaboração de massas refratárias diferenciadas das convencionais sílico-fosfatadas. Revestimentos à base de óxido de magnésio demonstraram-se mais adequados para evitar a reação do titânio em estado líquido com as paredes do molde (IDA et al.¹⁹, 1982).

Sistemas de porcelanas de ultra-baixa temperatura de fusão, denominadas LFC, *low fusing ceramics*, surgiram no mercado para que a queima do material estético sobre o titânio pudesse ocorrer em temperaturas menos elevadas (WANG & FELTON⁵⁹, 1996). Além disso,

tornava-se necessário que o coeficiente de expansão térmico atingisse valor mais próximo do apresentado pelo titânio, uma vez que este é relativamente baixo comparado ao dos outros metais (ZINELIS et al.⁶⁵, 2003). Somente então, o Ti cp passou a ser indicado para a elaboração de restaurações unitárias, próteses parciais removíveis e fixas (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁸,1993), embora AKAGI et al.¹ (1992) tenham considerado problemática a união do titânio e suas ligas às porcelanas.

Quando estas restaurações são instaladas e expostas ao ambiente bucal, vários fatores agravantes vêm limitar a longevidade desses trabalhos, pois os materiais odontológicos encontram-se passíveis de alterações físico-químicas.

Para que os materiais possam ser aplicados na atividade clínica, algumas características preponderantes devem ser consideradas: biocompatibilidade, resistência mecânica, estabilidade química, propriedades estéticas e a resistência do material à fadiga. Alguns aparelhos são utilizados para a simulação das forças repetitivas geradas durante o ciclo mastigatório em áreas de concentração de tensões, induzindo à fadiga, com carga e frequência pré-estabelecidas. Algumas variáveis como a amplitude da força incidida, o aumento da frequência e a presença de água compõem fatores que aumentam a probabilidade de falhas durante a indução da fadiga em resinas ou cerâmicas (SCHERRER et al.⁴⁵, 2003). Poucos estudos incluem a ciclagem mecânica para indução de fadiga nos materiais em avaliação (LEE et al.²⁹;1995).Embora pertinentes, ainda existem limitações para sua aplicação laboratorial, uma vez que não há padronização ou protocolos que permita uma comparação direta entre os resultados dos estudos (TEOH⁵³, 2000).

Outras máquinas visam reproduzir os efeitos gerados quando os materiais são expostos ao meio aquoso em temperaturas controladas (WISKOTT et al.⁶⁰, 1995), uma vez que produz efeitos deletérios sobre as propriedades mecânicas das cerâmicas odontológicas

(MORENA et al.³⁴, 1986). O processo corrosivo resulta na degradação da sua estrutura, diminuindo a resistência mecânica pelo alastramento de diminutas trincas pré-existentes, que, por sua vez, também são decorrentes da diferença entre os coeficientes de expansão térmica dos materiais que constituem a restauração (RITTER⁴³, 1995). A termociclagem da união metalocerâmica induz tensões intermitentes na camada cerâmica coccionada sobre o substrato metálico, sob pena da diminuição da resistência desta interface como relataram PRÖBSTER et al.⁴² (1996).

Fundamentados em uma literatura que enaltece e justifica a importância do titânio na Odontologia, verificou-se a necessidade de avaliar a influência da ciclagem térmica, mecânica ou a associação de ambas na efetividade da união entre o titânio comercialmente puro e uma cerâmica apropriada, tendo um conjunto formado por uma liga áurica/porcelana como parâmetro de comparação. Desta forma, acreditamos que o estudo permita-nos colher dados que favoreçam a obtenção de um melhor prognóstico quanto à longevidade dos sistemas avaliados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da bibliografia consultada está agrupada nos seguintes tópicos: a) titânio, b) sistemas metalocerâmicos, c) ensaio mecânico e d) ciclagem térmica e mecânica.

2.1 Titânio

Ida et al.¹⁸ (1980) descreveram as dificuldades da utilização do titânio com finalidade protética. Em temperaturas elevadas, o titânio apresentou grande reatividade ao combinar-se com elementos gasosos presentes ao seu redor durante o procedimento de fundição, tornando-o impraticável pelos métodos tradicionais. Outro inconveniente encontrado foi o baixo peso específico da massa fundida, que limitou a injeção da mesma no molde de revestimento pela técnica de centrifugação. Desta forma, os autores desenvolveram uma máquina de fundição denominada “Castimatic”, que apresentava duas câmaras: uma superior, onde se realizava a fundição do titânio por meio de um sistema de arco-voltaico, e uma inferior, onde era posicionado o molde de revestimento, sendo que as mesmas comunicavam-se através de uma abertura. No momento da fundição, a câmara superior era preenchida com um gás inerte (argônio) para que se prevenisse a contaminação da liga, ao passo que na câmara inferior criava-se vácuo, com o intuito de “sugar” a massa fundida para o interior do molde de revestimento.

Em 1982, Ida et al.¹⁹ descreveram que o titânio, quando em estado líquido no interior do molde de revestimento, também reagia com a superfície do mesmo, criando uma camada denominada “*alfa-case*”. Com o intuito de limitar a formação desta camada, os autores desenvolveram um novo revestimento para a fundição do titânio puro e

suas ligas, à base de óxido de magnésio, tornando possível as aplicações clínicas do metal para a confecção de próteses fixas e removíveis.

Togaya et al.⁵⁴ (1983) investigaram a compatibilidade entre cerâmicas e o Ti cp. Os autores relataram que o baixo coeficiente de expansão térmica por ele apresentado ($9,41 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) tornava-o incompatível com as cerâmicas convencionais, uma vez que esta disparidade acarretava na diminuição da resistência da união devido ao acúmulo de tensões na interface. Maior adesão poderia ser obtida pela redução do coeficiente referente à cerâmica, fazendo com que o mesmo se aproximasse daquele apresentado pelo titânio. O uso de ciclos de queima em baixas temperaturas (800°C) também mostrou prevenir o excesso de oxidação do substrato metálico, evento favorável para a promoção da adequada resistência da união Ti cp/cerâmica.

Menis et al.³² (1986) avaliaram, por meio de um ensaio de resistência à flexão (três pontos), a compatibilidade de três porcelanas experimentais quando utilizadas sobre o titânio. As diferentes composições tiveram como objetivo a redução de seus coeficientes de expansão térmica. Os resultados obtidos puderam ser comparados àqueles decorrentes da união de porcelanas comerciais às ligas de Ni-Cr. Citaram também que essas porcelanas são promissoras para aplicação em titânio.

O estudo conduzido por Miyakawa et al.³³ (1989) detectaram a presença de quatro camadas distintas na estrutura de titânio fundido, quando em contato com revestimento fosfatado contendo sílica e alumina. Devido à grande reatividade química do titânio em temperaturas elevadas, provavelmente, os elementos presentes no revestimento (Si, P, O e C) puderam reagir com as camadas mais internas do metal. Desta forma, foram mais indicados os materiais à base de Mg, Ca e Zr. A maior reatividade constatada nas duas camadas mais superficiais resultou na formação de camadas duras e friáveis com a presença de trincas.

Taira et al.⁵¹ (1989) constataram que o titânio puro possui propriedades mecânicas semelhantes às das ligas áuricas tipo IV. O estudo também incluiu fundições com ligas de titânio com a presença de elementos distintos (Al, V, Cu e Pd). Além de determinar o módulo de elasticidade e alongamento dos metais, análise metalográfica e resistência à corrosão também foram realizadas. Os autores concluíram que as ligas de titânio são imunes ao processo de corrosão no meio oral, até mesmo sob condições de alto teor de acidez.

Lautenschlager & Monaghan²⁸ (1993) relataram características importantes do titânio e suas ligas para o uso odontológico. Além do baixo peso específico, alta resistência, baixo módulo de elasticidade e excelente resistência à corrosão já conhecidos e utilizados desde 1950 pela indústria aeroespacial, vantagens adicionais como a biocompatibilidade, facilidade de usinagem e acabamento por processos mecânicos e eletroquímicos vêm sendo apresentados. Tanto a biocompatibilidade quanto a elevada resistência à corrosão devem-se à formação de uma camada passivadora constituída por óxido de titânio. Com espessura de alguns ângstroms, é espontaneamente apassivada quando exposta ao ambiente atmosférico em nano-segundos, inibindo o ataque eletroquímico. Mesmo havendo a necessidade de maiores estudos direcionados aos equipamentos, revestimentos para a fundição do titânio, bem como as porcelanas que o revestem, os autores acreditam na sua utilização no presente e no futuro.

Em 1993, Wang & Boile⁵⁸ relataram que devido a sua baixa densidade e baixo grau de radiopacidade, o titânio, quando submetido às tomadas radiográficas, possibilitou a realização de radiografias para a identificação de eventual porosidade no interior das suas estruturas metálicas. Isto trazia uma vantagem imediata, já que a identificação dos defeitos evitava a perda prematura da peça, quando em função. Além disso, em próteses parciais fixas, a presença de lesão de

cárie recorrente nos dentes pilares era facilmente detectada em exames radiográficos de rotina, prevenindo a perda dos elementos de suporte.

Berg⁵ (1997) relatou a opinião de cirurgiões-dentistas quanto à aplicação clínica das restaurações de titânio fundido. Desde 1988, mais de 110.000 unidades envolvendo coroas e próteses fixas foram instaladas por 72 profissionais com tempo de experiência médio de três anos com esse metal. A principal indicação para as próteses em titânio fundido esteve associada ao baixo custo em comparação com os materiais tradicionais, além da sua biocompatibilidade e “leveza” devido à baixa densidade. Por outro lado, desvantagens envolveram o padrão estético atingido, bem como alguns problemas de ordem técnica. Quanto à justeza de adaptação marginal, 75% dos profissionais consideram-na tão satisfatória quanto, ou superiores, às próteses convencionais. A maioria, ainda, apontou superioridade frente às convencionais, tendo a estética como parâmetro para as situações onde a porcelana foi o material de eleição para cobertura.

Siervo et al.⁴⁸ (1998/1999) citaram algumas características físicas vantajosas do titânio (Quadro 1) e também comparou sua condutividade térmica com a de outros metais (Quadro 2). O baixíssimo coeficiente de condutividade térmica constitui-se em uma vantagem adicional muito importante na proteção dos tecidos dentários e do periodonto.

Quadro 1 – Características físicas do titânio c.p.⁴⁸

Característica física	Valor
Densidade	4,5 g/cm ²
Coefficiente de dilatação linear	8,7 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Ponto de fusão	1690 °C
Ponto de ebulição	3660 °C
Módulo de elasticidade	105 kN/mm ²
Peso atômico	47,9
Estrutura cristalina	α (hexagonal) ou β (cúbica)

Quadro 2- Condutividade térmica de alguns metais⁴⁸

Metal	Condutividade (Wm ⁻¹ K ⁻¹)
Au	297
Ni	92
Co	71
Ti	22

Smedberg et al.⁴⁹ (1998) verificaram o comportamento clínico de 37 próteses parciais fixas (PPF) em titânio obtidas pelo sistema Procera, constituídas de três a sete elementos. A avaliação foi realizada radiograficamente e clinicamente pelo sistema CDA (California Dental Association) após dois anos. A integridade marginal foi conceituada como “excelente” para 72 dos 98 pilares e “aceitável” para os restantes. Com a obtenção de bons resultados quanto à estabilidade da cor da porcelana e para o índice de sangramento, os autores relataram que, para um período de acompanhamento de dois anos, as PPF confeccionadas pelo sistema Procera pareceram ser uma modalidade de tratamento aceitável.

O titânio cp e suas ligas são classificados em diferentes graus, variando de 1 a 34, dependendo da sua composição. Do grau um ao quatro, o titânio é considerado comercialmente puro com uma

porcentagem mínima de 99,5% de titânio. Basicamente, a quantidade máxima dos elementos Fe e O determinam o grau de pureza que pode ser verificada na Quadro 3 (ASTM⁴, 1999).

Quadro 3- Composição química do titânio comercialmente puro⁴

grau	Composição química (% da massa)					
	Fe*	O*	N*	C*	H*	Ti*
I	,15	,12	,05	,06	,013	Remanescente
II	,20	,18	,05	,06	,013	Remanescente
III	,25	,25	,05	,06	,013	Remanescente
IV	,30	,35	,05	,06	,013	Remanescente

* máxima concentração permitida

Yoda et al.⁶⁴ (2001) investigaram a força da adesão entre porcelanas e ligas experimentais de titânio. Onze ligas binárias foram examinadas: Ti-Cr (15, 20, 25 wt%), Ti-Pd (15, 20, 25 wt%), Ti-Ag (10,15,20%) e Ti-Cu (5,10wt%). Como grupos controle, foram utilizados uma liga de ouro e o titânio comercialmente puro que receberam porcelanas adequadas para suas coberturas. O módulo de elasticidade de cada liga foi determinado, após submetê-las às temperaturas de queima do material cerâmico e a força da união foi calculada após o ensaio mecânico de flexão de três pontos, de acordo com a norma ISO 9693. Para a fundição das barras metálicas (1,0mm x 4,0mm x 30,0mm), padrões em acrílico foram fundidos após inclusão em revestimento à base de magnésio. Para a remoção da camada de α -case, foi dado acabamento com lixas de SiC (granulação 120-600) e as dimensões finais foram aferidas por um paquímetro digital. A superfície polida de cada barra foi jateada com óxido de alumínio (50 μ m, pressão de 4kg/cm²) e após a queima do *bonder* e do opaco, a camada de dentina foi aplicada com o auxílio de um dispositivo para padronização da espessura. A contração do material foi compensada com a queima de uma segunda

camada, de forma que a espessura da cerâmica e largura do corpo de prova atingisse 1,0 e 3,0mm respectivamente. Os dados obtidos pelo ensaio mecânico foram tratados estatisticamente e os resultados indicaram que a composição das ligas experimentais não influenciou de forma significativa, onde as médias variaram de 29,4 a 37,2 MPa, permanecendo acima dos valores mínimos exigidos pela especificação da ISO.

Zinelis et al.⁶⁵ (2003) determinaram o coeficiente de expansão térmico linear do titânio comercialmente puro (Ticp) e oito ligas de titânio, incluindo vários elementos metálicos (Al, Co, Sn, Ga, In, Mn). O dilatômetro operou em temperatura ambiente e com taxa de 5°C/min atingiu 650°C. O valor obtido para o Ticp foi de $9,9 \times 10^{-6} \text{ K}^\circ\text{C}$ (25°C – 550°C) e a adição dos demais elementos elevou os coeficientes de todas as ligas formadas.

Hung et al.¹⁷ (2004) utilizaram uma máquina a laser para efetuar a leitura da expansão térmica de materiais utilizados como revestimentos nas fundições. Outras análises como a discrepância marginal, dureza e reatividade com o titânio. A adição de zircônio ao revestimento à base de magnésio contribuiu para o aumento do coeficiente de expansão térmico e diminuiu sua reatividade com o titânio em temperaturas elevadas, bem como o valor de dureza.

2.2 Sistemas metalocerâmicos

Kimura et al.²⁵ (1990) verificaram o efeito da oxidação na interface formada pelo titânio e a porcelana quando submetida a diferentes temperaturas para queima (600° a 1000° C) e sua influência na força de união entre as partes constituintes. Os autores concluíram que a elevação da temperatura promoveu aumento da camada de TiO₂. Após o ensaio de tensão, todas as amostras apresentaram falhas na interface metal/camada de óxido, indicando certa fragilidade desta superfície. Os autores não recomendaram o procedimento convencional de

degaseificação para restaurações metalocerâmicas com titânio puro. Quando a temperatura ultrapassou 900°C, a superfície em contato com a porcelana revelou maior teor de óxidos que, embora tendo sua força de união ao metal diminuída, aumentou significativamente os valores de dureza das ligas.

Em um estudo envolvendo ligas de titânio (experimentais e comerciais) para a confecção de restaurações metalocerâmicas, Akagi et al.¹(1992) obtiveram médias distintas para as propriedades avaliadas. Foram elas: dureza Vickers, ponto de fusão, resistência à tensão, coeficiente de expansão térmica, quantidade de produção de óxido na superfície e força de união entre os metais e a porcelana. A fundição do metal na presença de oxigênio permitiu a formação de maior quantidade de óxidos que, por sua vez, foi inversamente proporcional à força de adesão com a porcelana. Desta forma, consideraram essa união problemática. A exposição do titânio à temperaturas superiores a 800°C causou a formação de uma camada de óxido de titânio (TiO₂) de aproximadamente 1µm de espessura.

Dérand & Hero¹³ (1992) quantificaram a força de união entre a porcelana e o titânio. Duas porcelanas (O'Hara e Duceratin) foram aplicadas sobre o titânio puro (Grau II) fundido ou usinado e o conjunto foi submetido ao ensaio mecânico de flexão de quatro pontos. Os corpos-de-prova foram confeccionados com o titânio torneado receberam, após o polimento, jateamento com óxido de alumínio (250µm). Os fundidos foram separados em dois grupos, de acordo com a granulação das partículas (50µm e 250µm). Após a realização do ensaio mecânico, as médias dos grupos foram calculadas. Não houve diferenças significantes considerando as porcelanas, e também entre o titânio torneado e fundido, com exceção das amostras jateadas com Al₂O₃ (50 µm), onde os valores obtidos foram inferiores. Impurezas foram encontradas nas superfícies do metal em contato com o revestimento; assim, os autores recomendaram a

remoção de uma fina camada (50-100 μ m) como procedimento anterior à aplicação da porcelana.

Segundo Craig¹² (2004), as porcelanas fundidas sobre estruturas metálicas devem preencher quatro requisitos: a) simular a aparência do dente natural; b) fundir a temperaturas relativamente baixas; c) compatibilidade do coeficiente de expansão térmica com os metais; d) longevidade na cavidade bucal. Além disso, a porcelana não deve deformar a infra-estrutura metálica. Muitos fatores controlam a adesão metal/cerâmica: a formação de ligações químicas fortes, embricamento mecânico entre os materiais, tensão residual e também a formação de óxidos sobre a superfície do metal. O autor mencionou que as falhas de adesão cerâmica/metal podem ocorrer em seis localizações distintas (Figura 1).

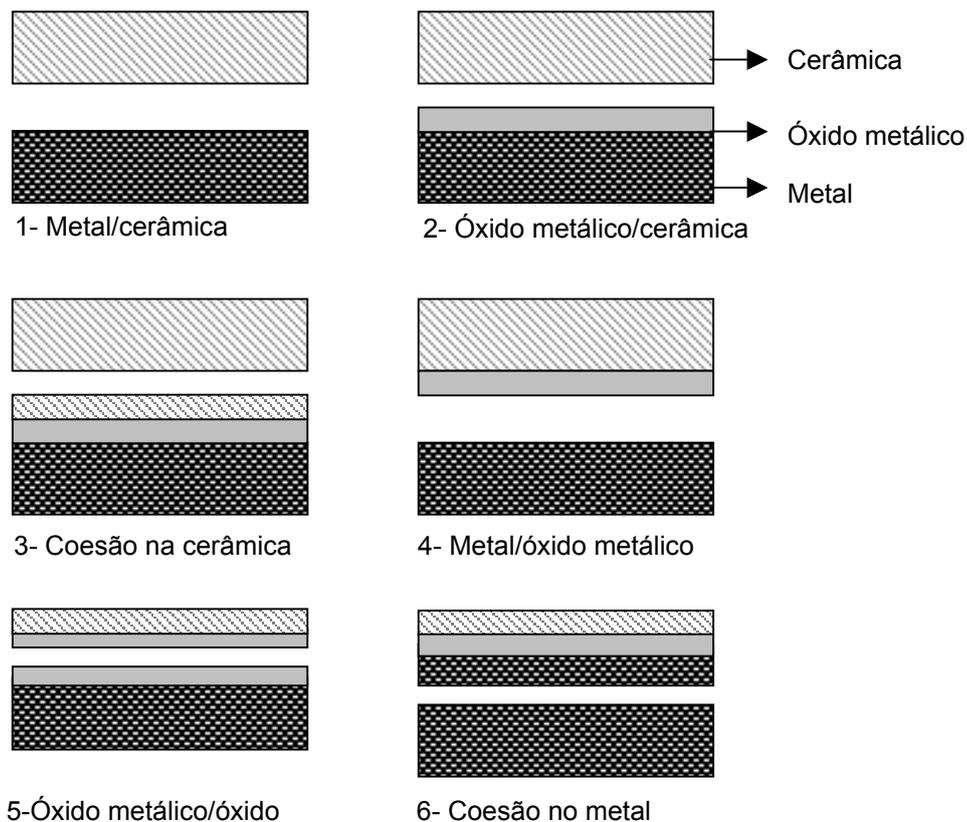


FIGURA1- Esquema de falhas de adesão cerâmica-metal¹²

Com o intuito de verificar a força de união entre metais e porcelana, Pang et al.³⁸ (1995) realizaram um teste de resistência à flexão (três pontos) de estruturas confeccionadas em Ti cp e uma liga de paládio após serem revestidas com cinco porcelanas de baixa temperatura de fusão. As estruturas de titânio foram obtidas pelo método de fundição (Ti grau I) e usinagem (Ti grau II) e receberam as porcelanas Duceratin e Procera, respectivamente. As de paládio foram revestidas pela porcelana Vita VMK 68 (grupo controle). O estudo dividiu-se em duas partes: a primeira investigou a resistência de união entre as combinações anteriormente citadas, bem como o tipo de falha de adesão ocorrida nas mesmas. Na segunda parte, os autores avaliaram o efeito de múltiplos ciclos de queima de cerâmica na resistência de união das amostras de titânio usinado e cerâmica Procera. Os corpos-de-prova foram confeccionados na forma de tiras metálicas medindo 25x3x0,5 mm³ e na sua porção central, aplicada a porcelana, nas dimensões de 8x3x1 mm. Os três grupos foram submetidos a teste de flexão de três pontos em uma máquina de teste universal e a carga aplicada até a ruptura da união foi anotada e analisada estatisticamente. Dois corpos-de-prova de cada grupo foram completamente separados, e outros dois foram cortados longitudinalmente, sendo analisados em microscópio eletrônico de varredura para determinação do tipo de falha de união. Após o ensaio mecânico, os resultados da primeira parte revelaram superioridade significativa do grupo que utilizou a liga de paládio em relação às outras duas combinações com titânio que, entre si, não foram estatisticamente significantes. As falhas de união foram predominantemente adesivas para os dois grupos de cerâmica para titânio, e coesivas na cerâmica para o grupo controle. Os resultados da segunda parte do trabalho apontaram que as amostras de Ti c.p. combinados com a cerâmica Procera, após serem submetidas 4/ 5/ 6/ 7 ou 8 ciclos de queima da cerâmica e serem posteriormente levadas a teste de flexão de três pontos, não registraram diferenças estatisticamente significativas na resistência de união.

