



UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



MANOEL GOMES TROIA JUNIOR

***AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE UMA
PORCELANA DE BAIXA FUSÃO EM COMBINAÇÃO
COM O TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E LIGA
TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO.***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Prótese Dental.

ORIENTADOR: PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla

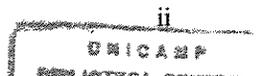
Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCGP-036/83

01/27/03/01
Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2001



7201720

UNIDADE	D.C.
N.º CHAMADA:	T/ UNICAMP
	T745a
V.	Es.
TOMBO BC/	45255
PROC.	16-292/07
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	06/07/07
N.º CPD	

CMO0157622-2

Ficha Catalográfica

T745a

Troia Junior, Manoel Gomes.

Avaliação da resistência de união de uma porcelana de baixa fusão em combinação com o titânio comercialmente puro e liga titânio-alumínio-vanádio. / Manoel Gomes Troia Junior. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.

ix, 85f. : il.

Orientador : Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fundição. 2. Ligas de titânio. 3. Metais. 4. Paládio. 5. Cerâmica odontológica. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 23 de Janeiro de 2001, considerou o candidato MANOEL GOMES TRÓIA JUNIOR aprovado.

1. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in black ink, written over a horizontal line.

2. Prof. Dr. JOSÉ CLÁUDIO MARTINS SEGALLA

A handwritten signature in black ink, written over a horizontal line.

3. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

A handwritten signature in black ink, written over a horizontal line.

Dedico este trabalho

Aos meus pais Manoel e Samira, que com ilimitada dedicação e amor, tudo fizeram em benefício da minha educação;

À minha esposa Lucimari, cujo carinho, incentivo e paciência nas horas mais difíceis foram imprescindíveis para a concretização de um ideal;

Às minhas irmãs Érica e Jussara, amigas que sempre me ajudaram;

Ao meu Tio Edson e minha Tia Hermínia, incentivadores do meu progresso;

Às minhas sobrinhas Samira e Marina, com sua energia e alegria, fazendo-me esquecer os problemas e iluminando minha vida

Meus especiais agradecimentos

A Deus, alicerce dos sonhos e da vida;

Ao orientador, Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, meu mais profundo reconhecimento pela confiança, paciência e estímulo contínuo;

Agradeço ainda

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp - nas pessoas do Prof. Dr. Wilson Antônio Sallum (Diretor) e Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo (Diretor Associado).

À Prof. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, Coordenadora da Pós-Graduação e à Prof. Dra. Brenda Paula Figueiredo Gomes, Coordenadora do curso de pós-graduação em Clínica Odontológica.

À CAPES, pelo auxílio financeiro (processo 00319);

Ao SENAI - Piracicaba, na pessoa dos Professores Andriotta, Rosa e Marinho, bem como do seu Presidente, Sr. Orlando, pela ajuda na retificação das tiras metálicas;

Ao técnico Marcos Blanco Cangiani, do Laboratório de Materiais Dentários, pelo auxílio nas fundições e no ensaio mecânico de flexão;

Ao aluno de pós-graduação em Materiais Dentários, Gilberto Antônio Borges, pelo auxílio na realização da Microscopia Eletrônica de Varredura, bem como ao Prof. Dr. Elliot Kitajima, do Núcleo de Apoio à Pesquisa da Escola Superior de Agricultura "Luiz de Queiróz" - USP - pela permissão de uso do microscópio.

À técnica Joselena Lodi, do laboratório de Prótese Parcial Removível, pelo auxílio na condução do trabalho;

Aos Profs. Marcelo Ferraz Mesquita, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Luiz André Freire Pimenta, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP- bem como os Profs. Sérgio Russi, José Geraldo Lombardo (*in memoriam*), José Cláudio Martins Segalla, Francisco de Assis Mollo Junior e João Neudenir Arioli, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP- pela minha formação profissional;

Aos colegas de pós-graduação Alexandre, Sidney, Henrique, Adérico, Solimar, Glauco, Liliane, Viviane, Juliana Rahal, Juliana Moura, Tatiana, Fred, Bruno, Gilberto, Marquito, José Renato, Samira, Andréia, Edwin, Joane, Juvenil, Ricardo e Johnson, pelo alegre convívio.