Wang et al.⁵⁷ (1995) introduziram um processo tecnológico envolvendo porcelana de baixa temperatura de fusão (Ceratin) para aplicação sobre titânio puro e suas ligas. Os valores de resistência adesiva entre o material Ceratin e substratos de titânio foram obtidos por ensaio de resistência à flexão em máquina Instron modelo 1185. O valor médio obtido para a combinação liga de titânio/Ceratin foi de 31,01MPa e para o titânio puro/Ceratin, 33,73MPa. As interfaces entre o Ceratin e os substratos do titânio foram observadas sob microscopia eletrônica de varredura. Os autores concluíram que a porcelana estudada apresentou resultados promissores quando utilizadas com titânio e suas ligas.

O'Connor et al.³⁵ (1996) compararam a adesão existente entre dezessete ligas odontológicas com uma porcelana (Ceramco II). As amostras foram fraturadas quando posicionadas em dispositivo para ensaios de resistência à flexão, após terem sido submetidas às cargas de uma máquina Instron TTB. A adesão foi quantificada de acordo com a porcelana remanescente na porção metálica da amostra, utilizando espectroscopia eletrônica de varredura para delimitação da área. Com exceção de um grupo (Ni-Cr-Be), as ligas nobres contendo elementos como o ouro, prata e paládio, promoveram uma união mais efetiva quando comparada às ligas a base de níquel, cromo e cobalto.

Persson & Bergman⁴⁰ (1996) verificaram a resistência da união metal/cerâmica quando exposta às forças de torção. Para o ensaio, foram utilizadas as seguintes combinações: a) titânio torneado/porcelana (Procera); b) titânio fundido/porcelana (Duceratin) e c) liga áurica/porcelana (Vita). Os resultados apresentaram valores superiores para os grupos onde o titânio foi empregado, quando comparado ao ouro. No entanto, entre os dois primeiros grupos, não houve diferença estatisticamente significativa. Os autores acreditam que a união entre os sistemas titânio/cerâmica é satisfatória para a confecção de próteses unitárias e fixas.

A fim de determinar os fatores responsáveis pela intensidade da tensão e as direções que se iniciam as trincas em uniões metalocerâmicas, Kim & Lee²³ (1998) realizam o teste de resistência à flexão em quatro pontos. A tensão residual causada pela diferença entre os coeficientes de expansão térmica e o módulo de elasticidade de cada material, induziram ao alastramento de trincas na margem da sub-interface correspondente ao corpo cerâmico.

Papazoglou & Brantley³⁹ (1998) verificaram a resistência à flexão de três pontos de corpos de prova com dimensões de 25 x 3 x 0,5 mm para a placa metálica fundida com liga à base de paládio e 8 x 3 x 1 mm correspondente ao material cerâmico. Os autores concluíram que a direção do acabamento do metal não afetou a quantidade e tamanho das porosidades na interface estudada e na adesão estabelecida entre as partes. No entanto, o jateamento com óxido de alumínio favoreceu a união uma vez que os corpos de prova não jateados tiveram suas porções cerâmicas destacadas do substrato metálico.

Bergman et al.⁶ (1999) compararam coroas unitárias do sistema Procera (*copings* de titânio revestidos com porcelana de baixa temperatura de fusão) aos sistemas convencionais, empregando ligas nobres e porcelanas de média temperatura de fusão. O estudo foi realizado *in vivo*, onde a forma anatômica, integridade da margem e o índice de sangramento foram aferidos, além dos critérios clínicos estabelecidos pelo sistema da California Dental Association (CDA). Os autores concluíram que as porcelanas de baixa temperatura de fusão vêm obtendo melhoras relacionadas às características estéticas nos últimos anos e que a força de união entre o titânio e a cerâmica parece ser comparável à dos sistemas convencionais.

Schierano et al.⁴⁶ (1999) verificaram a adesão entre liga áurica e cerâmica em função da espessura da camada de óxido. As amostras foram divididas em quatro grupos. O primeiro deles não sofreu degaseificação e oxidação; os grupos restantes foram levados ao forno,

sob vácuo, à temperatura de 600-970° C (80° C/min), mantidos por 2 minutos ainda sob vácuo e em condições atmosféricas a 970° C para produzir diferentes espessuras de oxidação. As camadas foram aferidas e após a aplicação e ciclo de queima do material cerâmico, foi realizado o ensaio de tração. Os resultados estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1- Tratamento térmico, espessura da camada de óxido e resistência à tração⁴⁶

Grupo	Intervalo de tempo em atmosfera a 970°C	Espessura da camada de óxido (µm)	Média em MPa
1	—	0	16,08
2	1 min	6	19,04
3	3 min.	8,7	19,14
4	10 min.	11	18,96

Suanswuan & Swain⁵⁰ (1999) quantificaram a adesão de porcelanas fundidas sobre metais, tendo como parâmetro a quantidade de energia (J/m^2) liberada durante o ensaio de flexão (quatro pontos), até que fosse constatada a fratura da porcelana. Pela maior liberação de energia, os corpos-de-prova elaborados em ouro e cerâmica foram considerados como a melhor combinação quanto à adesão, seguidas das combinações com liga de paládio, níquel-crômio e titânio.

Yilmaz & Dincer⁶³ (1999) descreveram as desvantagens das ligas de metais não nobres usadas na odontologia, pela ausência de biocompatibilidade, baixa resistência à corrosão e por propiciar alteração de cor na porcelana. No entanto, o titânio e suas ligas vêm acompanhados de excelente biocompatibilidade, boa resistência à corrosão, baixo peso específico, baixa condutibilidade térmica e custo razoável. Contudo, este metal possui grande reatividade com O, C, H, e N em temperaturas elevadas, o que permite a formação de uma camada

superficial de óxidos. Os autores avaliaram a aderência desta camada de óxidos com o titânio, bem como sua compatibilidade à porcelana, utilizando ensaio de resistência à flexão (três pontos). Os resultados obtidos foram comparados com um sistema convencional empregando ligas de Ni-Cr/porcelana. Para os grupos avaliados, as médias situaram-se dentro dos níveis aceitáveis, indicando que a aderência da camada de óxido com o titânio possui união suficientemente forte para promover adequada união deste metal à porcelana. Os resultados indicaram que a aderência dos óxidos metálicos formados esteve dentro dos níveis desejados. Concluíram, também, que a adesão entre a porcelana e titânio é comparável ao sistema NiCr/porcelana.

Walter et al.⁵⁶ (1999) realizaram um acompanhamento durante seis anos para verificar o comportamento clínico de 47 próteses parciais fixas metalocerâmicas com infra-estruturas usinadas em titânio (Procera, Nobelpharma). A soldagem foi realizada à laser e a porcelana aplicada (Ducera, Germany), específica para trabalhos sobre titânio. Para o grupo controle, foi utilizada a combinação entre liga áurica e porcelana (Vita VMK). Durante o intervalo de tempo de seis anos, apenas uma prótese teve que ser removida devido à falha titânio/cerâmica, não havendo, portanto, diferenças significantes em relação às confeccionadas em ouro.

Lovgren et al.³¹ (2000) avaliaram clinicamente próteses unitárias e parciais fixas confeccionadas em titânio e porcelanas pertencentes ao sistema Procera. Após o período de cinco anos decorrente da instalação das restaurações protéticas, os resultados foram bastante favoráveis de acordo com o critério de avaliação da California Dental Association.

Cai et al.⁹ (2001) caracterizaram os efeitos das alterações da superfície do titânio fundido na adesão entre o mesmo e a cerâmica. O titânio comercialmente puro (Grau II) foi fundido em revestimento de Mg-O a fim de obter estruturas (13mm x 13mm x 1mm) para servirem de

substrato sobre os quais o material cerâmico foi condicionado (13 mm x 13 mm x 1,5mm). Previamente à aplicação, as estruturas metálicas foram separadas em grupos (n = 8) e cada qual foi submerso em uma das seis soluções com concentrações e elementos químicos distintos. Após esta etapa, as placas foram analisadas por difração de raios-X e submetidas ao ensaio de dureza Vickers. A adesão entre os materiais foi quantificada pelo teste biaxial onde a força desenvolvida por uma máquina de ensaio universal foi aplicada até que a porção cerâmica se destacasse do metal. Os resultados apresentaram diferenças significantes para os valores de dureza registrados até 150µm abaixo da superfície indentada. Ainda, a adesão entre os materiais avaliados pôde ser melhorada pela imersão do titânio nas soluções cáusticas utilizadas no estudo.

Galindo et al.¹⁵ (2001) verificaram o efeito da soldagem na adesão entre uma liga odontológica (Pd-Ga) e a porcelana. A partir de padrões de resina acrílica, quarenta barras (20mm x 6mm x 0,5mm) foram fundidas e sobre elas foram aplicadas camadas do material cerâmico (duas camadas da cerâmica opaca e duas referente à dentina). Para padronização da espessura de 1,3mm a 1,5mm, contou-se com o auxílio de um molde de silicone que permitiu a condensação da cerâmica em um vibrador elétrico. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de flexão de 3 pontos até suas rupturas e as falhas foram classificados em coesiva ou adesiva. A separação entre as partes teve sempre uma das extremidades como ponto de partida e a propagação caminhou em direção ao centro do corpo, onde a força foi incidida. O grupo teste (com solda) registrou maior média ($33,62 \pm 12,85$ N) de adesão que o grupo controle ($23,85 \pm 4,49$ N), de forma que a análise visual (MEV) revelou diferença na quantidade de porcelana remanescente na superfície do metal. A maior parte dos corpos-de-prova pertencentes ao grupo controle apresentou falhas adesivas, enquanto, no grupo teste, as falhas foram coesivas na camada do opaco. Como houve disparidade entre a espessura do metal registrada em cada grupo, após análise utilizando

regressão linear múltipla, a diferença não foi considerada estatisticamente significativa.

Kvam & Herø²⁶ (2001) realizaram um trabalho para quantificar a deflexão gerada em barras metalocerâmicas durante o resfriamento, após a queima da cerâmica. O substrato metálico utilizado foi o titânio comercialmente puro usinado (11,3mm x 3,2mm x 0,6mm) combinado a três sistemas cerâmicos indicados para sua cobertura. Estes foram aplicadas sobre todo o metal, obtendo uma camada de 0,6 mm de espessura. Os resultados apontaram que a diferença entre os coeficientes de expansão térmica dos materiais foi responsável pela deformação registrada pela sonda posicionada na porção central do maior comprimento do corpo-de-prova. Esta diferença passou a ser discrepante nas temperaturas elevadas (480°C–580°C) onde a cerâmica entrou em fase de transição vítrea.

Fischer¹⁴ (2002) utilizou o teste de flexão de três pontos para quantificar a força da união entre a cerâmica e uma liga de Au-Ti-Ir comparando-a com a tradicional liga de Au-Pt-Pd. Diferentes granulações das partículas de óxido de alumínio (25, 50 e 110µm) foram utilizadas para verificar a influência na adesão liga/cerâmica. A confecção dos corpos-de-prova, bem como as exigências para o ensaio mecânico, seguiram a norma internacional ISO 9693 sob a qual seis espécimes para cada condição experimental foram testados. A carga foi incidida com velocidade de 1,5mm/min até que houvesse a fratura do espécime. Apenas foram considerados os valores dos corpos-de-prova que apresentaram falha em uma das extremidades da camada cerâmica. Os que fraturaram na porção central foram substituídos até a obtenção de seis padrões. Os resultados indicaram que o jateamento com granulações distintas aumentou discretamente os valores registrados e a liga de Au-Ti-Ir estabeleceu boa adesão com a cerâmica (40,4N/mm²). Após observação ao microscópio eletrônico de varredura foram identificadas falhas entre o metal e a camada de óxido na maioria dos corpos-de-prova, assim, o óxido de

titânio apresentou maior união à cerâmica do que ao próprio substrato metálico. O autor considerou o teste de flexão como um método sensível para avaliar qualitativa e quantitativamente padrões metalo-cerâmicos.

Oyafuso et al.³⁷ (2002) estudaram a união entre o Ti c.p. fundido ou usinado com duas cerâmicas de baixa temperatura de fusão e verificaram que a fratura dos corpos-de-prova, após ensaio mecânico de resistência ao cisalhamento, ocorreu entre o titânio e sua respectiva camada de óxido, indicando ser esta interface, a região de maior fragilidade do conjunto. No entanto, todas as combinações atingiram médias bastante satisfatórias, não havendo diferença significativa entre o Ti c.p. fundido e o usinado quando combinados com as cerâmicas empregadas.

Sadeq et al.⁴⁴ (2003) avaliaram o efeito da atmosfera de queima da porcelana na aderência da cerâmica sobre o titânio fundido ou usinado, tendo como grupo controle corpos-de-prova confeccionados com substrato em liga áurica. O teste biaxial foi realizado em uma máquina de ensaio universal onde a velocidade do carregamento foi de 0,25 mm/min. Os resultados indicaram que a queima da porcelana sobre o titânio em atmosfera de argônio produziu melhores resultados quando comparados às médias da cocção sob vácuo. Os autores acreditam que o argônio é capaz de limitar a formação da camada de óxido não aderente à superfície do titânio, compondo uma união mais estável com a cerâmica. Mesmo assim, a combinação entre a liga áurica e cerâmica proporcionou maior média frente ao ensaio realizado.

Bondioli & Bottino⁷ (2004) avaliaram a resistência ao cisalhamento de cerâmicas ao titânio comercialmente puro fundido em diferentes temperaturas. Elas variaram entre 430°C, 700°C e 900°C. Os resultados não encontraram diferenças estatisticamente significantes nas médias dos dois materiais cerâmicos. No entanto, em relação às temperaturas de fundição, não houve correlação direta com os valores de

adesão registrados, ou seja, atuou de formas distintas sobre as cerâmicas estudadas.

Yamada et al.⁶¹ (2004) realizaram o teste de resistência à flexão de quatro pontos a fim de determinar o efeito de um agente de união com adição de ouro (*Goldbonder*) na adesão da porcelana ao titânio puro. As partículas de silicato na camada de ouro atuaram como uma âncora mecânica com a camada de opaco e asseguraram maior resistência entre os materiais. Essa combinação obteve valores comparáveis à porcelana convencional utilizada sobre uma liga áurica.

Yamada et al.⁶² (2005) estudaram a influência da utilização de um agente de união com à base de ouro a fim de melhorar a adesão entre porcelana e titânio. Tratamentos de pré-aquecimento do metal em diferentes condições foram realizados (nenhum, 200°C e 600°C) anteriormente à aplicação do agente de união. O aquecimento a 600°C permitiu a formação de uma camada excessiva de óxidos e íons Al na superfície do titânio que, por sua vez, reduziu de forma significativa a adesão entre os materiais.

2.3 Ensaio mecânico

A complexidade das uniões metalocerâmicas levou Caputo et al.¹⁰ (1977) a proporem um método de avaliação por meio do teste de resistência transversal (flexão). Os autores utilizaram uma lâmina metálica recoberta de cerâmica apenas em sua porção central e as extremidades encontraram-se apoiadas sobre um dispositivo de sustentação. O corpo-de-prova foi posicionado com a parte cerâmica voltada para baixo e o carregamento axial incidia na parte central superior, empurrando-o para baixo até que fosse observada a falha de união. Assim, criava-se um ensaio mecânico onde tensões complexas eram induzidas à interface metal/cerâmica, gerando uma melhor análise do comportamento da mesma quando submetida a esforços.

Em 1996, Anusavice² discorreu sobre os ensaios de flexão de três pontos, relatando que esta modalidade de ensaio mecânico desencadearia nos corpos-de-prova testados uma mistura de tensões de tração, compressão e cisalhamento, simultaneamente. A tensão promovida, equivalente à resistência de um corpo, poderia ser mensurada de acordo com a fórmula (Figura 2):

$$\text{Resistência à flexão} = \frac{3.P.l}{2.b.d^2}$$

FIGURA 2- Fórmula para cálculo de resistência à flexão : P = carga máxima no momento da fratura; l= distância entre os apoios; b= largura do corpo-de-prova e d= espessura do corpo-de-prova.

Finalizando, os autores relataram que para materiais friáveis como as porcelanas, o teste de flexão seria preferível a outros, pois o mesmo simulava de modo mais aproximado a distribuição de tensões em próteses dentais, como em próteses com elementos múltiplos ou suspensos.

A norma International Organization for Standardization (ISO)²⁰, 1999 refere-se ao teste mecânico para combinações metalocerâmicas utilizadas como sistemas restauradores odontológicos. A caracterização da adesão entre os materiais é determinada pelo teste de flexão de três pontos onde a distância entre os dois pontos de apoio deve ser de 20mm. A incidência da força é desenvolvida à velocidade de 1,5mm±0,5mm/min por um pistão com a extremidade esférica (1,0mm de raio). A parte metálica do corpo-de-prova apresenta dimensões de 25±1mm, 3±0,1mm, 0,5±0,05mm e a camada de material cerâmico 8±0,1mm de comprimento, 3mm de largura e espessura de 1,1±0,1mm depois de cumpridos os ciclos de queima. O corpo cerâmico deve situar-se simetricamente na região central da placa metálica e na face oposta à

incidência do carregamento. Apenas são considerados os corpos-de-prova que apresentam fratura ou destacamento da camada cerâmica em uma das extremidades, sendo, portanto, desconsiderados aqueles que eventualmente apresentem fratura no meio da mesma. Assim, é obrigatório que novos corpos sejam ensaiados até que no mínimo seis padrões de fratura (anteriormente mencionado) sejam obtidos.

Hofstede et al.¹⁶ (2000) investigaram a influência do acabamento no metal na formação de porosidades na interface porcelana/metal e a força necessária para evidenciar a falha do corpo de prova sob o teste de resistência à flexão em três pontos. Foi elaborado um dispositivo mecânico cuja distância entre os pontos de suporte aferia 20mm. Os corpos-de-prova foram posicionados sobre a base de modo que a porção cerâmica estivesse do lado oposto ao contato da força incidida. Os autores acreditam que para a medição da força necessária para a indução de falhas entre o metal e a cerâmica, o ensaio deve causar destacamento desta camada na região da interface, e não fratura decorrente de tensões geradas diretamente sobre a face livre da cerâmica.

2.4 Ciclagem térmica e mecânica

Morena et al.³⁴ (1986) induziram a fadiga em materiais cerâmicos através de um método dinâmico para obter parâmetros de crescimento de trincas sub-crítica. As amostras foram confeccionadas com o auxílio de matriz de aço a partir de três porcelanas distintas: feldspática, alumina e policristalina de pequena granulação, em forma de discos, com dimensões de 15mm de diâmetro e 2,0mm em espessura. O experimento foi conduzido à temperatura de 37°C em água destilada, e, para a porcelana feldspática, também em saliva artificial. Diferenças significantes foram encontradas nos valores experimentais do crescimento de trincas entre os três materiais. A porcelana feldspática apresentou o menor valor (comparável ao dos vidros de silicato), indicando maior

susceptibilidade à fadiga. Esta similaridade indica que suas propriedades mecânicas são fortemente influenciadas pela matriz vítrea e não pela fase cristalina. O alto valor conferido para a porcelana com partículas finas de Al_2O_3 , livres de contração, levaram a crer que ela praticamente não é afetada pelas condições do meio oral, exceto quando forças elevadas são incididas e mantidas por um longo período de tempo. A porcelana com óxido de alumínio apresentou valores intermediários aos demais citados.

Kvam et al.²⁷ (1995) avaliaram a resistência à flexão (quatro pontos) de cerâmicas para titânio quando armazenadas ou não em água a 37° C por 28 dias, com a incidência de uma carga constante de 50N. Os autores acreditam que o armazenamento em água, sob forças de tensão, pode diminuir a resistência à fratura do material e aumentar a profundidade das trincas. Além disso, mencionam a hipótese de que essa redução pode estar associada à solubilidade dos diversos óxidos metálicos alcalinos presentes nas cerâmicas para titânio, responsáveis pela diminuição do seu ponto de fusão.

Lee et al.²⁹ (1995) investigaram a resistência da união metal-cerâmica quando ciclados mecanicamente frente ao teste de flexão em quatro pontos. De acordo com o resultado, a resistência dos corpos-de-prova após 10^7 ciclos equivaleu à metade da resistência daqueles ensaiados estaticamente, sem ciclagem prévia. Diferentes padrões de falhas foram observados para as regiões dos espécimes submetidos ou não à fadiga. Os autores mencionaram a escassez de estudos envolvendo a fadiga da união metal-cerâmica e consideraram essa propriedade uma característica imprescindível para a integridade dessa união.