SUMÁRIO

<i>Capítulo</i>	<i>Página</i>
LISTA DE ABREVIATURAS	01
RESUMO	03
ABSTRACT	05
1. INTRODUÇÃO	07
2. REVISÃO DA LITERATURA	14
3. METODOLOGIA	33
3.1. MATERIAIS	33
3.2. MÉTODOS	36
4. RESULTADOS	59
4.1. ENSAIO DE FLEXÃO E TERMOCICLAGEM	59
4.2. ANÁLISE DA REGIÃO FRATURADA EM MEV	62
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	67
6. CONCLUSÃO	74
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	75
APÊNDICE	81

LISTA DE ABREVIATURAS

Abreviatura	Significado
a.C.	Antes de Cristo
Ag	Prata
Al	Alumínio
bal.	Balanceado
BHN	<i>Brinell Hardness Number</i> (Número de Dureza Brinell)
C	Carbono
Cl	Cloro
Fe	Ferro
g	Gramas
H	Hidrogênio
In	Índio
Kg	Quilograma
kgf	Quilograma-força
LFC	<i>Low Fusing Ceramics</i> (Porcelanas de Baixa Fusão)
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
µm	Micrometro
min	Minuto
MPa	Megapascal
N	Nitrogênio
Ni-Cr	Liga de níquel-cromo
Nm	Nanômetro

Abreviatura	Significado
O	Oxigênio
°C	Graus Celsius
Pd	Paládio
Pd-Ag	Liga de paládio-prata
%	Porcentagem
Rt	Rutílio
s	Segundos
Sn	Estanho
Ti	Titânio
Ti c.p.	Titânio comercialmente puro
Ti-6Al-4V	Liga de titânio-alumínio e vanádio
TiO	Óxido de titânio
TiO ₂	Dióxido de titânio
TiO ₃	Trióxido de titânio
V	Vanádio
VHN	<i>Vickers Hardness Number</i> (Número de Dureza Vickers)
Zn	Zinco

RESUMO

Embora tenha propriedades satisfatórias, o titânio apresenta problemas quanto a resistência de união em combinações com porcelanas, sendo algumas destas, susceptíveis à termociclagem. Adicionalmente, não há estudos que avaliem a resistência de união da liga Ti-6Al-4V quando combinada às porcelanas. O propósito deste estudo foi avaliar a influência de dois substratos metálicos (Ti c.p. e Ti-6Al-4V) na resistência de união a uma porcelana para titânio, mediante ensaio de flexão, além de analisar a influência de um protocolo de termociclagem sobre as combinações, e comparar os resultados com a combinação liga Pd-Ag e porcelana convencional. Para tanto, foram confeccionadas tiras metálicas medindo 25x3x0,5mm. No centro de uma das faces das tiras, foi aplicada porcelana restrita às dimensões de 8x3x1mm, obtendo-se 24 corpos-de-prova em Ti c.p. e 24 corpos-de-prova em Ti-6Al-4V, combinados à porcelana Vita Titankeramik. Como grupo controle, foram confeccionados 20 corpos-de-prova em Pd-Ag combinados com porcelana Duceram. Metade dos corpos-de-prova de cada grupo foi termociclada de 4°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) a 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$), sendo que a totalidade dos mesmos foi submetida a ensaio de flexão de três pontos. Os valores obtidos foram submetidos à análise das médias e comparação de variáveis significativas pelo teste de

Análise de Variância (Anova) e Tukey, ao nível de 5% de probabilidade. Amostras representativas foram submetidas a Microscopia Eletrônica de Varredura, para caracterizar o tipo e a morfologia das fraturas. Os resultados mostraram que o efeito do protocolo de termociclagem não foi significativo para todos os grupos. No tocante à resistência de união, o grupo controle Pd-Ag/Duceram obteve valores médios de 47,98MPa para o grupo não termociclado e 45,30MPa para o grupo termociclado, sendo estes, cerca de 50% maiores e significativamente superiores aos apresentados pelos grupos Ti c.p./Titankeramik (24,99MPa e 23,60MPa respectivamente) e Ti-6Al-4V/Titankeramik (25,60MPa e 24,98MPa respectivamente). Tanto o grupo Ti c.p./Titankeramik como o grupo Ti-6Al-4V/Titankeramik não diferiram estatisticamente entre si. A análise da MEV indicou fraturas predominantemente adesivas para os grupos Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V/Titankeramik e fraturas predominantemente coesivas para a liga de Pd-Ag/Duceram.

ABSTRACT

Although the satisfactory properties, titanium alloys present weak bond strength with porcelains, being susceptible to thermocycling. In addition, there are no studies evaluating the bond strength between Ti-6Al-4V and porcelains. The purpose of this study was to evaluate the influence of different metallic substrates (Ti c.p. and Ti-6Al-4V) in bond strength between porcelain and titanium, by three point bending strength, to evaluate the influence of thermocycling on the samples, and to compare the results with a Pd-Ag alloy bonded to conventional porcelain. For this purpose, metallic ribbons measuring 25x3x0.5mm were made. In the center of one of the ribbon's faces, porcelains measuring 8x3x1mm were applied, obtaining 24 samples of Ti c.p. and 24 samples of Ti-6Al-4V, all of them bonded with Vita Titankeramik porcelain. Twenty samples of Pd-Ag bonded to Duceram porcelain were the control group. Half of the samples of each group was thermocycled from 4°C to 55°C, and all of them were submitted to the three point flexure test. The obtained values were submitted to analysis of the averages and comparison of significant variables with one way analysis of variance (Anova) and Tukey, at the level of 5% of probability. The results showed that thermocycling effect was not significant for all the groups. The bond strength on the control group Pd-Ag/Duceram obtained medium values of 47.98MPa for the non

thermocycled group and 45.30MPa for the thermocycled group, being 50% larger and superior when compared to the Ti c.p./Titankeramik groups (24.99MPa and 23.69MPa, respectively), and Ti-6Al-4V/Titankeramik groups (25.60MPa and 24.98MPa respectively). The Ti c.p./Titankeramik and Ti-6Al-4V/Titankeramik groups presented statistical difference when bond strength was analysed. The analysis of MEV indicated adhesive fractures for the groups Ti c.p. and Ti-6Al-4V/Titankeramik, and cohesive fracture for Pd-Ag/Duceram.

1- INTRODUÇÃO:

A influência do fogo na evolução e no progresso do Homem é um dos fatos mais notáveis da civilização. Além dos benefícios mais evidentes, seu domínio propiciou, por exemplo, o primeiro passo para a fundição de metais, a partir da queda acidental de pedaços de pedras nas fogueiras. Após compreender o que ocorria, o espírito de curiosidade prevaleceu e o homem primitivo passou a fazer experiências com diversos tipos de pedras, descobrindo assim, os minérios naturais e a sua utilização (ARRUDA, 1986).

No campo da Odontologia, desde períodos imemoriais, a presença dos metais substituindo elementos dentais perdidos tem sido relatada. Em algumas arcadas dentárias das múmias de Sidon (600-400 a.C.), o ouro foi empregado na forma de fios ou bandas, com o intuito de sustentar dentes artificiais confeccionados em marfim. Entretanto, as limitações tecnológicas presentes na época impossibilitaram a criação de um método cientificamente correto, limitando ao artesanato, a construção das peças protéticas (CERVEIRA NETTO, 1987).

Pondo fim ao empirismo no uso dos metais nas próteses odontológicas, TAGGART, em 1907, desenvolveu o processo de fundição pelo método da

cera perdida, possibilitando assim a confecção de blocos, coroas e pontes em ouro. Desde então, a procura por novas ligas metálicas tem sido incessante, no intuito de aperfeiçoá-las, visando o melhor desempenho clínico a custo acessível.

A procura por novos metais e ligas tem sido norteadada, entre outros fatores, pelo grau de biocompatibilidade. A substituição de ligas alternativas contendo cobre, níquel e berílio tem sido sugerida, devido ao comprovado efeito alérgico, determinando assim, o emprego de ligas mais biocompatíveis (JONES *et al.*, 1986), citando-se como exemplo as de titânio.

O titânio foi descoberto e batizado com este nome por Klaproth, um químico alemão, em 1795. É largamente utilizado na indústria aeroespacial, devido a sua alta resistência mecânica e baixo peso específico, que possibilita a construção de estruturas leves e altamente resistentes (GEGEL & HOCH, 1973).