Wiskott et al.⁶⁰ (1995) revisando conhecimento sobre falhas em materiais cerâmicos, geradas por fadiga e metodologias utilizadas para avaliá-las, afirmaram que elas podem ser explicadas pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de estresse. A incidência de forças repetitivas faz com que essas trincas se

propaguem, gerando fissuras que enfraquecem o corpo da restauração. Assim, a fratura é resultante de um ciclo de força final, que excede a capacidade mecânica da porção remanescente do material são. Explicaram sucintamente, através da Figura 3, que o ensaio para avaliação da resistência à flexão gera, durante a incidência de força, duas zonas distintas. Nas camadas localizadas na parte superior (próximo à origem da carga), o material é submetido à força de compressão, enquanto áreas de tensão são geradas na região inferior. A zona de transição entre as zonas de compressão e tensão geralmente é suave e gradativa.

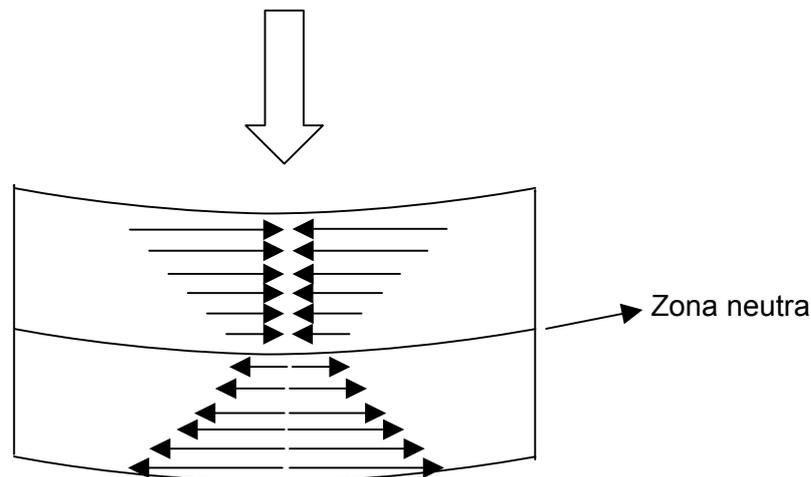


Figura 3- Esquema de dissipação de forças no ensaio de resistência à flexão

Pröbster et al.⁴², em 1996, realizaram um estudo para comparar a resistência de união de três marcas comerciais de cerâmica de baixa fusão, combinadas com o Ti c.p. (Vita Titanium Ceramics – Vita; Ti Bond-De Trey e Duceratin-Ducera), tendo como grupo de controle o sistema metalocerâmico Ni-Cr (Viron 88) / cerâmica Vita VMK 68. Cada um dos quatro grupos possuía 18 corpos-de-prova, na forma de tiras metálicas com dimensões de 25x3x0,5 mm, sobre as quais foi aplicada

porcelana, abrangendo a parte central das mesmas (8x3x1 mm). Os espécimes foram submetidos a três condições: a) seis amostras foram termocicladas com 3000 ciclos de 4°C a 55°C em água, com imersão de 10s em cada banho; b) seis amostras foram submetidas a noventa dias de armazenagem em solução corrosiva padrão com pH=3,2; c) seis amostras restantes, não sofreram armazenagem nem ciclagem térmica. Após estes tratamentos, todos eles foram submetidos ao teste de flexão de três pontos. Os corpos-de-prova foram apoiados pelas extremidades, com a face onde havia sido aplicada a porcelana voltada para baixo, utilizando-se dois apoios cilíndricos de 6,3 mm de diâmetro, distantes 20 mm entre si. Um carregamento foi realizado na parte central do corpo-de-prova, por meio de um dispositivo cilíndrico de 6,3 mm de diâmetro com velocidade de abaixamento de 0,5 mm/min, até que ocorresse a ruptura da união cerâmica/metal. Os resultados mostraram que a resistência de união das porcelana de baixa fusão variaram de 38% a 58% da resistência de união do grupo controle (14 MPa para Vita Titanium Ceramics, 16 MPa para Ti Bond, 21,6 MPa para Duceratin e 37 MPa para Vita VMK 68), sendo também mais suscetíveis à termociclagem. Os sistemas cerâmicos que não utilizaram agente de união (“*bonder*”) antes da aplicação da cerâmica sobre o metal foram os que apresentaram os piores resultados (Vita Titanium Ceramics e Ti Bond). O melhor desempenho em relação ao controle foi o da cerâmica Duceratin, fato que os autores atribuíram à utilização do “*bonder*” previamente à aplicação da cerâmica. Este recurso atuaria prevenindo a formação de uma camada excessiva de óxidos durante os ciclos de queima da cerâmica, contribuindo para melhor resistência da união.

Chung et al.¹¹ (1997) quantificaram a energia liberada para promover a fratura da interface titânio/porcelana após a incidência de cargas intermitentes com velocidade de 0,1 mm min⁻¹. Doze barras (25 x 8 x 1,5 mm) de titânio comercialmente puro foram fundidas e recobertas com porcelana transparente incisal em uma das faces para o ensaio de

resistência à flexão (4 pontos). Na camada cerâmica foi realizado, previamente, um sulco transversal em relação ao maior comprimento, situado opostamente e equidistante aos pontos de incidência da carga. Desta forma, foi observada a propagação das trincas que caminharam na camada de óxido interfacial. A tensão residual na interface consiste em um dos principais fatores que afetam a adesão do sistema. Ela pode ser influenciada tanto pela espessura quanto pela diferença entre os coeficientes de expansão térmica da cerâmica e do substrato metálico.

Ohyama et al.³⁶ (1999) avaliaram o efeito da indução de fadiga em materiais cerâmicos, por meio do teste biaxial de resistência à flexão, mensurando as trincas das amostras após ciclagem mecânica para indução de fadiga. Foram analisados dois sistemas de cerâmicas: um sistema de alumina com infiltrado de vidro (In-Ceram) e um sistema de cerâmica feldspática com reforço de leucita (IPS-Empress). Os corpos-de-prova, em forma de disco, com dimensões de 11,75mm de diâmetro e 1,20mm de espessura, foram divididos em grupos polidos e não polidos. O polimento teve o objetivo de evitar rugosidades e possíveis pré-trincas durante a ciclagem mecânica, na qual foi aplicada com carga de 4,9N, frequência de 20Hz e 100000 ciclos imersos em água destilada. Durante a ciclagem mecânica para indução de fadiga, 20 a 30% dos corpos-de-prova fraturaram-se entre 1000 a 100000 ciclos, indicando que indução de fadiga, por si só, pode causar a fratura do material cerâmico. Os resultados com o In-Ceram sem polimento apresentaram valores significativamente menores em relação aos corpos-de-prova de alumina polida. A resistência à flexão da cerâmica IPS Empress não foi afetada pela presença de trincas. Na análise pela microscopia eletrônica de varredura, os corpos-de-prova do sistema In-Ceram Alumina apresentaram trincas com propagações pela cerâmica, enquanto no sistema IPS Empress, as trincas possuíam pequenas dimensões (25 μ m), devido à presença de cristais de leucita com potencial para limitar a propagação.

Poljak-Guberina et al.⁴¹ (1999) realizaram um trabalho *in vitro* para confirmar a hipótese de que a ciclagem térmica influencia negativamente na adesão entre o metal e a cerâmica. Foram fundidas 48 barras em Ag-Pd (45 mm x 12 mm x 4 mm), sobre as quais uma cerâmica feldspática (Duceragold, Ducera) foi coccionada (25mm x 12mm x 2mm) e os corpos-de-prova foram separados em dois grupos. O primeiro grupo foi considerado como controle, e, imediatamente prontos, foram submetidos a cargas com aumento gradativo utilizando metodologia de flexão modificada (três pontos) em uma máquina de ensaio universal. No grupo teste, os corpos-de-prova foram previamente ciclados termicamente (1000 ciclos / 0°C e 55°C), para que pudessem ser ensaiados. Os resultados permitiram concluir que a ciclagem térmica reduziu a resistência à fadiga desses corpos de forma significativa (30 a 50%). O teste t-Student confirmou o efeito adverso da termociclagem na união metal-cerâmica.

Teoh⁵³ (2000) realizou uma revisão bibliográfica contendo informações sobre a fadiga de biomateriais bem como os métodos de avaliação. Ele ponderou que os simuladores das condições fisiológicas variam muito seus mecanismos de ação de um equipamento para outro, o que dificulta a comparação entre os dados colhidos. É importante considerar a frequência e a carga incidida durante o experimento, pois a frequência elevada gera um “desgaste” do material (indução da fadiga) que nem sempre corresponde às condições de normalidade *in vivo*. Sobretudo, quanto melhor a reprodução das condições existentes, ou aproximação da situação real, maior a fidelidade do teste aplicado. Assim, é possível prever ou estimar com mais segurança a longevidade dos materiais empregados, evitando falhas catastróficas *in vivo*.

Kheradmandan et al.²² (2001) avaliaram a resistência à fratura de PPF de três elementos anteriores, utilizando sistemas totalmente cerâmicos e metalocerâmicos com infra-estruturas em liga áurica. Os corpos-de-prova foram submetidos à cargas dinâmicas de 25N a 1,3Hz de frequência e temperatura de 5 e 55°C. Nos grupos onde havia

a presença de metal não foi constatada fraturas durante a ciclagem, evento constatado nas próteses cerâmicas.

Itinoche²¹ (2002) avaliou a influência de uma máquina de ciclagem mecânica, em materiais cerâmicos, utilizando o método biaxial para determinar a resistência à flexão. Vinte e quatro corpos-de-prova, em forma disco (ISO) foram confeccionados com dimensões de aproximadamente 15mm de diâmetro e 1,2mm de espessura para cada material constituídos por diferentes composições: a) Procera AllCeram; b) In-Ceram Zircônia; c) In-Ceram Alumina e d) IPS Empress 2. O número total de total de corpos-de-prova de cada material foi dividido em dois sub-grupos, de acordo com a presença ou ausência da ciclagem mecânica (20000 ciclos, carga de 50N e imersão em água destilada a 37°C), antes do teste de resistência à flexão. Após a fratura, os corpos-de-prova foram analisados pela microscopia eletrônica de varredura nos sítios de fratura, em corpos-de-prova com ciclagem mecânica, e sem fratura, e em corpos-de-prova intactos. Os dados foram tratados estatisticamente pela ANOVA e pelo teste de Tukey. O autor concluiu que a ciclagem mecânica diminuiu a resistência à flexão dos materiais cerâmicos e foi responsável pelas alterações microscópicas nas áreas de impactos da ciclagem mecânica.

Scherrer et al.⁴⁵ (2003) realizaram um estudo *in vitro* para confirmar a hipótese de que a resistência à fratura de determinado material está diretamente relacionada à resistência à fadiga. Para a validação ou maior garantia dos materiais para aplicação na clínica, listaram que algumas características preponderantes devem ser consideradas: biocompatibilidade, resistência mecânica, estabilidade química, propriedades estéticas e a resistência do material à fadiga. Algumas variáveis como a amplitude da força incidida, o aumento da frequência e a presença de água compõem fatores que aumentam a probabilidade de falhas durante a indução da fadiga em resinas ou cerâmicas. Os resultados apontaram uma redução de 40% a 60% nas médias de resistência à fratura de espécimes de resina quando

submetidos à ciclagem mecânica. Assim, verificou-se a importância de caracterizar a resistência mecânica de materiais protéticos em metodologias que incluem o processo de indução de fadiga nos mesmos. Embora pertinentes, ainda existem limitações para sua aplicação laboratorial, uma vez que não há padronização ou protocolos que permita uma comparação direta entre os resultados obtidos.

De acordo com Kim et al.²⁴ (2003) alguns procedimentos laboratoriais diminuem a adesão entre a infra-estrutura metálica utilizada para a confecção de peças protéticas e o material de recobrimento estético. Quando submetidas às variações térmicas, as resinas indiretas sofrem um processo de “envelhecimento” que propicia forças de tensão na região da interface dos materiais. Os autores atribuem tal evento à diferença existente entre os coeficientes de expansão térmica dos mesmos, uma vez que suas naturezas são distintas.

Tróia Júnior et al.⁵⁵ (2003) verificaram o efeito da ciclagem térmica na adesão entre uma porcelana de baixa fusão e o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e uma liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-Al-V). O teste de resistência à flexão (três pontos) foi aplicado em todos os corpos-de-prova que foram divididos em três grupos: Grupo I (n = 20) – Pd-Ag / Duceram; Grupo II (n = 24) – Ti c.p. / Vita Titankeramik; Grupo III (n = 24) – Ti-6Al-4V / Vita Titankeramik. Cada grupo foi subdividido de forma que metade dos corpos-de-prova foi submetido à ciclagem térmica em água (3000 ciclos / 4°C e 55°C) com tempo de imersão de 10s em cada banho e 5s para transferência entre eles. A confecção dos corpos-de-prova seguiu a norma DIN 13.927, o jateamento da barra metálica foi realizado com óxido de alumínio (150 µm), sob pressão de 2 bar e a limpeza foi concluída com a imersão em água destilada por 10 min em ultra-som. Fotomicrografias foram obtidas pelo microscópio eletrônico de varredura a fim de caracterizar as superfícies fraturadas na interface metal-cerâmica. Os resultados não revelaram diferença estatisticamente significativa (5%) quanto à ciclagem térmica. O grupo I (controle)

apresentou médias superiores aos grupos II e III que entre si não foram significantes Quadro 4:

Quadro 4- Médias e desvio padrão dos resultados⁵⁵.

Grupo	Sem ciclagem	Com ciclagem
I	a) 47.98 ± 3.985 MPa	b) 45.30 ± 3.468 MPa
II	a) 24.99 ± 2.603 MPa	b) 23.60 ± 3.841 MPa
III	a) 25.60 ± 3.367 MPa	b) 24.98 ± 2.604 MPa

Shimoe et al.⁴⁷ (2004) fizeram uma análise comparativa da força de união de estruturas de metal-porcelana e metal-resina indireta. Os corpos-de-prova foram submetidos à termociclagens extendidas perfazendo 20000 e 100000 ciclos. Apesar da superioridade das médias dos grupos metal-porcelana sobre os grupos que se utilizaram da resina, houve um decréscimo de aproximadamente 30% após 100.000 ciclos na média de resistência ao cisalhamento da união deste conjunto.

Taira et al.⁵² (2004) investigaram o efeito de soluções ácidas e dois *primers* na adesão entre o titânio e resinas. Além destas variáveis, metade do número total de espécimes foi submetida a variações térmicas (4 e 60°C) que contribuíram para a diminuição da adesão entre os materiais frente ao teste de cisalhamento. Os autores puderam comprovar que o tratamento químico aumentou os valores registrados no ensaio mecânico, constituindo uma alternativa eficaz para a superfície do titânio, uma vez que o jateamento com óxido de alumínio produz considerável contaminação pela quantidade de partículas remanescentes após o procedimento.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo foi avaliar a hipótese de que a ciclagem térmica, mecânica ou a associação de ambas influenciam na efetividade da união entre os metais, uma liga áurica e o titânio c.p., com seus respectivos revestimentos cerâmicos, frente ao ensaio mecânico de resistência à flexão de três pontos. Os corpos-de-prova foram avaliados após suas rupturas com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura e da espectroscopia por energia dispersiva de raios-X (MEV-EDX).

4 MATERIAL E MÉTODO

Para facilitar a compreensão, a metodologia foi dividida em: a) confecção das estruturas metálicas; b) aplicação do material estético; c) indução de ciclagem térmica e mecânica; d) ensaio mecânico; e) análise microscópica; f) análise dos dados.

4.1 Confecção das estruturas metálicas

As ligas metálicas utilizadas encontram-se no Quadro 5.

Quadro 5- Ligas metálicas, fabricante e composição química.

Ligas metálicas	Fabricante	Composição química
Titânio comercialmente puro (Tritan)	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha	99,50% Ti; 0,16% O ₂ ; 0,03%N; 0,15%Fe; 0,13%C e 0,03%H
Olimpya	Jelenko/Heraeus Kulzer	51,50% Au; 38,40% Pd; 8,50% In; 1,50% Ga

4.1.1 Obtenção e inclusão dos padrões para fundição

A partir de placas retangulares de acrílico calcinável com 0,5mm de espessura foram recortados padrões iniciais com dimensões de 26mm de comprimento e 3mm de largura. A fixação das barras foi feita com cera para fundição (Horus-Herpo Produtos Dentários Ltda.- São Paulo - S.P.), pelas suas extremidades, conectando-as

perpendicularmente a um bastão central 5mm de diâmetro (Wax Wire for Casting Sprues – Dentaurem- Pforzheim - Alemanha) que atuou como conduto de alimentação (Figura 4). O conjunto contendo dez barras por fundição permaneceu montado em um anel de silicone para inclusão número 6 (Dentaurem J.P. Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), sobre o qual foi pulverizado o líquido surfatante (Waxit – Degussa Hüls – Hanau – Alemanha). O anel foi preenchido pelo revestimento (Rematitan Ultra – Dentaurem J.P. Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), na proporção de 100g de pó para 14ml de líquido, conforme as instruções do fabricante. A espatulação foi realizada mecanicamente sob vácuo durante 60 segundos (Multivac 4 – Degussa Hüls – Hanau – Alemanha) e o vazamento contou com o auxílio do vibrador do próprio aparelho. O tempo de presa do material foi aguardado e o molde ficou sobre a bancada por aproximadamente duas horas.

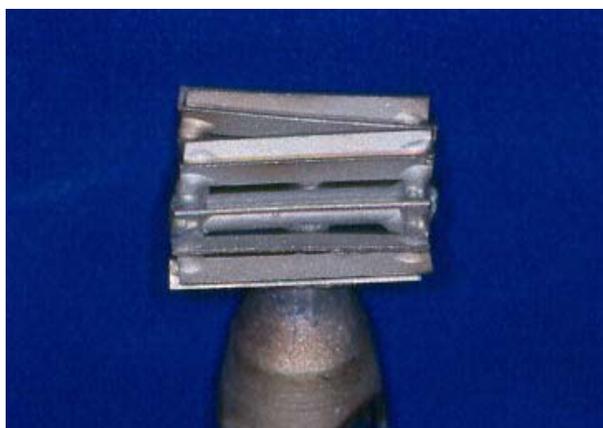


FIGURA 4 – Estruturas fundidas em titânio.

O anel de silicone e a base formadora de cadinho foram separados do molde de revestimento obtido, sendo este último, desgastado aproximadamente 3mm na extremidade oposta, levando-a em recortador de gesso (Herjos – Herman Josias S.A.indústria e Comércio – São Paulo – S.P.).

4.1.2. Fundição dos padrões

O procedimento de eliminação da cera e do padrão de acrílico, bem como a expansão térmica do revestimento utilizado (Quadro 6), foram produzidos por um forno elétrico (EDGCON 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda. – São Carlos – S.P.), seguindo os ciclos apresentados no Quadro 7.

Quadro 6 – Revestimento utilizado para inclusão e fundição do titânio *

Revestimento	Fabricante
Pó – Rematitan Plus	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha
Líquido – Rematitan Plus – Crowns and Bridges	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha

**Informação do fabricante*

Quadro 7 - Ciclos de aquecimento para o revestimento Rematitan Ultra*

Rampa/ temperatura	Velocidade de aquecimento / resfriamento	Patamar / Temperatura	Tempo de permanência
1/ Ambiente – 150°C	5°C/min	1/ 150°C	90 min
2/ 150 – 250°C	5°C/min	2/ 250°C	90 min
3/ 250 – 1000°C	5°C/min	3/ 1000°C	60 min
4/ 1000 -550°C	5°C/min	4/ 550°C	120 min

**Informação do fabricante*

Um total de 48 estruturas metálicas foi obtido em Ti c.p. A fundição foi realizada em máquina específica de indução elétrica equipada com arco voltaico em atmosfera de gás argônio (Rematitan Autocast-Dentaurum – Pforzheim - Alemanha). O processamento,

totalmente automático, ocorreu em dois compartimentos distintos (Figura 5 e 6).

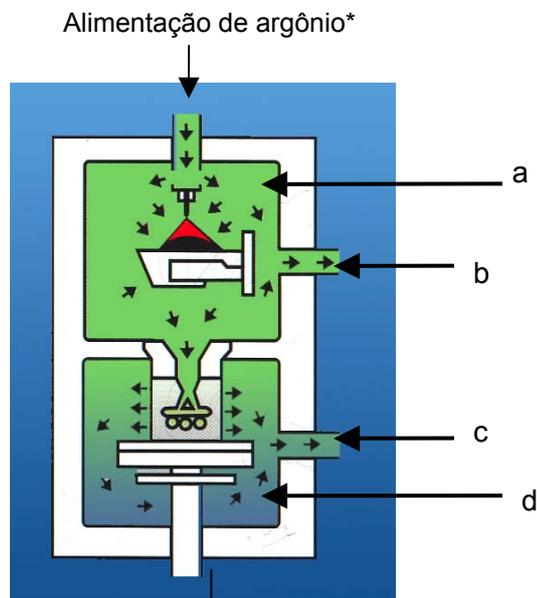


FIGURA 5- Fusão do titânio c.p.: a) câmara de fusão (compartimento superior); b) conduto de evacuação (argônio); c) conduto de evacuação; d) câmara de fundição (compartimento inferior)

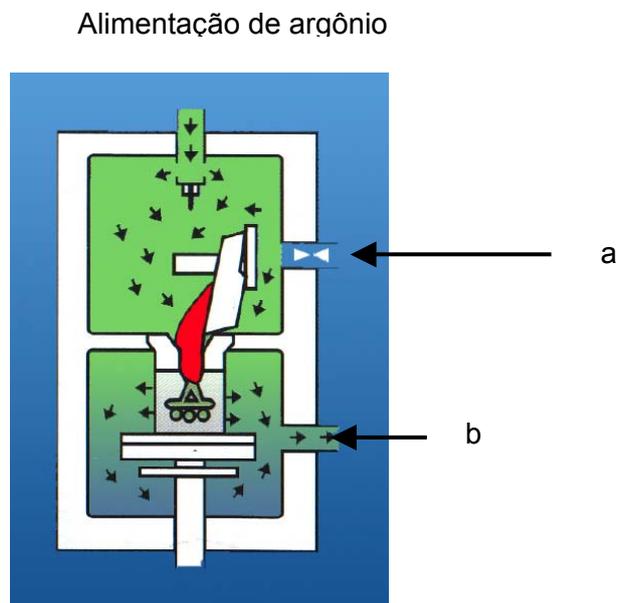


FIGURA 6- Processo de fundição: a) trava; b) câmara de fundição

Esquemas adaptados do manual de instruções da máquina de fundição

O aquecimento para a fusão do lingote de Ti c.p. foi realizado por arco voltaico em atmosfera de argônio circulante na câmara de fusão representada na Figura 5a. Simultaneamente, pelo conduto de evacuação correspondente à câmara de fundição (Figura 5b), o argônio foi gradativamente removido sob vácuo pelo conduto de evacuação (Figura 5c). Quando em estado líquido, a trava obliterou o conduto de evacuação da câmara de fusão (Figura 6a) e o titânio foi vertido e injetado para o interior do molde de revestimento situado na câmara de fundição (Figura 6b) devido à diferença das pressões inter-câmaras. Encerrado o ciclo que perdurou 2 minutos, as estruturas foram imediatamente imersas em água, conforme as instruções do fabricante.

Após o resfriamento total do molde de revestimento, o mesmo foi fraturado com o auxílio de um equipamento pneumático (M320 – Flli Manfredi – Sofia – Itália), permitindo a liberação da estrutura. A remoção dos vestígios do material foi atingida pelo jateamento com óxido de alumínio 150 μ m em máquina pneumática (Oxyker Dry – Flli Manfredi – Sofia Itália).

A eliminação dos condutos de alimentação e separação das tiras metálicas foram cuidadosamente efetuadas pela utilização do disco de carborundum montado em micromotor de bancada. As fundições foram analisadas radiograficamente a fim de detectar quaisquer defeitos internos, uma vez que estes poderiam comprometer os dados obtidos no ensaio mecânico. Se porventura, falhas de fundição fossem visualmente detectadas, após inspeção em lupa (Stereomicroscópio) e pela radiografia novos padrões acrílicos seriam fundidos.

Outras 48 tiras de acrílico foram fundidas em liga áurica, indicada para a elaboração de restaurações protéticas metalocerâmicas, seguindo os mesmos procedimentos a serem realizados para a obtenção das estruturas metálicas anteriormente mencionadas. No entanto, houve a necessidade do emprego de revestimento apropriado (Bellavest SH -

Bego) descrito no Quadro 8, manipulado na proporção de 25ml de líquido para 100g de pó. A espatulação foi realizada manualmente por 30s, seguida da mecânica, sob vácuo, por mais 60s com tempo total máximo de trabalho de 5min. Foi necessário aguardar de 20 a 30min para a presa do material. O aquecimento do molde no forno ocorreu em temperatura de 850°C durante 30 minutos.

Quadro 8 – Revestimento utilizado para inclusão e fundição da liga áurica*

Revestimento	Fabricante
Pó Bellavest SH	Bego – Bremer – Alemanha
Líquido – BegoSol HE	Bego – Bremer – Alemanha

*Informação do fabricante

Independente do metal utilizado, após a desinclusão, as barras foram recortadas para melhor padronização das estruturas metálicas, que apresentaram dimensões finais de 25x3x0,5mm, conforme especifica a ISO²⁰, 1999 (Figura 7). Nas estruturas de titânio, a camada superficial (na ordem de centésimos de micrometro) de uma das faces foi removida com brocas de tungstênio denteada com corte cruzado em baixa rotação (15000rpm), a fim de eliminar a camada de α -case (Kimura et al.²⁵, 1990).

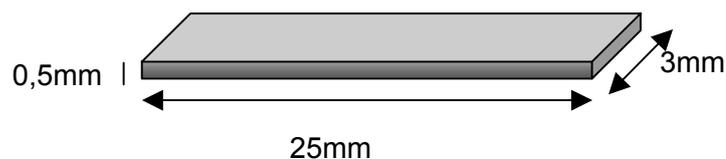


FIGURA 7- Estrutura metálica

Todas as estruturas metálicas foram jateadas com óxido de alumínio (150 μ m) durante 10 segundos à distância aproximada de 2,0cm, pressão de 2bar e angulação aproximada de 45° sobre a superfície que recebeu o material cerâmico. Os corpos-de-prova foram imersos em álcool isopropílico e levados ao ultra-som (Vitasonic II – Vita) durante 5min e a secagem ocorreu naturalmente em ambiente atmosférico.

4.2 Aplicação do material cerâmico

Um sistema de porcelana de baixa temperatura de fusão (Titankeramik, Vita, Germany), adequada para o emprego sobre o titânio e outro sistema (Omega 900, Vita, Germany), indicado para ligas áuricas foram aplicados sobre uma das faces da estrutura metálica, abrangendo apenas a região central previamente delimitada.

As tiras metálicas de titânio foram delimitadas (8X3mm) inicialmente, por traçados perpendiculares na face de maior dimensão utilizando grafite (Figura 8). Em seguida, o *bonder* (agente de união) em forma de pasta foi aplicado nesta área utilizando um pincel, formando uma camada fina, onde todas as estruturas cumpriram o ciclo de queima simultaneamente no mesmo forno.

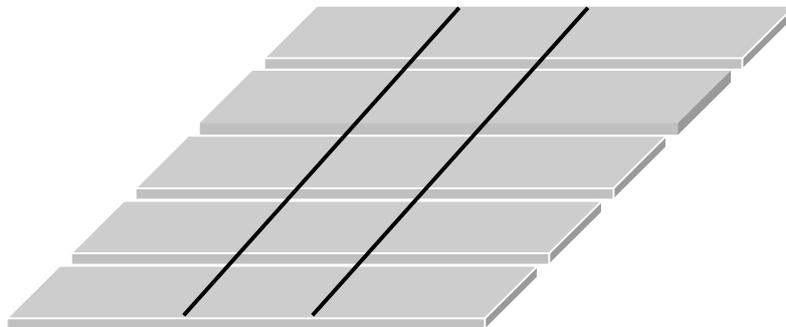


FIGURA 8– Esquema de delimitação para aplicação do agente de união

A aplicação do opaco foi realizada com pulverização do pó (cerâmica opaca) e o líquido (*Spray-On*) indicado pelo fabricante, homogeneizado em um frasco acoplado a um dispendador (*Spray-On*), sobre o *bonder* coccionado e delimitado por uma fita adesiva. Esta foi removida apenas no momento de levar as estruturas ao forno. Após a queima desta camada, qualquer excesso de material que sofreu escoamento indesejado foi eliminado através do desgaste mecânico com pedras montadas em baixa rotação.

Para melhor padronização da camada cerâmica referente à dentina dos corpos-de-prova, foi necessária a utilização de uma matriz metálica (Figuras 9 e 10). Esta, é composta por uma base com rebaixo (25,0X3,0X0,5mm³), sobre a qual correram em “trilhos” duas placas delimitadoras previamente entalhadas na área correspondente à camada do material cerâmico. Assim, ao entrarem em íntimo contato determinaram, através de uma janela, o volume retangular cerâmico desejado sobre a estrutura metálica posicionada no leito rebaixado da base. Desta forma, foram obtidas as dimensões preconizadas pela norma da ISO²⁰, 1999 (Figura 11).

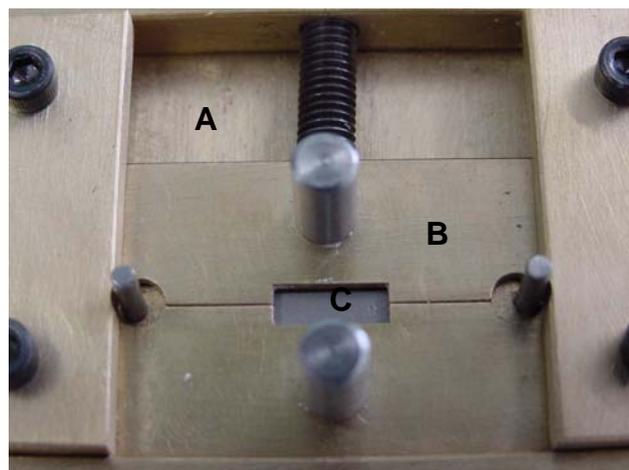


FIGURA 9- Matriz para aplicação de porcelana. A- Base da matriz; B- placa delimitadora; e C- rebaixo para encaixe da estrutura metálica do corpo-de-prova.

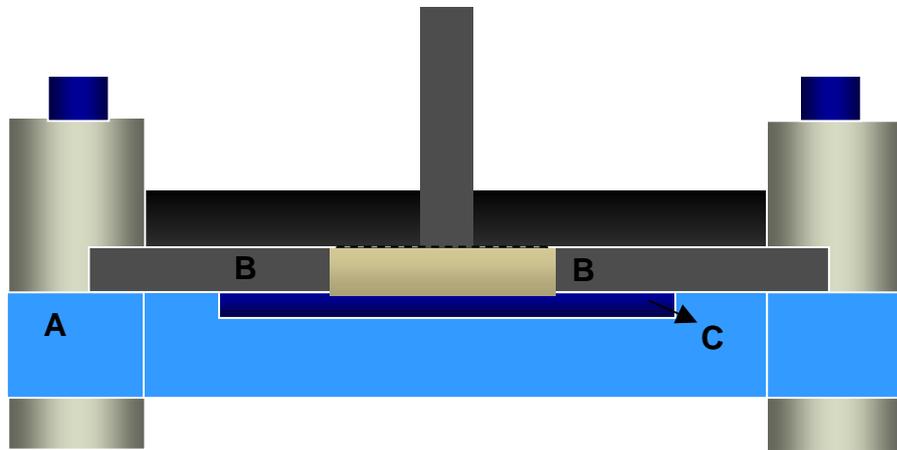


FIGURA 10- Secção frontal do esquema da matriz para aplicação de porcelana:
 A- Base da matriz; B- placa delimitadora; e C- rebaixo para encaixe da estrutura metálica do corpo-de-prova.

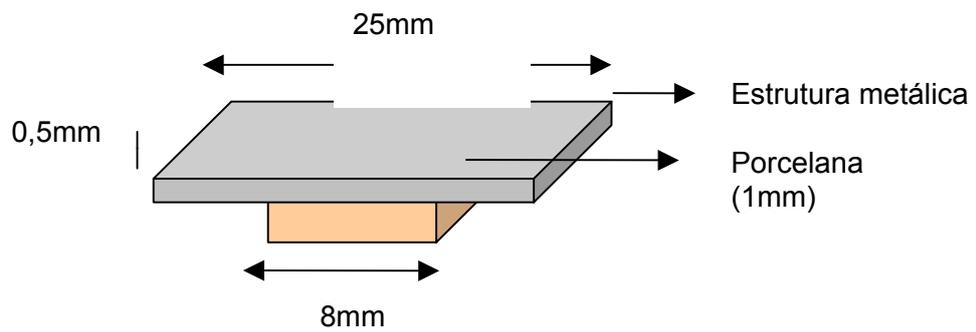


FIGURA 11- Esquema das dimensões do corpo-de-prova

A camada referente à dentina foi aplicada manipulando-se o pó com o fluido modelador, alternando-o com água destilada para lavagem do pincel, que por sua vez, teve o excesso de umidade esgotado em lenço de papel absorvente. Uma vez condensada e eliminado o líquido que normalmente é afluído após vibração manual, as placas superiores da matriz foram desparafusadas e afastadas, permitindo a remoção do conjunto a ser levado para cumprir o ciclo de queima. Como o material é passível de sofrer contração, uma segunda aplicação foi cumprida para a correção desta camada. Somente então os corpos-de-prova foram submetidos às temperaturas de vitrificação final.

As aplicações dos sistemas cerâmicos (agente de união, opaco e corpo cerâmico) seguiram o as recomendações dos fabricantes e os ciclos de queima estão indicados no Quadro 9.

As tiras metálicas fundidas em liga áurica passaram pelo processo de degaseificação, como recomendado pelo fabricante. Após o resfriamento, elas também foram delimitadas pelos traços com grafite e fita adesiva em uma das faces (Figura 8) e o opaco do sistema cerâmico foi aglutinado sob a forma de pó/líquido utilizando um pincel. Após a cocção e resfriamento, cada tira foi individualmente posicionada na mesma matriz metálica para a construção da camada cerâmica referente à dentina que será queimada, corrigida e posteriormente vitrificada em etapas subseqüentes. Os ciclos de queima da porcelana Omega 900 estão listados no Quadro 10.

Quadro 9- Ciclo de queima da porcelana Vita Titankeramik*.

	Bonder	Opaco	Dentina	2ª queima Dentina	Vitrificação
Temperatura inicial (°C)	400	400	400	400	400
Tempo de permanência (min)	6:00	2:00	6:00	6:00	--

Tempo de aumento de temperatura (min)	6:00	4:00	7:00	7:00	4:00
Temperatura final (°C)	800	790	770	770	770
Aumento da temperatura (°C/min)	60	110	50	50	93
Tempo de cocção (min)	1:00	1:00	1:00	1:00	1:00
Vácuo (bar)	6:00	4:00	8:00	8:00	5:00

Informação do fabricante

Quadro 10 - Ciclos de queima da porcelana Omega 900*

	Opaco	Dentina	2ª queima Dentina	Vitrificação
Temperatura inicial (°C)	600	600	600	600
Tempo de permanência (min)	2:00	6:00	6:00	4:00
Tempo de aumento de temperatura (min)	4:00	6:00	6:00	4:00
Temperatura final (°C)	900	900	890	900
Aumento da temperatura (°C/min)	75	50	48	75
Tempo de cocção (min)	2:00	1:00	1:00	2:00
Vácuo (bar)	4:00	6:00	6:00	--

Informação do fabricante

Um paquímetro digital foi utilizado para conferir as dimensões finais dos corpos-de-prova (Figura 12). Todos eles permaneceram armazenados em água destilada à temperatura de 37°C no interior de uma estufa.

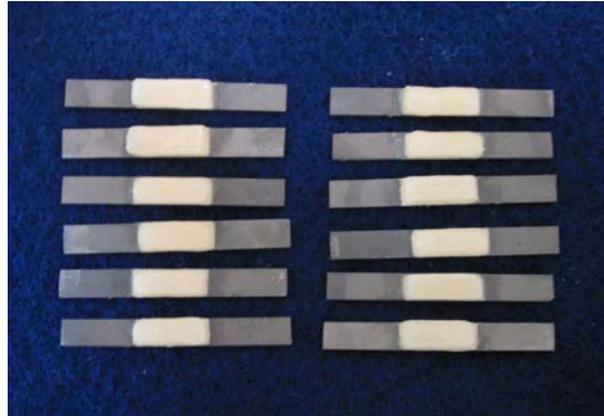


FIGURA 12- Corpos-de-prova após aplicação e queima do sistema cerâmico.

4.3 Ciclagem térmica e/ou mecânica

Os grupos foram separados, de acordo com o substrato metálico utilizado, além da presença ou não de ciclagem de origem térmica, mecânica ou a combinação de ambas.

Assim, tivemos a formação de oito grupos contendo 12 corpos-de-prova cada (Quadro 11).

Quadro 11- Grupos (G) listados de acordo com o metal e o tratamento

Metal/ Cerâmica	Sem Ciclagem	Com Ciclagem		
		Térmica	Mecânica	Termo- mecânica
Au	n=12 (GI)	n=12 (GII)	n=12 (GIII)	n=12 (GIV)
Ti	n=12 (GV)	n=12 (GVI)	n=12 (GVII)	n=12 (GVIII)

Os grupos GI e GV não sofreram nenhum tipo de ciclagem e foram armazenados em água destilada a 37°C no interior de uma estufa até o momento do ensaio mecânico.

Para os grupos que foram submetidos à ciclagem térmica (GII, GIV, GVI e GVIII), os corpos-de-prova sofreram variações de

temperatura de $4(\pm 1)^{\circ}\text{C}$ para $55(\pm 1)^{\circ}\text{C}$ com tempo de imersão de 10 segundos para cada banho, intervalo de 5 segundos para transferência entre eles, perfazendo um total de 3000 ciclos em uma termocicladora (Banho ultratermostato/Nova Ética), seguindo a metodologia utilizada por Pröbster et al.⁴² (1996) .

Os grupos GIII, GIV, GVII e GVIII foram ciclados mecanicamente a fim de induzir fadiga nos corpos-de-prova designados. Para isso, foi necessária a confecção de um dispositivo que teve a função de apoio para os corpos-de-prova durante a ciclagem mecânica, bem como permitir a execução do ensaio de resistência à flexão de três pontos. O princípio deste dispositivo seguiu as dimensões recomendadas pela norma da ISO²⁰ 9693 (1999), ilustrado na Figura 13 e 14, com distância de 20mm entre os pontos que atuaram como apoio. A ciclagem mecânica foi realizada em meio aquoso, onde a solução permaneceu em temperatura constante de 37°C controlada por um termostato.

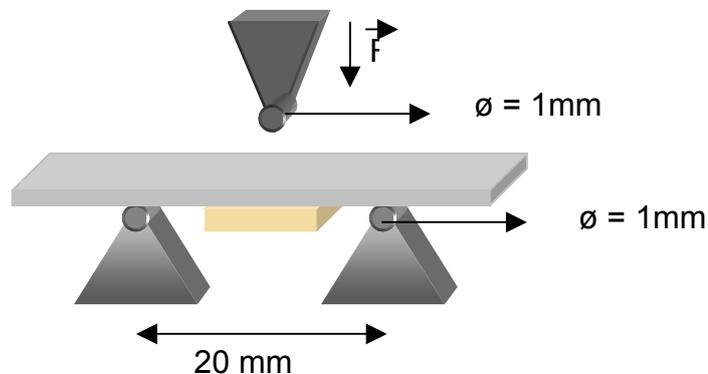


FIGURA 13- Esquema do dispositivo para utilização de ciclagem mecânica e ensaio mecânico de fratura.

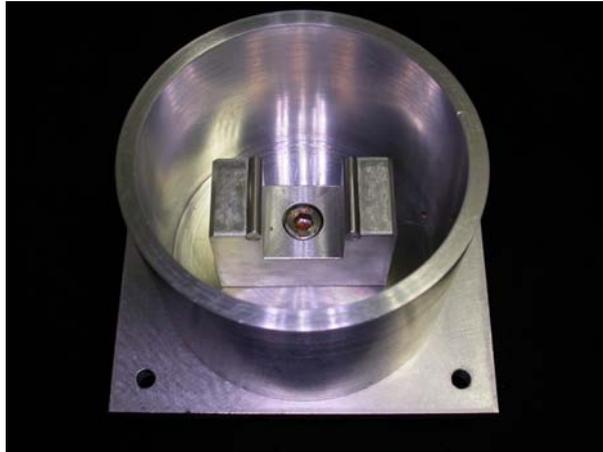


FIGURA 14- Dispositivo utilizado para ciclagem e ensaios mecânicos.

A máquina de ciclagem mecânica foi idealizada por Itinoche,²¹ em 2002, (Figura 15 e 16), e por profissionais nas áreas de projetista mecânico, engenheiro mecânico, engenheiro eletrônico e técnico em programação computacional. A equipe procedeu à elaboração e desenvolvimento do projeto, bem como à execução da usinagem das peças, tendo sido responsável pela montagem e funcionamento do aparelho.



FIGURA 15- Software da máquina de ciclagem mecânica (Itinoche²¹, 2002)



FIGURA 16- Vista aproximada da parte da máquina de ciclagem mecânica responsável pela incidência da força

O programa computacional objetivou estabelecer e controlar com maior comodidade, a carga a ser exercida, a quantidade de ciclos e a frequência a ser aplicada. As informações recebidas pelo computador foram transmitidas a uma base eletrônica, transformando os dados em energia para o motor de passo, desencadeando a ciclagem mecânica com movimentos intermitentes aferidos pela célula de carga.

O sistema possui auto-ajuste eletrônico a cada 250 ciclos, para que a carga requisitada pelo operador mantenha-se constante. O auto-ajuste compensa possíveis desgastes superficiais no corpo-de-prova ou, ainda, nos componentes mecânicos da máquina de ciclagem.

A máquina de ciclagem mecânica utilizada, já desenvolvida e utilizada por Itinoche²¹, conta com um sistema operacional mecânico elétrico e computacional, abordando os requisitos que a literatura refere-se quanto à importância da realização da ciclagem mecânica para simulação dos esforços repetitivos gerados durante o ciclo mastigatório.

Assim, sobre a parte metálica e central dos corpos-de-prova foram incididas cargas intermitentes (20.000 ciclos) de 10N e

freqüência de 1Hz para indução de fadiga nas interfaces, porém, sem promover o descolamento do material cerâmico do substrato metálico.