A biocompatibilidade do titânio, bem como sua alta resistência à corrosão, deve-se a formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, que praticamente inibe o ataque eletroquímico, permitindo o íntimo contato de biomoléculas. Por motivos como esses, o titânio tornou-se o material de preferência na confecção de implantes (LAUTENSCHLAGER &

MONAGAN, 1993).

O titânio, também denominado titânio comercialmente puro (Ti c.p.), é composto de 99,5% de Ti. O 0,5% restante é composto por elementos intersticiais (C,O,N), cuja proporção afeta diretamente as propriedades do metal, e que divide o Ti c.p. em quatro grupos (BROWN, 1997).

O Ti c.p. passa por uma transformação cristalina a 883°C. De uma estrutura hexagonal compacta (fase alfa), transforma-se noutra cúbica de corpo centrado (fase beta), permanecendo assim até a sua fusão, a 1672°C. Esta mudança influencia diretamente suas propriedades (BERGMAN *et al.*, 1990; KERSCHBAUM, 1996).

Formulações de ligas contendo titânio vêm sendo estudadas e dentre elas, o sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) tem sido o mais utilizado, por possuir melhores propriedades físicas e mecânicas em relação ao titânio comercialmente puro (Ti c.p.). Além de apresentar maior resistência à flexão, maior dureza e coeficiente de expansão térmica ligeiramente maior (WANG & FENTON, 1996), a liga de Ti-6Al-4V também demonstrou ser mais resistente ao fenômeno de fadiga que o Ti c.p. (ZAVANELLI *et al.*, 2000).

O Ti c.p. e suas ligas requerem procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos para prevenir contaminações. Em altas temperaturas, reage com elementos gasosos tais como o nitrogênio, oxigênio e hidrogênio, devendo ser manipulado em ambiente controlado, sob pena da formação de uma camada espessa de óxidos, que tende a reduzir a resistência e a ductilidade da estrutura obtida. Além disso, devido ao baixo peso específico, a injeção do metal liqüefeito no molde de revestimento requer cuidados no processo de fundição, como a utilização de câmara de vácuo, o que torna a técnica de centrifugação convencional inadequada para estas ligas (IDA *et al.*, 1980; CRAIG *et al.*, 1997). Revestimentos à base de óxido de magnésio também são utilizados, de forma a evitar a reação do titânio fundido com as paredes do molde (IDA *et al.*, 1982).

Devido às diversas características favoráveis, o titânio e as ligas derivadas passaram a ser utilizadas na confecção de artefatos protéticos. As exigências estéticas, bem como a procura por novos sistemas metalocerâmicos, estimularam as pesquisas sobre o comportamento das combinações entre o titânio e as cerâmicas, quando utilizadas em coroas e próteses parciais fixas.

De acordo com ANARAC, em 1968, a cerâmica foi utilizada por inúmeros povos, antes de Cristo, na forma inicialmente concebida. Aproximadamente no ano 200 a.C., os chineses conseguiram desenvolver um tipo mais refinado de cerâmica, denominado porcelana, empregando argila bem fina misturada a quantidades bem dosadas de quartzo, feldspato e calcário, antes de ser levada ao forno. No âmbito da Odontologia, e mais especificamente das próteses fixas metalocerâmicas, um dos primeiros estudos sobre o assunto foi publicado por SILVER *et al.*, em 1956, ao esclarecerem que o envolvimento de materiais que apresentassem os mesmos coeficientes de expansão térmica levaria a obtenção de uma união molecular entre o metal e a cerâmica, isto porque a região da interface estaria livre de tensões.

A aproximação dos coeficientes de expansão térmica favorece uma adequada resistência de união, pois a tensão na interface torna-se diminuída (SILVER *et al.*, 1956; BRECKER *et al.*, 1956). O fato do titânio apresentar um coeficiente de expansão térmica relativamente baixo, além de sofrer modificação na sua estrutura cristalina quando aquecido acima dos 883°C, são importantes razões pelas quais porcelanas específicas têm sido introduzidas (KERSHBAUM, 1996; WANG & FENTON, 1996). Essas cerâmicas, chamadas LFC (*low fusing ceramics*), fundem-se a temperaturas menores (cerca de 760°C), e possuem um coeficiente de expansão térmica aproximado

ao do titânio. Deste modo, são geradas menores tensões na interface, o que proporciona uma adequada resistência de união da combinação. Os ciclos de queima a temperaturas mais baixas, por sua vez, previnem o excesso de oxidação do metal, diminuindo a ocorrência de falhas de união (TOGAYA *et al.*, 1983).