4.4 Ensaio mecânico

Com a finalidade de quantificar a resistência da união entre a cerâmica coccionada sobre um substrato metálico, todos os grupos foram submetidos ao teste de resistência à flexão de três pontos que foi realizado em uma máquina de ensaio universal com célula de carga com capacidade de 10Kg.

O dispositivo para este ensaio, previamente citado no item anterior, constituiu-se por duas bases sobre as quais foram incrustados cilindros com raio de 1,0mm distantes entre si em 20mm. Desta forma, permitiu-se o posicionamento dos corpos-de-prova paralelamente ao solo e perpendicularmente ao carregamento axial (Figura 17).

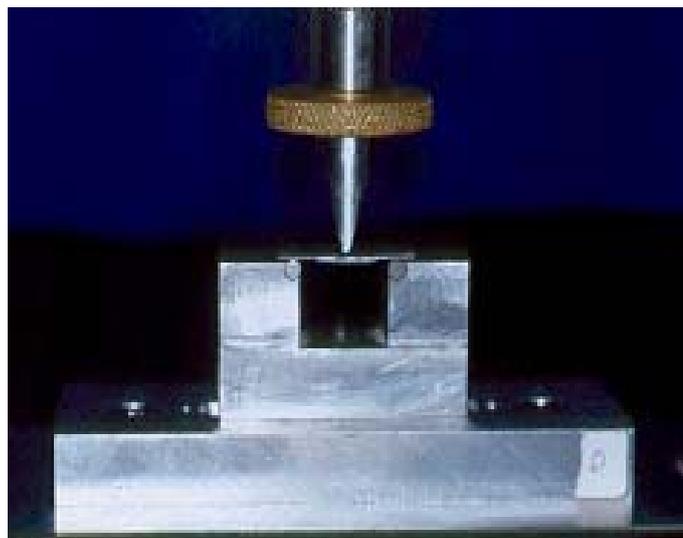


FIGURA 17- Ensaio de resistência à flexão de três pontos.

A carga foi aplicada perpendicularmente ao centro do corpo-de-prova apoiado sobre o dispositivo, desenvolvendo velocidade constante de 1,5mm por minuto, até que ocorresse sua fratura. Foram considerados apenas os valores dos corpos-de-prova em que a falha situou-se em uma das extremidades, uma vez que a norma seguida exige esta condição.

4.5. Análise em Estereomicroscópio e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) complementado por Espectroscopia por Dispersão de Energia de Raios-X (EDX)

A visualização inicial das partes constituintes dos corpos-de-prova foi realizada em um estereomicroscópio (Stemi 2000-C, Carl Zeiss) e a imagem, registrada digitalmente por uma câmera (modelo MC 80DX) a ele acoplada.

Dois corpos-de-prova de cada grupo foram selecionados aleatoriamente para observação em Microscópio Eletrônico de Varredura e analisadas pela espectrometria dispersiva por raios-X (MEV-EDX) a fim de favorecer a caracterização do padrão da falha ocorrida (coesiva ou adesiva). As partes constituintes dos corpos-de-prova foram inicialmente analisadas de forma isolada, bem como o conjunto metal-cerâmica. Para possibilitar a leitura da superfície cerâmica foi realizado o processo de metalização com liga de ouro-paládio sob alto vácuo (Balzers – SCD Sputter Coater – Fürstentum Liechtenstein – Alemanha).

Para a observação das interfaces presentes nos corpos-de-prova, houve a necessidade de incluí-los lateralmente em resina acrílica ativada quimicamente com o auxílio de uma matriz de silicone. Após a polimerização os blocos foram desgastados em uma máquina giratória politriz até que houvesse a exposição de uma de suas faces laterais. O acabamento foi dado com discos de lixa em seqüência

decrecente de granulações (180, 600, 800, 1200 e 2000) e o polimento foi proporcionado por discos de camurça.

A espectroscopia por dispersão de raios-X permite a análise química por meio de sinais que são gerados a partir da interação de um feixe de elétrons de alta energia com os elementos da superfície do corpo-de-prova. A forma de saída dos sinais foi um gráfico de picos de intensidades que forneceu um mapa da distribuição de cada elemento presente na superfície. A técnica permite a análise partindo de um volume muito pequeno de material. A composição elementar pode ser determinada até limites da ordem de 0,01% (100 ppm).

4.6 Obtenção dos dados

O valor máximo tolerado por cada corpo-de-prova forneceu os dados que foram obtidos em quilograma-força (kgf) e convertidos para Newton (N). Mediante a aplicação da fórmula (Figura 18) preconizada por Anusavice² (1998) o valor de resistência à flexão foi obtido em MPa (N/mm²).

$$\text{Resistência à flexão} = \frac{3.P.l}{2.b.d^2}$$

FIGURA 18- Fórmula de resistência à flexão : onde: P- carga máxima no momento da fratura; l, distância entre os apoios; b- largura do corpo-de-prova; d- espessura do corpo-de-prova

4.7 Delineamento experimental

Neste experimento, cuja unidade experimental é o corpo-de-prova metalocerâmico, seguiu um esquema fatorial tipo 2 x 4, com dez

repetições. As variáveis experimentais foram: Metal (2 níveis: Titânio e Ouro) e Procedimentos de Ciclagem (quatro níveis: Sem Ciclagem; Térmica, Mecânica e Termo-mecânica). A variável resposta (ou dependente) foi a tensão de ruptura obtida no ensaio de flexão de três pontos entre a interface metal/cerâmica de cada uma das oito condições experimentais. Para a análise dos 80 dados obtidos utilizou-se do programa computacional STATISTICA (versão 5.5, StatSoft Inc., 2000). Efetuou-se a estatística descritiva (média e desvio padrão) e a inferencial, mediante o teste paramétrico ANOVA, dois fatores, efeito fixo. O nível de significância adotado foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Análise descritiva dos resultados

A influência de dois tipos de metais e dos quatro tipos de procedimentos de ciclagem, sobre a tensão de ruptura, constituiu oito condições experimentais a serem estudadas.

Os dados obtidos nessas condições estão apresentados no Apêndice A. A estatística descritiva dos mesmos é apresentada na Tabela 2 e representada com o gráfico de colunas (Figura 19), mostrados a seguir.

Tabela 2- Média (\pm desvio padrão) dos valores de tensão de ruptura (em MPa) obtidos sob diferentes condições experimentais

Liga	Ciclagem				média \pm dp
	Sem	Térmica (T)	Mecânica(M)	T+M	
Ouro*	58,01 \pm 7,75	56,36 \pm 7,82	51,98 \pm 6,64	52,48 \pm 5,59	54,71 \pm 7,21
Titânio*	38,52 \pm 5,13	31,88 \pm 4,56	29,73 \pm 5,97	28,83 \pm 6,77	32,24 \pm 6,67
média \pm dp	48,27 \pm 11,87	44,12 \pm 14,01	40,85 \pm 12,96	40,65 \pm 13,56	

*n = 10

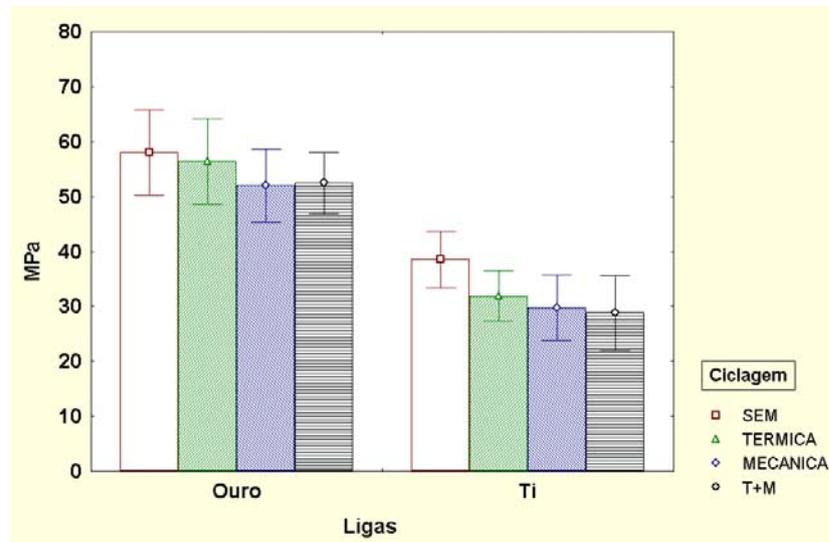


FIGURA 19. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos dados de resistência obtidos no ensaio de flexão para oito condições experimentais.

Verifica-se, com as informações acima, que as condições experimentais apresentam mesma dispersão; valores próximos de desvio padrão. Verifica-se, também, que os valores médios de resistência do metal ouro são superiores aos valores obtidos para o metal titânio, independentemente do tipo de procedimento de ciclagem adotada.

Quando se aplicou o teste ANOVA para avaliar a influência das variáveis: tipo de metal e procedimento de ciclagem constatou-se que o efeito conjunto dessas duas variáveis foi estatisticamente não significante (Tabela 3).

Tabela 3. ANOVA para os dados de MPa obtidos no ensaio mecânico

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Metal	1	10093,50	10093,50	248,30	0,0001*
Ciclagem	3	763,90	254,60	6,26	0,001*
Interação	3	71,80	23,90	0,59	0,624
Resíduo	72	2926,80	40,60		
Total	79	13856,00			

*p<0,05

Pelo teste ANOVA, não se pôde rejeitar a hipótese de nulidade do efeito de interação entre as variáveis.

O efeito interação, estatisticamente não significativo, quer indicar que a diferença de resistência de 19,49 MPa entre o Au (58,01MPa) e o Ti (38,52MPa) na ausência de ciclagem é próxima aos valores obtidos nos demais procedimentos de ciclagem, como se pode observar na Figura 20.

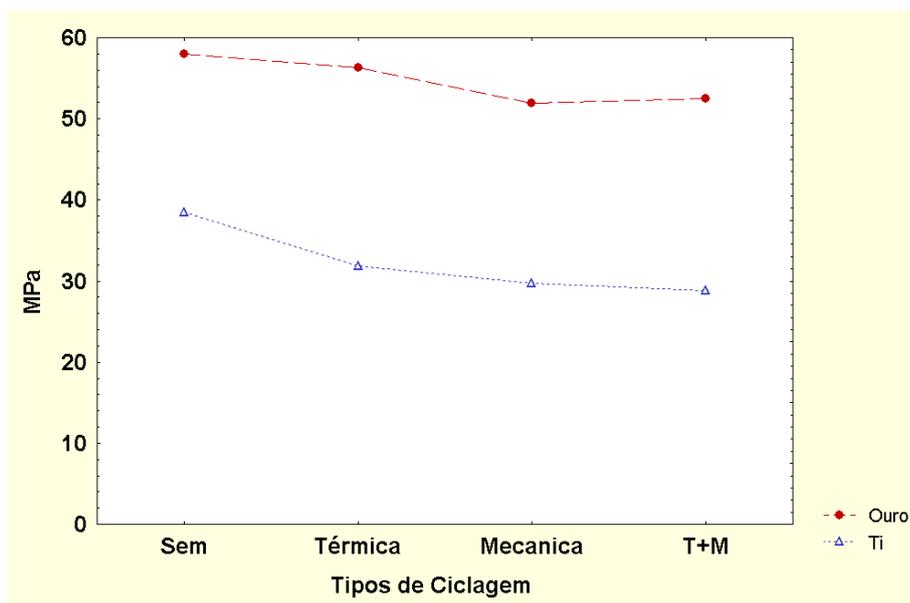


FIGURA 20- Gráfico das médias das oito condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: Metal e Procedimento de ciclagem.

Obteve-se um valor de diferença de resistência de 24,47MPa no procedimento térmico (56,35 – 31,88MPa); um valor de 22,75MPa na ciclagem mecânica (52,48 – 29,73MPa) e de 23,15MPa na termo-mecânica (51,98 – 28,83MPa).

Tendo em vista que o efeito interação das duas variáveis é estatisticamente não significativo, foi considerado, isoladamente os efeitos principais: Metal e Procedimento que, por sua vez, foram estatisticamente significantes.

Uma vez que o efeito metal foi significativo pode-se afirmar que, independentemente do tipo de ciclagem, o metal Au ($54,71 \pm 7,21 \text{MPa}$) apresentou maior adesão à porcelana que o Ti ($32,24 \pm 6,67 \text{MPa}$), considerando $p < 0,05$.

Quanto ao efeito ciclagem, pode-se afirmar que a condição sem ciclagem é mais resistente que as condições: mecânica e termo-mecânica, segundo o teste de Tukey (5%) (Tabela 4).

Tabela 4- Resultado da comparação de médias dos procedimentos de ciclagem, após a aplicação do teste de Tukey (5%).

Ciclagem	Média (MPa)	Grupos Homogêneos	
Sem	48,268	A	
Térmica	44,120	A	B
Mecânica	40,855	B	
Termo-mecânica	40,657	B	

* letras distintas indicam médias com diferença estatisticamente significativa.

Quando se comparam as médias das oito condições experimentais, por meio do teste de Tukey (5%), Tabela 5, verificou-se que as condições de menores resistências são aquelas estabelecidas pelo metal Ti, independentemente do tipo de ciclagem, que diferem estatisticamente das condições mais resistentes estabelecidas pelo Au com qualquer tipo de ciclagem.

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

Liga	Ciclagem	Média (MPa)	Grupos Homogêneos	
Au	Sem	58,011	A	
Au	Térmica	56,356	A	
Au	Termo-mecânica	52,483	A	
Au	Mecânica	51,980	A	
Ti	Sem	38,525	B	
Ti	Térmica	31,884	B	C
Ti	Mecânica	29,730	B	C
Ti	Termo-mecânica	28,831	C	

5.2 Análise microscópica dos corpos-de-prova

Conforme estipula a norma de ensaio, foram considerados no trabalho apenas os corpos-de-prova que apresentaram falhas na extremidade da camada cerâmica. As separações destes corpos cerâmicos sempre tiveram início em uma das extremidades, atingindo extensões diminutas com propagação em direção ao centro dos corpos-de-prova. Assim, imediatamente após a detecção da ruptura pela máquina (que na grande maioria vieram acompanhadas de uma sutil emissão sonora), os gráficos permitiram assegurar a validade da informação. Identificou-se a queda abrupta nos traçados ascendentes resultantes do valor da carga que está sendo incidida pela deformação de cada corpo-de-prova (Figura 21).



FIGURA 21- Gráfico do ensaio de resistência à flexão. A seta indica o momento em que a fratura do corpo-de-prova foi detectada.

Todos os corpos-de-prova mantiveram as camadas cerâmicas sobre as suas respectivas estruturas metálicas. Desta forma, para permitir a análise e interpretação da interface no sítio de fratura foi necessário destacar a porção cerâmica remanescente aderida ao substrato.

Os padrões da superfície metálica da liga áurica e do titânio que não foram recobertos pela cerâmica foram registrados por meio de estereomicroscópio para permitir eventuais comparações (Figuras 22 e 23).

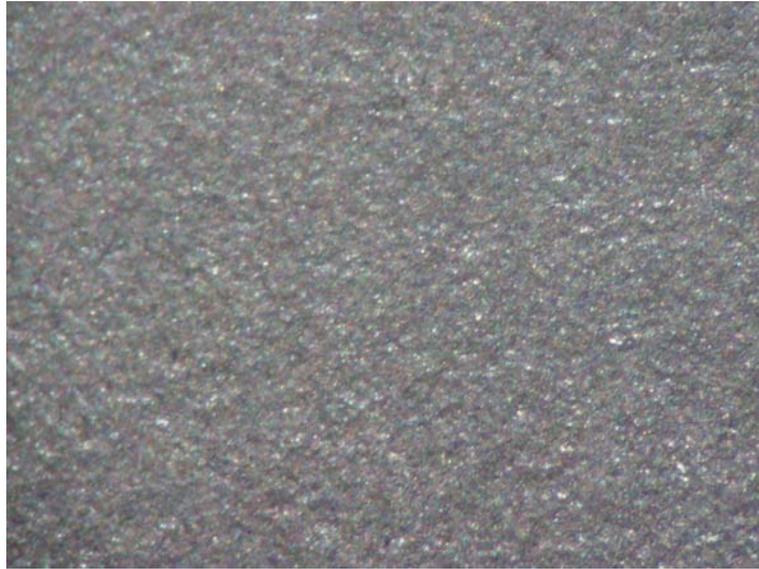


FIGURA 22- Superfície da liga de ouro que não foi recoberta pelo material cerâmico (aumento de 50X)

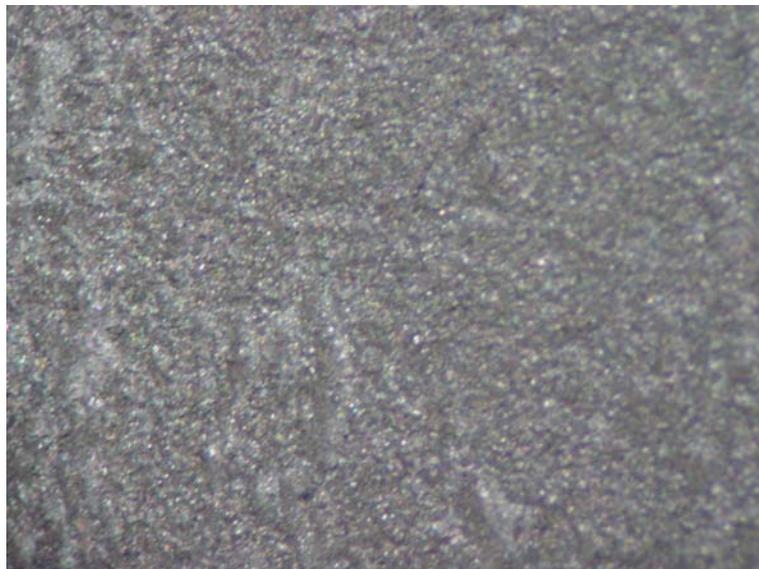


FIGURA 23- Superfície do titânio que não foi recoberto pelo material cerâmico (aumento de 50X)

Nos corpos-de-prova confeccionados com o titânio cp a parte metálica apresentou-se livre de resíduos cerâmicos (Figura 24). Na superfície cerâmica correspondente, por sua vez, a coloração escurecida, com tonalidade cinza, sugeriu a presença de componentes metálicos (Figura 25). Nos corpos-de-prova construídos com a liga áurica, a parte metálica ficou com estrias de material cerâmico sobre toda a sua extensão de aplicação (Figura 26). No entanto, sobre a superfície da camada cerâmica, nenhum remanescente metálico da liga foi detectado no aumento utilizado (Figura 27).



FIGURA 24- Superfície do titânio na região da interface com a cerâmica após o ensaio mecânico (aumento de 50X).



FIGURA 25- Camada do material cerâmico na região da interface com o titânio após o ensaio mecânico (aumento de 50X)



FIGURA 26- Superfície da liga de ouro com remanescente de material cerâmico após o ensaio mecânico (aumento de 50X).



FIGURA 27- Camada cerâmica destacada da superfície da liga áurica.

Para confirmar os padrões de falha que ocorreram, as partes isoladas dos corpos-de-prova foram visualizados com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia por dispersão de energia de raios-X. (MEV-EDX). Duas situações foram observadas na superfície dos dois metais: 1- região não recoberta por cerâmica e 2- região da interface com a cerâmica. As Figuras 28 e 29 correspondem ao Ti c.p. e a liga de ouro, respectivamente, na primeira situação. As imagens das Figuras 30 e em maior aumento da Figura 31, obtidas após o ensaio mecânico, permitiram comparar as condições pré e pós-teste; apesar de não haver vestígios de material cerâmico nas superfícies mencionadas, o padrão morfológico sofreu alteração. A camada metálica mais superficial pareceu ter sido “arrancada” da sua estrutura parenteral, transformando-a em uma superfície com irregularidades evidenciadas por ângulos mais agudos.

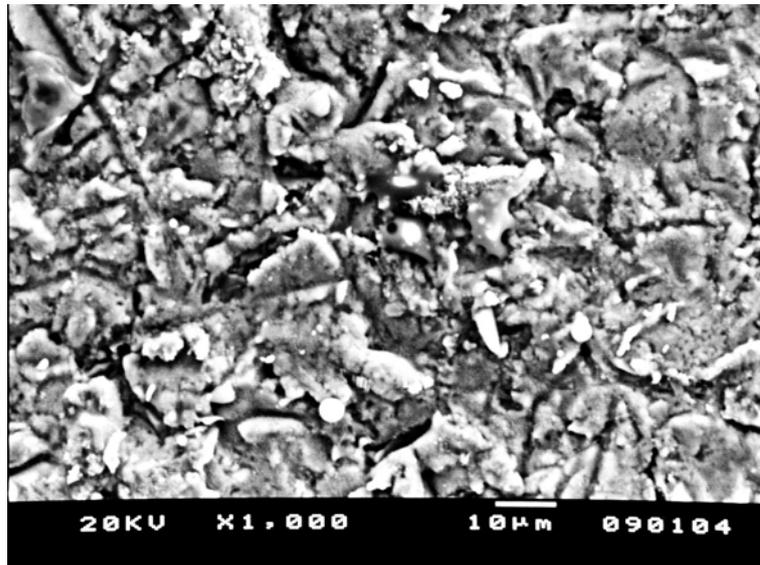


FIGURA 28- MEV da superfície do titânio antes da aplicação da camada cerâmica (aumento de 1000X).

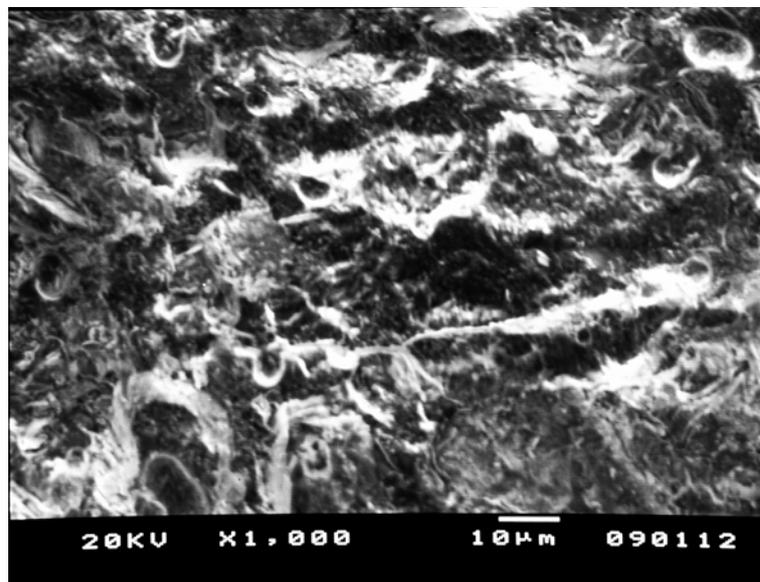


FIGURA 29- MEV da superfície da liga áurica anteriormente à aplicação da cerâmica.(aumento de 1000X).

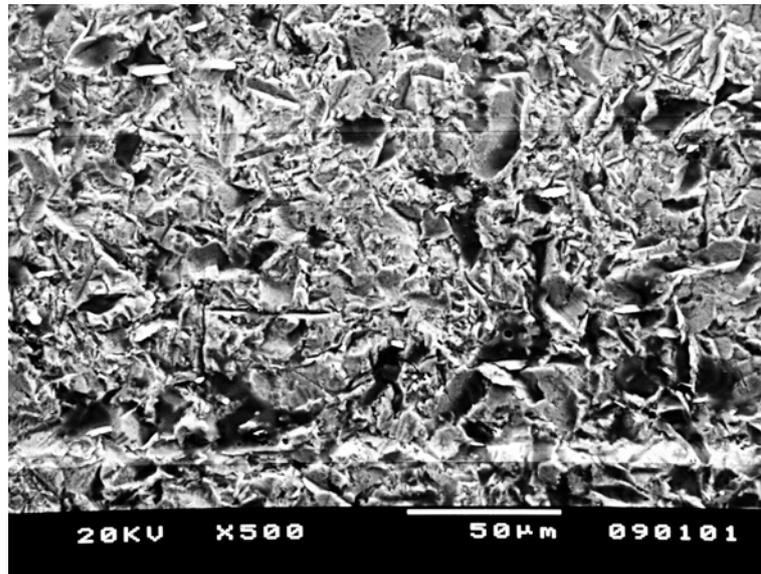


FIGURA 30- MEV da superfície do titânio na região da interface sem vestígios de porcelana (aumento de 500X)

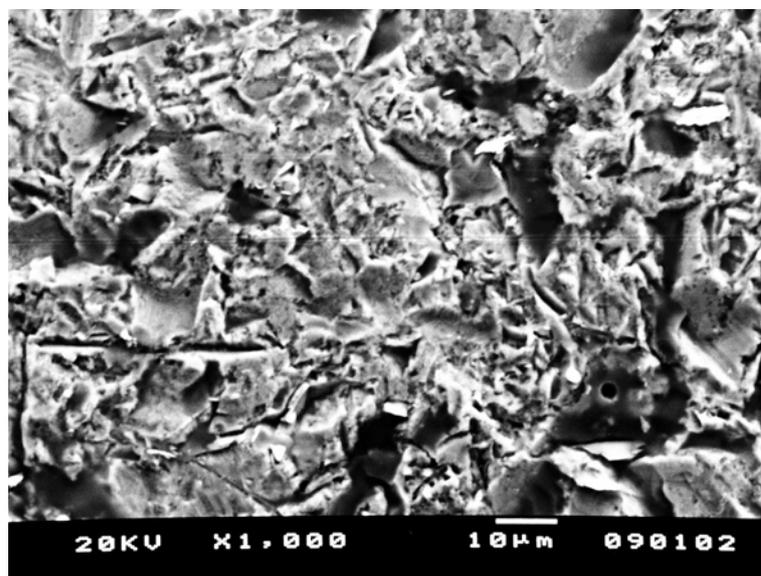


FIGURA 31- MEV da superfície do titânio na região da interface com a cerâmica (aumento de 1000X)

A camada de cerâmica destacada desta região também foi observada e o padrão encontrado assemelhou-se ao observado na parte metálica do titânio, porém, com maior quantidade de porosidades.

(Figuras 32 e 33). As imagens sugeriram que houve fratura coesiva desta camada pertencente à interface do conjunto. A observação desta interface permitiu distinguir a formação de quatro regiões distintas: A- metal, B- camada de dióxido de titânio, C- cerâmica referente ao opaco e D- cerâmica referente à dentina (Figura 34). Após a análise dos elementos químicos presentes por meio de MEV-EDX, indicou que a fratura foi coesiva da camada de óxido formada, justificado pela presença dos elementos Ti e O em ambas as superfícies, ou entre a camada de óxido e o titânio, pela maior concentração de titânio registrada na face metálica (Figuras 35 e 36).

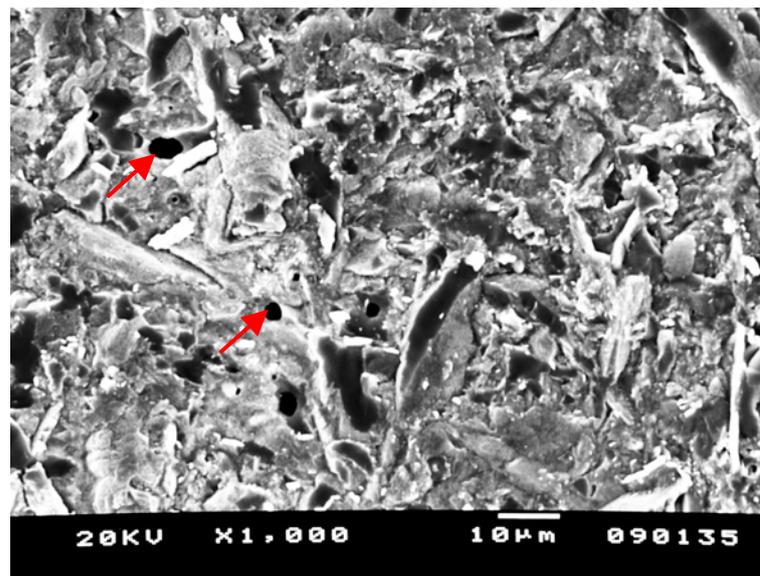


FIGURA 32- MEV da superfície da porcelana para titânio na região da interface (aumento de 1000X). As setas indicam a presença de porosidades

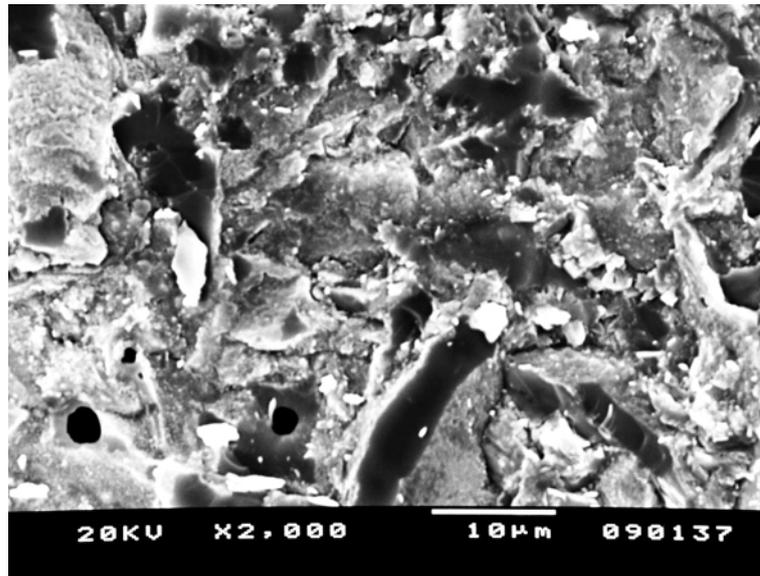


FIGURA 33- MEV da superfície da porcelana para titânio na região da interface (aumento de 2000X)

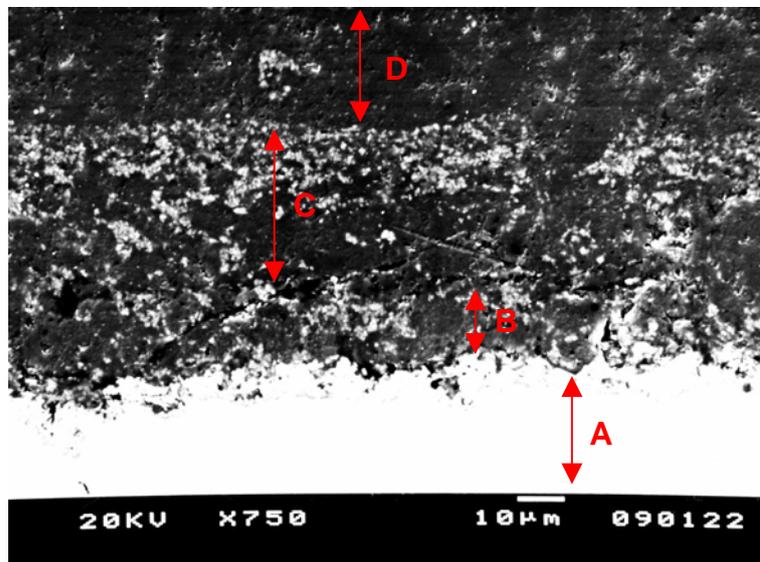


FIGURA 34- MEV da interface do conjunto titânio/porcelana: A- metal; B- camada de óxidos; C- camada de agente de união e D- camada de porcelana (opaco).

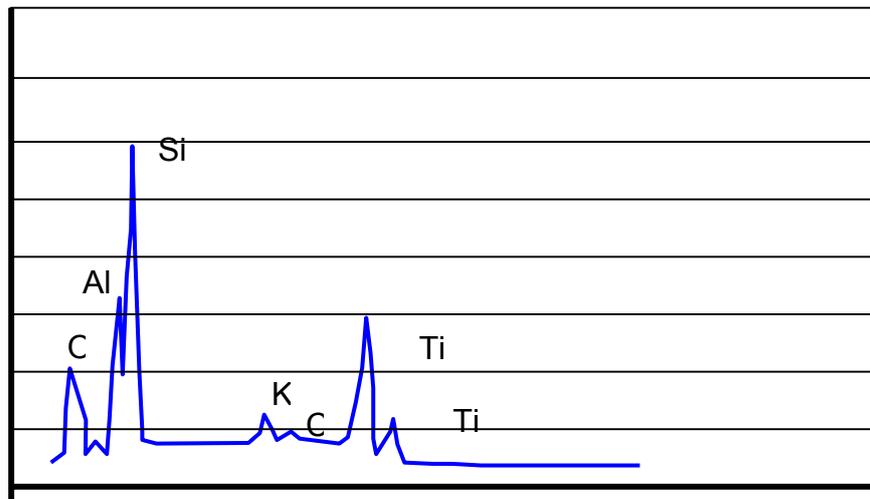


FIGURA 35- MEV-EDX da superfície da cerâmica.

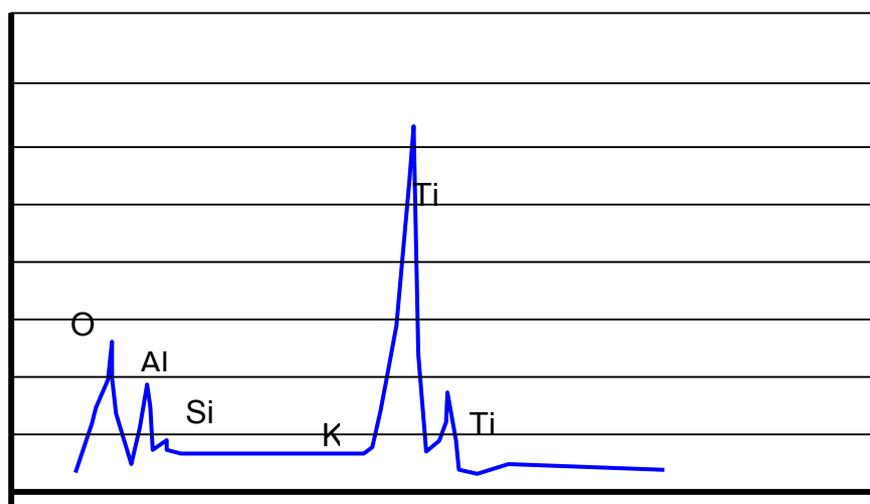


FIGURA 36- MEV-EDX da superfície do titânio na região da interface.

A imagem da superfície da liga de ouro (Figura 37) previamente à aplicação da camada cerâmica mostrou uma distribuição homogênea de picos (regiões claras) circundados por depressões e vales (regiões escuras).

Após o ensaio mecânico essas depressões foram suavizadas (Figuras 38 e 39). De acordo com a análise em MEV-EDX, foi detectada na superfície da liga (Figura 40) a presença de componentes

cerâmicos como o Al, Si e K (Figura 4). A superfície da camada cerâmica sem a sugestão de fragmentos do metal pode ser visualizada nas Figuras 42 e 43.

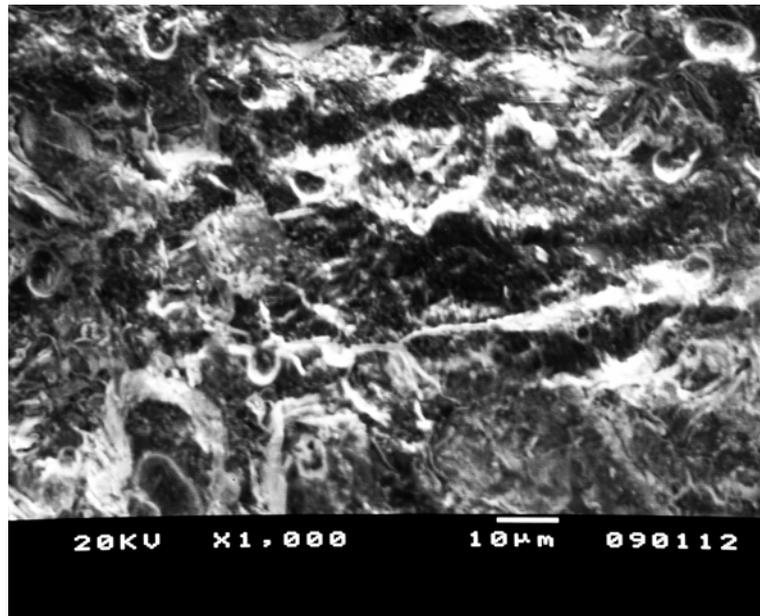


FIGURA 37- MEV da superfície da liga áurica antes da aplicação de porcelana (aumento de 1000X).

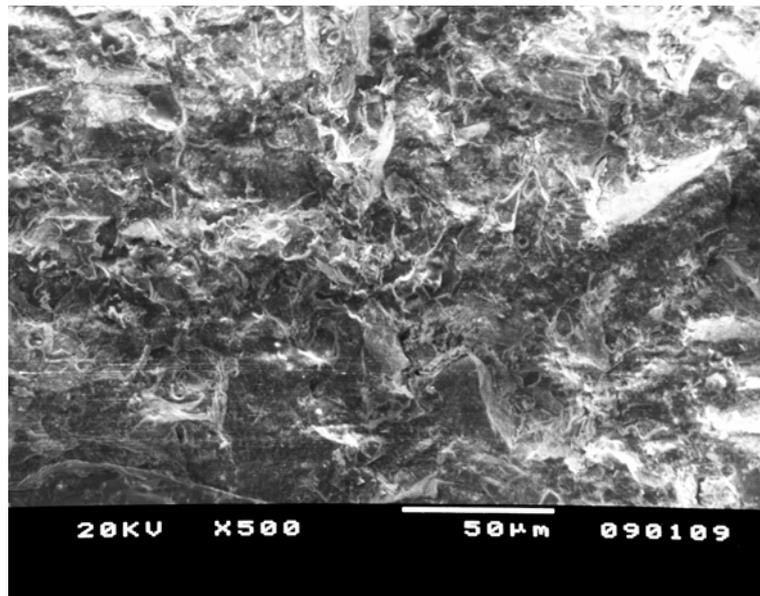


FIGURA 38- MEV- superfície da liga de áurica na região da interface após o ensaio mecânico (500X).

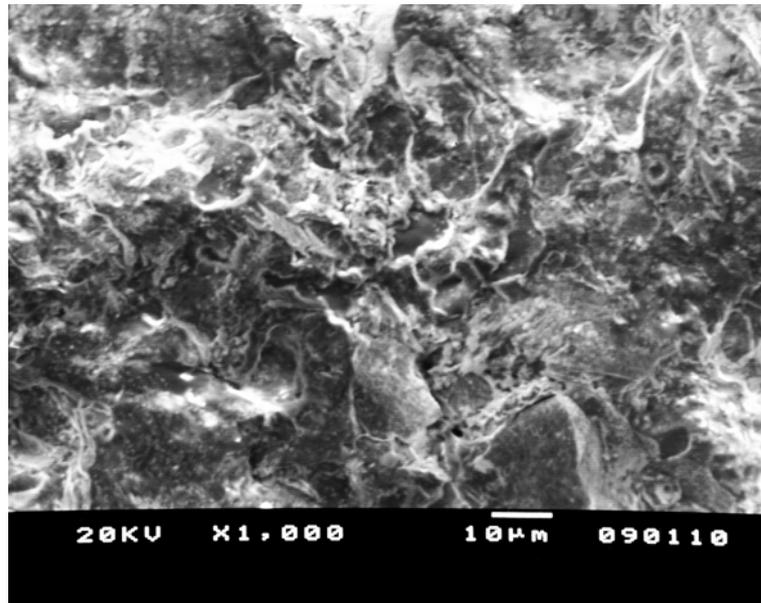


FIGURA 39- MEV- superfície da liga áurica na região da interface após ensaio mecânico (aumento de 1000X).

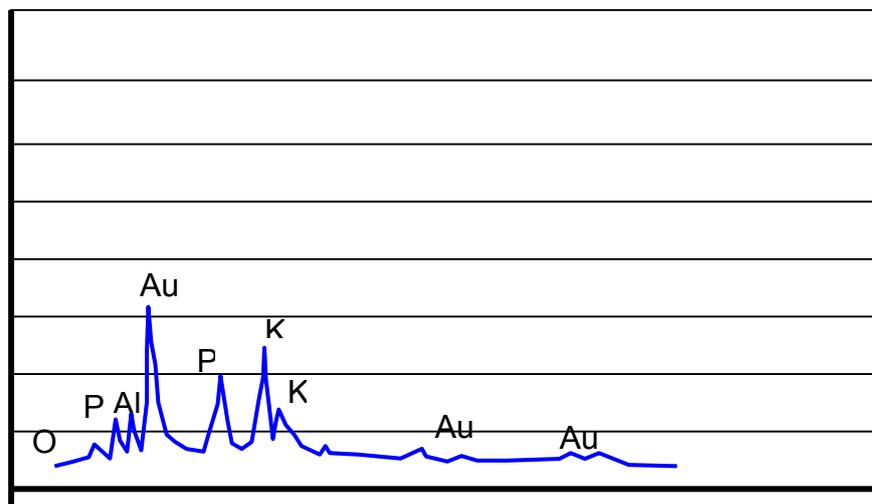


FIGURA 40- MEV-EDX da superfície da liga áurica.

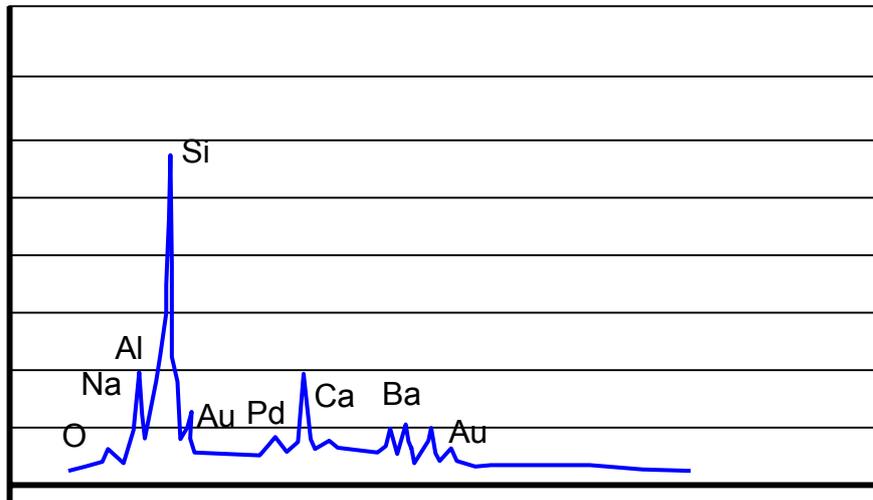


FIGURA 41- MEV-EDX da superfície da porcelana.

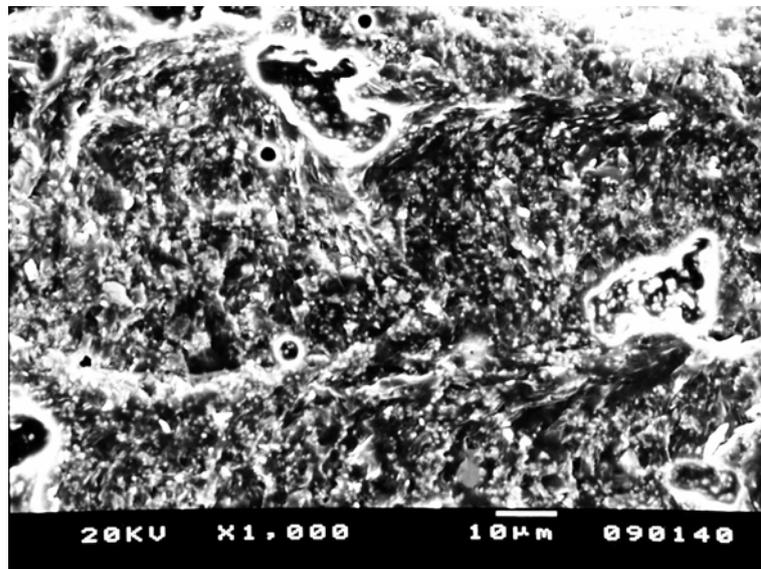


FIGURA 42- MEV da superfície da porcelana na região da interface após ensaio mecânico. (aumento de 1000X).

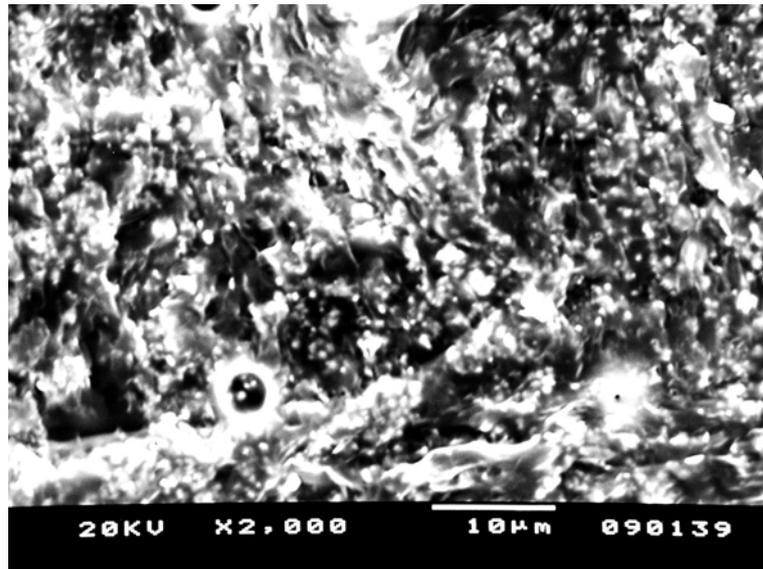


FIGURA 43- MEV da superfície da porcelana na região da interface após ensaio mecânico. (aumento de 2000X).

A imagem da interface do conjunto também permitiu identificar quatro regiões distintas (Figura 44). Mesmo na presença de bolhas na camada referente ao opaco (camada C), o aspecto microscópico mostrou melhor embricamento entre o metal e a camada de óxidos, bem como continuidade ou difusão entre os componentes das demais interfaces formadas.

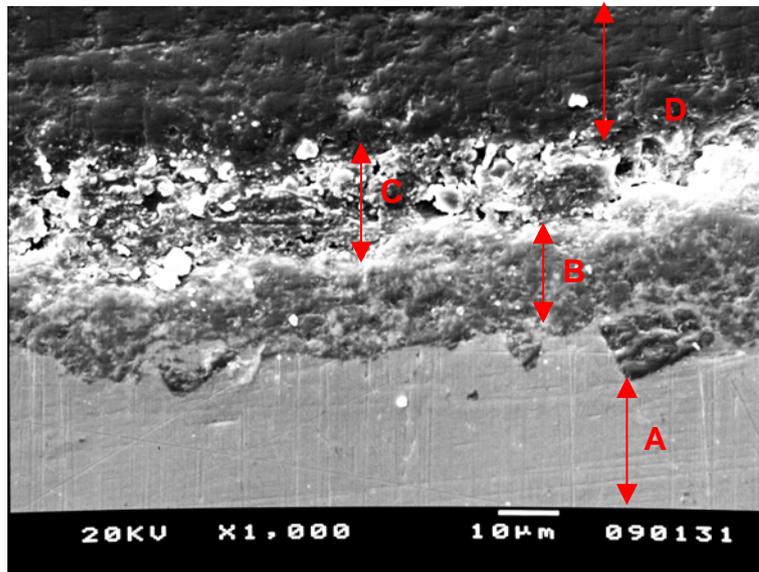


FIGURA 44- MEV da interface do conjunto liga de ouro/porcelana. A- metal; B- camada de óxidos; C- camada de porcelana (opaco) e D- camada de dentina

6 DISCUSSÃO

As restaurações metalocerâmicas combinam o elevado padrão estético dos materiais cerâmicos com a resistência mecânica das infra-estruturas metálicas. Desta forma, é possível reabilitar odontologicamente um paciente dentro de um contexto bioestético-funcional, dependendo dos materiais de eleição. Talvez, um dos principais fatores a ser considerado quando se reporta ao binômio metal-cerâmica, é o estabelecimento da adesão entre dois materiais de naturezas tão díspares. Não obstante, a falha mecânica mais comumente encontrada clinicamente é o destacamento da camada cerâmica do seu substrato metálico.

Vários fatores influenciam para tornar efetiva essa união. De acordo com Craig ¹²(2004) estão envolvidos: o embricamento mecânico entre os dois materiais, as ligações químicas fortes e o estresse residual. Além disso, as cerâmicas devem ter a capacidade de molhamento e fusão à superfície para formar uma interface uniforme livre de porosidades.

Para Galindo et al.¹⁵ (2001) a união química é o fator preponderante na adesão final. Anusavice et al.³ (1980) afirmaram que ela é promovida pela continuidade da estrutura eletrônica através da interface metal/óxido metálico, bem como da interface óxido-metálico/porcelana através das ligações metálica, iônica e covalente. Estas atuam como prolongamentos que mantêm os dois materiais unidos.

A formação de óxidos na superfície do metal contribui para a formação de uniões fortes (Anusavice², 1996). Os metais nobres, como por exemplo o ouro, são mais resistentes ao processo de oxidação necessitando da adição de outros elementos químicos mais facilmente

oxidáveis para a formação de óxidos na sua superfície. É recomendado pelo fabricante o processo de degaseificação ou pré-oxidação da infraestrutura metálica como procedimento anterior à aplicação da porcelana.

Schierano et al.⁴⁶ (1999) acreditam que a camada de óxido é relevante apenas para as ligas nobres e que a adesão em metais não preciosos está mais relacionada à rugosidade da superfície e ao estresse gerado pelo resfriamento do conjunto.

O titânio c.p., metal selecionado para este estudo, apresenta grande reatividade quando sua temperatura é elevada. Assim, foi recomendada por vários autores a remoção de parte da camada de dióxido de titânio (TiO_2) que se forma durante sua fundição. Foi constatado que quanto maior a temperatura a qual o titânio é submetido, maior a espessura dessa camada denominada α -case. Em 1983, Togaya et al.⁵⁴ verificaram que a camada de óxido excessiva fez com que a adesão entre o Ti e a porcelana fosse prejudicada.

Na metodologia empregada, além da utilização de fresas de tungstênio para a eliminação da camada de α -case, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio com partículas de $150\mu\text{m}$. Imediatamente após a desinclusão do titânio do material de revestimento, sua superfície encontrou-se com tonalidade esverdeada, sugerindo a formação de uma camada basicamente formada pelo TiO_2 , também mencionada em estudo anterior (Yamada et al.⁶², 2005).

Segundo os resultados obtidos no trabalho de Déhand & Hero¹³ (1992), a utilização de jatos com partícula de $250\mu\text{m}$ removeu uma camada superficial de aproximadamente $100\mu\text{m}$, permanecendo uma fina película de óxido ($0,2\mu\text{m}$), comparada à película de $0,4\mu\text{m}$ quando foi utilizado o jato de $50\mu\text{m}$. A topografia da interface metal/cerâmica constituiu um evento de grande valia. Concluíram que a adesão adequada pode ser conseguida desde que a cerâmica tenha capacidade de penetrar nas rugosidades promovidas na superfície do metal. Contudo, caso não

haja penetração na superfície e bolhas estiverem presentes na interface, provavelmente a adesão estará comprometida (Craig¹², 2004).

Um outro fator que se relaciona diretamente à adesão entre metal e porcelana é o estresse residual liberado durante o resfriamento do conjunto devido à diferença entre os coeficientes de expansão térmica (CET) dos materiais envolvidos (Chung et al.¹¹, 1997; Kim & Lee²³, 1998; Kvam & Hero²⁶, 2001). Tal evento pode causar deformação plástica e trincas próximo à interface afetando a integridade mecânica das partes constituintes. De acordo com alguns autores, os coeficientes térmicos do metal e da cerâmica devem ser os mais próximos possíveis (Anusavice², 1996; Craig¹², 2004). Desta forma, se o coeficiente do metal for superior em $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ em relação ao da porcelana, a contração do metal será ligeiramente maior após a sinterização da porcelana. Essa condição colocar-la-á sob leve compressão residual, fazendo com que ela fique menos vulnerável às forças de tração. Akagi et al.¹ (1992) afirmaram que essa diferença entre os coeficientes pode ser de até $1,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.

Verificada tal importância, neste estudo foi tomado o cuidado na seleção dos pares metal-porcelana, para a obtenção de melhores resultados. Como o CET do titânio ($9,7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) (Kvam et al.²⁷; 1995) é bem inferior ao dos demais metais utilizados como infraestrutura para confecção de restaurações metalocerâmicas, porcelanas com menor CET foram desenvolvidas. Além dessa compatibilidade elas devem fundir-se ao titânio em temperaturas inferiores a 800°C devido a sua grande reatividade quando submetido às temperaturas elevadas, prevenindo-o a formação excessiva de óxidos na superfície metálica (Lautenschlager & Monaghan²⁸, 1993), Menis et al.³². (1986) e Wang et al.⁵⁷ (1995) em um estudo envolvendo porcelanas experimentais para titânio obtiveram valores satisfatórios. Em um estudo comparativo utilizando forças de cisalhamento entre metais e porcelanas, Togaya et al.⁵⁴ (1983) concluíram que o melhor resultado foi registrado pelo grupo que se

utilizou de uma liga de ouro, seguido do titânio e por fim, do níquel-crômio. Ainda, O'Connor et al.³⁵ (1996), Pang et al.³⁸ (1995) e Sadeq et al.⁴⁴ (2003) também apresentaram melhores resultados com a utilização de ligas nobres, quando comparadas às ligas não nobres. Essa informação foi condizente com os resultados obtidos nesta pesquisa, onde os grupos formados por substratos de liga áurica perfizeram média de $54,71 \pm 7,21$ MPa, estatisticamente superior à de $32,24 \pm 6,67$ MPa, registrada pelo grupo de titânio. Pôde-se constatar que as condições experimentais apresentaram mesma dispersão. A proximidade dos desvios padrão esteve presente tanto para as médias finais de cada substrato metálico como entre os grupos se considerados isoladamente. Desta forma, é possível aferir que as condições laboratoriais previamente estabelecidas para a confecção dos corpos-de-prova e para o ensaio mecânico foram igualmente controladas.

A média do grupo de titânio-porcelana, mesmo sendo inferior ao outro grupo, foi superior aos 25 MPa mínimo exigido pela ISO²⁰, 1999. A complexidade da técnica de trabalho com o titânio e dos vários fatores envolvidos dificulta identificar qual deles poderia ou deveria ser melhorado. Iniciando pela fundição, equipamentos específicos foram desenvolvidos para que ela pudesse ocorrer na ausência de oxigênio. Mesmo utilizando atmosfera de argônio, Miyakawa et al.³³ (1989) identificaram a presença de quatro camadas após a fundição do titânio: a) camada externa da fundição; b) α -case; c) camada com concentração de Si, P, O e C; d) cristais metálicos. Foi verificado que o elemento Si foi mais reativo com o titânio do que o Al. Os autores preconizaram a remoção das duas primeiras camadas anteriormente à aplicação da camada cerâmica. Ida et al.¹⁸ (1980), já haviam constatado que o revestimento silico-fosfatado contribuía para a formação de uma camada externa dura e friável e passaram a recomendar outros à base de Mg. Mais recentemente, Hung et al.¹⁷ (2004) propuseram a utilização de um revestimento à base de Mg modificado com Zr. A adição deste elemento

eleva o CET do material e limita sua reatividade interfacial com o titânio em temperaturas elevadas. Assim, após a desinclusão, é obtida uma camada com menor valor de dureza superficial e menor porosidades internas. A pressão na qual o titânio em estado líquido é injetado no interior do revestimento (Ida et al.¹⁸, 1980) e a temperatura na qual esse procedimento é realizado também pode influenciar nos resultados de adesão com a porcelana (Bondioli & Bottino⁷, 2004).

Vários procedimentos de tratamento da superfície do titânio vêm sendo propostos com a finalidade de melhorar a adesão com o material de recobrimento cerâmico. A remoção da camada de α -case por meio de brocas de tungstênio, o jateamento com partículas de diferentes granulações de óxido de alumínio, utilização de um agente de união e banhos em soluções diversas nos quais a imersão em meio cáustico comprovou eficiência (Cai et al.⁹, 2001; Probst et al.⁴², 1996; Yamada et al.⁶¹, 2004). Entre esses tratamentos, foi realizado neste estudo a utilização da broca mencionada com corte cruzado para evitar superaquecimento e afloramento excessivo de óxidos na superfície metálica. Prosseguiu-se com o jateamento de Al_2O_3 (150 μ m) unidirecional (Papazoglou & Brantley³⁹, 1998, Hofstede et al.¹⁶, 2000) e com a importante aplicação de um agente de união (“*bonder*”), de acordo com o fabricante e a literatura. Esse material, quando aplicado sobre a superfície do titânio melhorou significativamente a adesão com a cerâmica (Pröbster et al.⁴², 1996), pois, de acordo com o fabricante além de limitar a formação de óxidos durante a queima da porcelana atua como agente intermediário para compensar eventual diferença entre os coeficientes de expansão térmica de ambos materiais.

Com o avanço e aperfeiçoamento das técnicas e materiais, alguns estudos indicaram a viabilidade da utilização do titânio comercialmente puro com finalidade protética após comparações com sistemas metalocerâmicos convencionais (ligas de Au e NiCr), como citado por Smedberg et al.⁴⁹ (1998); Bergman et al.⁶ (1999); Walter et

al.⁵⁶,(1999) e Lovgren et al.³¹ (2000). Mesmo com os apontamentos favoráveis, Berg⁵ (1997) recomendou ponderar a complexidade da técnica e o resultado estético do trabalho com sub-estrutura de titânio.

Alguns ensaios mecânicos foram aplicados para quantificar ou comparar a força adesiva entre metal e porcelana. Dentre esses, os mais comumente encontrados estão: teste de resistência ao cisalhamento, teste de resistência à flexão de três ou quatro pontos e o teste biaxial. Segundo o trabalho de Lenz & Kessel³⁰ (1995), a utilização da análise por elementos finitos com o intuito de quantificar a força de união entre materiais não condiz com a realidade pelo fato da análise não levar em consideração os coeficientes térmicos dos materiais. Apesar da disponibilidade de informações em vários trabalhos, a comparação ou correlação fica limitada pelo fato de cada autor desenvolver sua própria metodologia, ou seja, as mais variadas formas e dimensões de corpos-de-prova e ensaios mecânicos.

Neste trabalho, o teste selecionado para quantificar a adesão proporcionada pela liga áurica e o titânio comercialmente puro com suas respectivas porcelanas foi o ensaio de flexão de três pontos, conforme recomenda a norma da ISO²⁰, 1999. A norma consiste de uma série de exigências que se encontram meticulosamente descritas, mas não é informado como obter os corpos-de-prova. Em um estudo prévio (teste piloto), verificou-se a dificuldade para a obtenção de padrões de acrílico que fossem capazes de sofrer o processo de fundição sem a presença de resíduos, defeitos internos e externos, e, principalmente, sem alterações dimensionais. Mesmo após a escolha da metodologia mais viável, várias estruturas metálicas foram desprezadas por apresentarem fundições incompletas. Foi necessário ponderar a extensão mínima desejada (25mm) com a diminuta espessura (0,5mm). Para o teste piloto houveram algumas tentativas de fundição após fixar os condutos de alimentação em diferentes localizações a fim de obter estruturas metálicas completas. O maior índice de falhas ocorreram com o titânio,

provavelmente devido ao seu baixo peso específico. Tróia Júnior et al.⁵⁵ (2003) mencionaram a importância da espessura e uniformidade dos corpos-de-prova para a obtenção de resultados fidedignos.

Quando este teste de resistência à flexão é empregado, o corpo a ser testado é apoiado em dois pontos fixos e um terceiro, equidistante dos demais, porém na face oposta, incide uma carga axial com velocidade constante. Transportando para este estudo, a força é incidida sobre a superfície metálica colocando-o, neste ponto, em estado de compressão. Contudo, na parte inferior do corpo-de-prova, forças de cisalhamento e de tração são predominantes, tornando previsível a falha na região da interface que pode ser encontrada em uma das extremidades da camada cerâmica (Anusavice et al.³, 1980). Conforme Yoda et al.⁶⁴ (2001) as especificações da norma ISO²⁰, 1999 faz com que as dimensões dos corpos-de-prova utilizados no ensaio mecânico estejam bem próximas das empregadas na confecção das restaurações metalocerâmicas. Mesmo sem a intenção de simular uma condição clínica, a existência de elementos suspensos em próteses fixas permite constatar a presença de forças de tração transmitida à cerâmica pela parte metálica na região cervical.

Fisher¹⁴ (2002) considerou o teste de resistência à flexão de três pontos um método sensível para medir a força de união entre o metal e a cerâmica.

Para todos os corpos-de-prova, embora as falhas tenham ocorrido nestas localizações, a classificação imediata do tipo de fratura não pôde ser realizada. Isso, devido à pequena extensão da parte cerâmica que apresentou solução de continuidade com a estrutura metálica, permanecendo praticamente toda camada cerâmica aderida ao metal. A análise somente pôde ser conduzida após a separação das partes constituintes. A observação em uma lupa com pequeno poder de aumento (50X) mostrou que os grupos com substrato em liga áurica foram os que apresentaram maior quantidade de porcelana residual na interface

e a parte cerâmica correspondente ficou evidenciada apenas pela cerâmica opaca. Em contrapartida, a superfície do titânio não conteve vestígios de nenhum componente cerâmico enquanto sua camada cerâmica apresentou-se com tonalidade tendendo para a cor cinza. Essa informação motivou para uma análise mais detalhada da interface, o que exigiu preparo adequado para observação em MEV-EDX tanto das faces isoladas quanto do conjunto.

De acordo com as análises realizadas, a face da camada de cerâmica que se encontrava sobre a liga de ouro apresentou-se com padrão bastante uniforme e com incorporação de algumas bolhas. O EDX identificou basicamente os elementos presentes na composição da porcelana. Na parte metálica correspondente, estiveram presentes os elementos integrantes da liga e também picos de Si, Al e K, sugerindo falha adesiva entre os materiais e coesiva da própria cerâmica que ficou aderida à liga em algumas localizações distribuídas alternadamente. A análise da interface mostrou a formação de quatro camadas: A-metal; B-óxido-metálico; C-cerâmica opaca ; e D- cerâmica referente à dentina. Estas também foram identificadas na interface titânio/cerâmica, porém, a camada de óxidos formada não apresentou uniformidade em sua espessura e maior descontinuidade com os materiais adjacentes. Nos corpos-de-prova com estrutura de titânio tanto a face do metal quanto da porcelana, os padrões morfológicos apresentaram grande semelhança, sugerindo que a falha ocorreu na camada de óxido metálico. Este fato foi confirmado pela análise EDX da camada cerâmica que acusou a presença do Ti , O e em menor concentração o Al, além dos elementos presentes na superfície do material cerâmico empregado. Não foi possível definir qual a origem do alumínio, uma vez que este pode ser oriundo do revestimento para fundição, da porcelana, do jateamento da superfície ou dos artifícios utilizados para o polimento do corpo-de-prova. Outro evento foi a diferença observada na MEV do titânio, realizado dentro e fora do sítio que alojou a porcelana, sugerindo um “arrancamento” na sua

camada mais externa (onde previamente havia material cerâmico), fazendo com que a área apresentasse estruturas com ângulos mais agudos. Oyafuso et al.³⁷ (2002) mencionaram que a camada de óxido de titânio constituiu a região de maior fragilidade das interfaces formadoras do conjunto titânio/cerâmica. Kimura et al.²⁵ (1990) afirmaram que ocorre sobre a superfície do titânio a formação de uma camada de óxido metálico não aderente ao substrato, e que, portanto, a fratura é considerada como adesiva entre o metal e a cerâmica. A ausência ou pequena quantidade de porcelana residual em estudos envolvendo titânio foram mencionados em trabalhos anteriores (Déhand & Hero¹³, 1992; Probster et al.⁴², 1996; Tróia Júnior et al.⁵⁵; 2003).

Além da preocupação em estabelecer adesão entre os materiais protético-restauradores em questão, existe uma inquietação ou até mesmo interrogações quanto a aplicação das informações colhidas nos trabalhos de pesquisa, transportando-as para a situação clínica. A grande maioria dos trabalhos envolvendo ensaios mecânicos estáticos não leva em consideração a agressividade do meio bucal. É sabido que o ambiente bucal é dotado de elevado potencial para alterar esses materiais físico-quimicamente. Existem as variações térmicas que fornecem condições propícias para a ocorrência de fenômenos de degradação em meio aquoso (Kvam et al.²⁷, 1995) e também a indução de fadiga mecânica dos materiais ou de suas interfaces que é desencadeada pela incidência repetitiva de cargas geradas pelo ciclo mastigatório (Scherrer et al.⁴⁵, 2003; Teoh⁵³, 2000; Lee et al.²⁹, 1995).

O simples armazenamento de um material cerâmico em água afeta suas propriedades mecânicas (Morena et al.³⁴, 1986). Essa redução pode estar relacionada à solubilidade dos diferentes óxidos presentes e o processo pode ser ainda mais acentuado nas porcelanas desenvolvidas para o titânio por conter óxidos metálicos alcalinos (Kvam et al.²⁷, 1995). Estudos prévios envolvendo metal/resina laboratorial e metal/cerâmica constataram a diminuição da adesão após o procedimento

de termociclagem (Kim et al.²⁴,2003, Taira et al.⁵², 2004, Poljak-Guberina et al.⁴¹,1999, Probster et al.⁴², 1996). De acordo com Probster et al.⁴² (1996), a alternância da exposição de estruturas metalocerâmicas em banhos com temperaturas distintas induz tensões repetidas que enfraquecem a união dos materiais. A variação da temperatura causa um relacionamento desfavorável entre as expansões térmicas e os vários componentes da restauração que introduz a propagação lenta de trincas (Ritter⁴³, 1995). Tendo essas informações como base, optou-se pela inclusão da termociclagem neste estudo como uma das variáveis. Para todos os grupos que foram termociclados, independente do substrato metálico, houve redução da resistência à fratura, mas não houve diferença com significância estatística se comparados aos demais grupos não termociclados confeccionados com o mesmo metal. A inferioridade das médias dos grupos que empregaram o titânio talvez possa ser também atribuída à maior solubilidade dessas cerâmicas, conforme mencionado anteriormente. Na pesquisa de Tróia Júnior et al.⁵⁵ (2003) onde foi adotada a mesma variação térmica e o mesmo substrato metálico (Ti c.p.), também não foi constatada a influência da termociclagem na adesão com a porcelana. Talvez, esse fator possa ser significativo em condições mais drásticas como as empregadas no estudo de Shimoe et al.⁴⁷ (2004). Os autores induziram fadiga do conjunto metal-cerâmica por meio de ciclagem térmica prolongada (100.000 ciclos) e obtiveram queda de 30% nas médias de resistência adesiva.

Para Scherrer et al.⁴⁵ (2003) é importante considerar durante a seleção de um material restaurador a sua biocompatibilidade, as propriedades mecânicas e químicas, as propriedades estéticas e, por fim, a capacidade de resistir às condições impostas pelo meio bucal. Isso representa que, além das variações de pH e de temperatura, o ciclo mastigatório desempenha papel fundamental na determinação da longevidade do material. Assim, todos os materiais e suas combinações deveriam sofrer processo de fadiga previamente aos ensaios mecânicos,

de maneira similar à área médica que avaliam, por exemplo, válvulas mecânicas cardíacas e próteses articulares de joelhos. O desenvolvimento de testes laboratoriais envolvendo a indução da fadiga mecânica, bem como modelos computacionais, auxiliam na previsibilidade dos trabalhos instalados para evitar falhas catastróficas *in vivo* (Teoh⁵³, 2000). A reprodução das condições reais faz com que os simuladores sejam utilizados em estudos laboratoriais, mas a variedade existente entre eles torna difícil a comparação de resultados.

Alguns fatores inerentes ao processo de ciclagem mecânica também podem influenciar nos resultados: a natureza do material, o número de ciclos, a presença de meio líquido, a carga e a frequência que ela é aplicada. Desta forma, a ciclagem do trabalho realizado foi conduzido na presença de água em temperatura constante de 37°C e com frequência de 1,3Hz para simular o ciclo mastigatório (Keradmandan et al.²², 2000) O número de ciclos (20000) foi determinado tendo como orientação as informações extraídas do trabalho de Ohyama et al.³⁶ (1999). Os autores utilizaram carga máxima de 4,9N, com frequência de 20Hz, num total de 100000 ciclos. Constataram que a fratura pode ocorrer entre 1000 a 100000, e que entre 100 a 10000 há a formação de trincas de materiais cerâmicos. Como o objetivo foi a verificar a influência da ciclagem mecânica sem que houvesse a fratura dos corpos-de-prova, optou-se pela realização de 20000 ciclos. A carga de 10N utilizada na indução de fadiga, bem como a localização de sua incidência, foram determinados em experimento prévio para que também permanecessem íntegros macroscopicamente para serem submetidos ao ensaio mecânico.

O resultado da comparação de médias de acordo com a variável ciclagem, independente do fator metal, informou que os grupos ciclados mecanicamente ou termo-mecanicamente promoveram queda significativa nas médias de resistência quando comparado aos grupos não ciclados e aos ciclados termicamente. Na comparação individual das oito

condições experimentais estabelecidas, a adesão da cerâmica à liga de ouro não foi afetada de forma significativa. Para os corpos-de-prova com substrato de titânio comercialmente puro, apenas a condição mais adversa (ciclagem termo-mecânica) reduziu com significância a média de resistência à flexão. Ainda assim, a condição menos favorável ultrapassou o valor exigido pela norma ISO²⁰, 1999.

Incentivados pelas favoráveis propriedades biológicas e mecânicas do titânio comercialmente puro, alguns autores vêm realizando trabalhos de pesquisa clínico e laboratoriais. Os estudos de acompanhamento clínico (Persson & Bergaman⁴⁰, 1996; Yilmaz & Dincer⁶³, 1999) são bastante informativos quanto ao seu comportamento nas condições regidas pelo ambiente bucal. Assim, resultados favoráveis vão assegurar bases mais sólidas e irão propiciar maior tranquilidade para o seu emprego. O titânio poderá redimensionar a utilização de outros metais, uma vez que ele constitui uma alternativa eficiente com amplo espectro de utilização no campo protético e absoluta compatibilidade biológica. Contudo, somente os estudos clínicos em longo prazo e o aperfeiçoamento das metodologias empregadas laboratorialmente irão determinar a longevidade das restaurações.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados e a análises microscópicas foi possível concluir que:

- a) a combinação liga de ouro/cerâmica estabeleceu melhor adesão quando comparada a do titânio comercialmente puro com sua respectiva cerâmica;
- b) independente do metal utilizado os grupos não ciclados apresentaram médias superiores aos grupos submetidos às ciclagens mecânica e da termo-mecânica;
- c) a ciclagem térmica não influenciou de forma significativa na resistência de união nos grupos onde ela foi realizada
- d) a adesão entre o ouro e a cerâmica não foi influenciada pelos tratamentos de ciclagem, enquanto a ciclagem termo-mecânica reduziu de forma significativa a força de união da interface titânio comercialmente puro, quando comparada aos demais grupos;
- e) a análise microscópica (MEV-EDX) sugeriu que nos corpos-de-prova com substrato em liga de ouro, a falha ocorreu entre a camada de opaco e o metal deixando remanescente de material cerâmico sobre a sua superfície;
- f) a microscopia (MEV-EDX) dos corpos-de-prova em titânio/cerâmica sugeriu que a interface de maior fragilidade do conjunto localizou-se entre a estrutura de titânio e sua camada de óxido.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 AKAGI K. et al. Properties of test metal ceramic titanium alloys. **J Prosthet Dent** v.68, n.3, p.462-7, Sept. 1992.
- 2 ANUSAVICE K.J. Dental ceramics In:_____. **Science of dental materials**. 10^a. Ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1996. cap. 26, p.583-681.
- 3 ANUSAVICE, K.J.; DEHOFF, P. H.; FAIRHURST, C. W. Comparative evaluation of ceramic-metal bond tests using finite elem. **J Dent Res**, v.59, n.3, p.608-13, Mar. 1980.
- 4 AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS: **Standard specification for titanium and titanium alloy strip, sheet, and plate**. Designation B265, United States: ASTM, 1999.
- 5 BERG. E. Dentists'opinions on aspects of cast titanium restorations. **J Dent**, v.25, n.2, p.113-7, 1997.
- 6 BERGMAN, B. et al. An intraindividual clinical comparasion of 2 metal-ceramic systems. **Int J Prosthodont**, v.26, n.2, p.91-6, Sept./Oct. 1999. (Abstract).

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

- 7 BONDIOLI, I. R.; BOTTINO, M. A. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. **J Prosthet Dent**, v.91, n.6, p.541-7, June, 2004.
- 8 BRÄNEMARK P.I.; ZARB G.A.; ALBREKTSSON T. Tissue integrated prothesis. In:_____. **Osseointegration in clinical dentistry**. Chicago : Quintessence, 1987. p.2-4.
- 9 CAI Z. et al. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. **Biomaterials**, v.22, p.979-86, 2001.
- 10 CAPUTO, A.A.; DUNN, B.; RESIBICK, M.H. A flexural method for evaluation of metal bond strength. **J Dent Res**, v.56, n.12, p.1501-6, Dec. 1977.
- 11 CHUNG, H.G.P.; SWAIN, M.V.; MORI, T. Evaluation of the strain energy release rate for the fracture of titanium- porcelain interfacial bonding. **Biomaterials**, v.18, n.23, p.1553-7, 1997.
- 12 CRAIG, R.G. Sistemas metal-cerâmicos. In: _____ **Materiais dentários restauradores**, 9 ed. São Paulo: Ed. Santos, São Paulo. 2004. p.575-92.
- 13 DÉRAND, T.; HERO, H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. **Scand J Dent Res**, v.100, p.184-8, 1992.
- 14 FISCHER J. Ceramic bonding to a dental gold-titanium alloy. **Biomaterials**, v.23, p.1303-11, 2002.

- 15 GALINDO, D.F. et al. Effect of soldering on metal-porcelain bond strength in repaired porcelain-fused-to-metal castings. **J Prosthet Dent**, v.85, n.1, p.88-94, Jan. 2001.
- 16 HOFSTEDE, T.M. et al. Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at metal-ceramic interface. **J Prosthet Dent**, v.84, n.3, p.309-17, Sept, 2000.
- 17 HUNG, C. C. et al. Pure titanium casting into zirconia-modified magnesia-based investment molds. **Dent Mater**, v.20, p.846-51, 2004.
- 18 IDA, K. et al. Studies on the dental casting of titanium alloy. Part I. Casting of pure titanium. **J Jap Res Soc Dent Mater Appl**, v.37, p.45-52, 1980.
- 19 IDA, K. et al. Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium and titanium alloys. **Dent Mater J**, v.1, n.1, p.8-21, 1982.
- 20 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **Metal-ceramic dental restorative systems: ISO 9693**. ISO, 1999.
- 21 ITINOCHE, M. K. **Estudo da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. 2002, 111f.** Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos. 2002.

- 22 KHERADMANDAN, S. et al. Fracture of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. **J Oral Rehabil**, v.28, n.4, p.396-9, 2001.
- 23 KIM, J.H.; LEE, S.B. Stress intensity factors and crack initiation directions for ceramic/metal joint. **Theor Appl Fract Mechanic**, v.30, p.27-38, 1998.
- 24 KIM J.H. et al. Effect of laboratory procedures and thermocycling on the shear bond strength of resin-metal bonding systems. **J Prosthet Dent**, v.90, n.2, p.184-9, Aug. 2003.
- 25 KIMURA, H., et al. Oxidation effects on porcelain titanium interface reactions and bond strength. **Dent Mater**, v.9, n.1, p.91-9, 1990.
- 26 KVAM, K.; HERØ H. Stress relaxation in titanium-ceramic beams during veneering. **Biomaterials**, v.22, p.1379-84, 2001.
- 27 KVAM, K.; DERAND, T.; AUSTRHEIM, E.K. Fracture toughness and flexural strength of dental ceramic for titanium. **Biomaterials**, v.16, n.1, p.73-6, 1995.
- 28 LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int Dent J**, v. 43, n.3, p. 245-53, 1993.
- 29 LEE, S.B.; KOBAYASHI, H.; HUH, J.W. Fatigue strength and fracture mechanism of ceramic-metal joints under cyclic bending. **Int J Fatigue**, v.17, n.6, p.427-35. 1995.

- 30 LENZ, J.; KESSEL, S. Thermal stresses in metal-ceramic specimens for the ISO crack initiation test (three-point flexure bond test). **Dent Mater**, v.14, p.277-80, July, 1998.
- 31 LOVGREN, R. et al. Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with the Procera system. **J Prosthet Dent**, v.84, n.5, p.514-21, Nov. 2000.
- 32 MENIS, D. L.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Experimental porcelain compositions for application to cast titanium. **J Dent Res**, v.65, n.1, p.343, 1986. (Abstract 1565).
- 33 MIYAKAWA, O. et al. Layered structure of cast titanium surface. **Dent Mater**, v.8, n.2, p.175-85, 1989.
- 34 MORENA, R. et al. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. **J Dent Res**, v.65, n.7, p.993-7, July 1986.
- 35 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.
- 36 OHYAMA, T.; YOSHINARI, M.; ODA, Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int J Prosthodont**, v.12, n.1, 1999.
- 37 OYAFUSO, D.K. et al. Shear bond strength between cast or milled titanium to ceramics. **J Dent Res**, v.81, p.332, 2002. (Special Issue A) (Abstract 2644)

- 38 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.
- 39 PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W.A. Porcelain adherence vs force to failure for palladium-gallium alloys: A critique of metal-ceramic bond testing. **Dent Mater**, v.14, n.2, p.112-9, Mar 1998.
- 40 PERSSON, M.; BERGMAN, M. Metal-ceramic bond strength. **Acta Odontol Scand**, v.54, p.160-5, 1996.
- 41 POLJAK-GUBERINA, R. et al. The fatigue strength of the interface between Ag-Pd alloy and hydrothermal ceramic. **Dent Mater**, v.15, p.417-20, 1999.
- 42 PRÖBSTER, L. et al. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. **Eur J Oral Sci**, v.104, p.313-9, 1996.
- 43 RITTER, J. E. Critique of test methods for lifetime predictions. **Dent Mater**, v.11, p.147-51, 1995.
- 44 SADEQ, A. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. **J Prosthet Dent**, v.90, n.1, p.10-17, 2003.
- 45 SCHERRER S. et al. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. **J Prosthet Dent**, v.89, n.6, p.579-88, 2003.

- 46 SCHIERANO, G. et al. Bond between gold alloy and ceramic in relation to the thickness of the oxide layer. **Minerva Stomatol**, v.48, n.12, p.577-83, Dec. 1999.
- 47 SHIMOE, S. et al. Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. **J Oral Rehabil**, v.31, p.689-94, 2004.
- 48 SIERVO, S. et al. Sobreestruturas de titânio. **J Clin Odontol**, v.1, n.6, p.5-17, 1998/1999.
- 49 SMEDBERG, J. I. et al. Two-year follow-up study of Procera-ceramic fixed partial dentures. **Int J Prosthodont**, v.11, n.2, p.145-9, 1998.
- 50 SUANSWUAN, N.; SWAIN, M. V. New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. **Int J Prosthodont**, v.12, n.6, p.547-52, 1999.
- 51 TAIRA, M.; MOSER, J. B.; GREENER, E. H. Studies of Ti alloys for dental castings. **Dent Mater**, v.5, p.45-50, Jan. 1989.
- 52 TAIRA, Y. Effects of a metal etchant and two primers on resin bonding durability to titanium. **Eur J Oral Sci**, v.112, p.95-100, 2004.
- 53 TEOH, S.H. Fatigue of biomaterials: a review. **Int Biomat Fatigue**, v.22, p.825-37, 2000.
- 54 TOGAYA, T. An application of pure titanium to the metal porcelain system. **Dent Mater**, v.2, n. 2, p.210-9, 1983.

- 55 TRÓIA JÚNIOR M. G. The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy. **Dent Mater**, v.19, n.3, p.790-6, 2003.
- 56 WALTER, M. et al. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. **J Oral Rehabil**, v.26, n.2, p.91-6, Feb. 1999. (Abstract).
- 57 WANG, D.; AI, S.; XU, J. Experimental research on porcelain fused to the surface of pure titanium and titanium alloys. **Chung Hua Chiang Hsueh Tsa Chih**, v.30, n.4, p.201-5, 1995. Medline. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/PubMed/>. Acesso em: 13 mar. 2000. (Abstract).
- 58 WANG, R.R.; BOILE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J Prosthet Dent**, v.70, n.3, p.275-6, Sept. 1993.
- 59 WANG, R.R.; FELTON, A. Titanium for prosthodontics applications: a review of the literature. **Quintessence Int**, v.27, n.6, p.401-8, 1996.
- 60 WISKOTT, A.; NICHOLLS, J. I.; BELSER, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, v.8, n.2, p.105-16, 1995.
- 61 YAMADA, K. et al. The effect of Goldbonder™ on the adhesion between porcelain and pure titanium. **J Oral Rehabil**, v.31, p.775-84, 2004.

- 62 YAMADA, K. et al. The influence of Goldbonder™ and pre-heat treatment on the adhesion of titanium alloy and porcelain. **J Oral Rehabil**, v.32, p.213-20, 2005.
- 63 YILMAZ, H.; DINCER, C. Comparison of the bond compatibility of titanium and na NiCr alloy to dental porcelain, **J Dent**, v.27, n.3, p.215-22, Mar. 1999. (Abstract).
- 64 YODA, M. et al. Bond strength of binary titanium alloys to porcelain. **Biomaterials**, v.22, p.1675-81, 2001.
- 65 ZINELIS, S.; TSETSEKOU, A.; PAPADOPOULOS, T. Thermal expansion and microstructural analysis of experimental metal-ceramic titanium alloys. **J Prosthet Dent**, v.90, n.4, p.332-8, 2003.

Apêndice A- Os valores obtidos nos ensaios mecânicos dos corpos-de-prova estão representados nas Tabelas 5 a 12 abaixo, com unidade em MPa.

Tabela 6- Grupo liga de ouro sem tratamento de ciclagem

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	62,28
2	60,54
3	61,84
4	43,99
5	69,68
6	59,23
7	59,67
8	46,60
9	54,00
10	62,28

Tabela 7- Grupo liga de ouro com ciclagem térmica

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	44,86
2	61,84
3	57,92
4	66,20
5	54,44
6	58,36
7	59,23
8	64,02
9	41,81
10	54,88

Tabela 8- Grupo liga de ouro com ciclagem mecânica

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	48,37
2	47,76
3	46,81
4	49,07
5	46,15
6	66,54
7	47,20
8	58,01
9	56,85
10	53,04

Tabela 9- Grupo liga de ouro com ciclagem termo-mecânica

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	45,63
2	54,93
3	54,42
4	59,24
5	47,96
6	51,10
7	46,11
8	47,95
9	61,70
10	55,79

Tabela 10- Grupo titânio sem tratamento de ciclagem

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	38,04
2	35,28
3	50,08
4	37,79
5	41,81
6	36,36
7	40,50
8	40,07
9	31,79
10	33,53

Tabela 11- Grupo titânio com ciclagem térmica

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	32,66
2	29,08
3	32,66
4	28,26
5	24,82
6	32,66
7	27,87
8	35,28
9	34,84
10	40,71

Tabela 12- Grupo titânio com ciclagem mecânica

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	36,52
2	33,73
3	22,16
4	25,41
5	27,02
6	23,57
7	29,11
8	30,26
9	28,18
10	41,34

Tabela 13- Grupo titânio com ciclagem termo-mecânica

Corpo-de-prova	Resistência (MPa)
1	25,78
2	38,88
3	20,68
4	33,09
5	23,75
6	28,12
7	39,77
8	31,65
9	22,09
10	24,50

OYAFUSO, D.K. *Thermal and mechanical cycling influence on adhesion between porcelains and metallic structures of gold alloy and titanium* 2005. 115f. Dissertação (Doutorado em Odontologia Restauradora, Área de Concentração 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 thermal and mechanical cycling influence on bond strength of metallic-ceramic specimens made of gold alloy or titanium. For this purpose, forty metallic strips (25x3x0.5mm) were casted in gold alloy (Olympia/Jelenko) and forty were casted in commercially pure titanium (Tritanium grade II/ Dentaurum). The metallic structures were sandblasted (150µm, 2 bar, 5s, 2cm of distance) at the center area of one face and a rectangular area (8x3mm) was previously delimited. Thus, onto titanium surfaces, a bonding agent was applied and fired. Opaque and dentin ceramic (Titankeramik/ Vita Zahnfabrik) layers were applied using a metallic matrice developed to standardize the total ceramic thickness (1mm) and the firing cycles were realized according to manufacturer's recommendations. Onto gold metallic structures, opaque and dentin ceramic (Omega 900/ Vita) layers were applied helped by the same matrice to build up the ceramic body (8x3x1mm). The samples of each metal was randomly separated in four groups: GI- without cycling; GII- thermal cycling, GIII- mechanical cycling and GIV- thermal and mechanical cycling). Every specimen was submitted to the three point bending test in an universal testing machine at a crosshead speed of 1.5mm/mim. Data was statistically analyzed (ANOVA two-way) and the results showed that the groups in gold alloy were statistically superior to the titanium groups (54.71MPa and 32.24MPa, respectively). The groups GI and GII reached higher averages than groups GIII and GIV which were not different among themselves. It was possible to conclude that the set in gold alloy-ceramic establish the best adhesion for all experimental conditions and that mechanical and thermo mechanical cycling can influence on bond strength between the tested materials.

Key words: Titanium, ceramic, flexural strength; mechanical cycling, thermal cycling

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, 30 de março de 2005.

Denise Kanashiro Oyafuso

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)