Embora seja um assunto pouco explorado, a termociclagem da união metalocerâmica, induz tensões repetidas na interface metal-porcelana, resultando numa diminuição da resistência de união. Alguns sistemas cerâmicos para titânio são particularmente mais afetados pelo fenômeno que outros (PROBSTER *et al.*, 1996), demonstrando que qualquer incompatibilidade entre os coeficientes de expansão térmica da cerâmica e do substrato metálico, pode levar a uma redução substancial na resistência de união.

O comportamento do Ti c.p. quando combinado às cerâmicas de baixa fusão é assunto pouco explorado na literatura. Somados ao fato, a inexistência de avaliação da composição Ti-6Al-4V como substrato metálico combinado às porcelanas, além do efeito da termociclagem sobre as combinações, justificaram com que o propósito deste estudo fosse:

1. Avaliar a influência de dois diferentes substratos metálicos (Ti c.p. e Ti-6Al-4V) na resistência de união a um sistema cerâmico de baixa fusão (Vita Titankeramik), mediante ensaio de flexão;
2. Comparar os resultados obtidos com os substratos à base de titânio com amostras obtidas da combinação liga paládio-prata (Pors-On 4)/cerâmica convencional (Duceram) - (grupo controle); e,
3. Avaliar a influência de um protocolo de termociclagem sobre as diferentes combinações.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

O grande passo e as bases científicas para as fundições odontológicas foram propugnadas por TAGGART, que em 1907 descreveu a fundição pelo método da cera perdida. Através deste processo, um padrão de cera era confeccionado de forma a substituir as estruturas dentárias perdidas. Este padrão era posteriormente incluído em revestimento e submetido a aplicação de calor, para a eliminação da cera. Finalmente, a liga fundida era injetada no molde de revestimento por centrifugação. Após o acabamento, obtinha-se uma réplica em metal que, à semelhança do padrão de cera, substituíria as estruturas dentárias perdidas. Deste método originaram-se as bases para as fundições odontológicas modernas.

Em 1956, BRECKER apontou o ouro como a melhor alternativa para a utilização em próteses fixas metalocerâmicas, visto que o seu coeficiente de expansão térmica seria compatível com o da porcelana, impedindo a formação de trincas. Além disso, a utilização do metal produziria restaurações com ótima adaptação marginal, e quando recoberto pela cerâmica, produziria uma coloração esteticamente satisfatória.

SILVER *et al.*, em 1956, esclareceram que o envolvimento de

materiais que apresentassem os mesmos coeficientes de expansão térmica levaria a obtenção de uma união molecular entre o metal e a cerâmica, isto porque a região da interface metal/cerâmica estaria livre de tensões.

De acordo com ANARAC, em 1968, foi a cerca de 7.000 anos, durante o período mesolítico, que ao observar a terra endurecida ao redor das fogueiras, surgiu a idéia da confecção de vasilhames que permitiriam armazenar substâncias líquidas. Tal fato deu origem à cerâmica, que foi utilizada por inúmeros povos, antes de Cristo, na forma inicialmente concebida. Aproximadamente no ano 200 a.C., os chineses conseguiram desenvolver um tipo mais refinado de cerâmica, denominado porcelana, empregando argila bem fina misturada a quantidades bem dosadas de quartzo, feldspato e calcário, antes de ser levada ao forno. No entanto, o seu uso só foi disseminado na confecção de peças ornamentais e de utensílios domésticos, após ser trazida para a Europa no século XVII.

Segundo GEGEL & HOCH, em 1973, o titânio foi descoberto por Klaproth, um químico alemão, em 1795. No entanto, foi Wilhelm Kroll que desenvolveu o processo metalúrgico para a produção comercial do Titânio puro metálico. Primeiramente, o dióxido de titânio era aquecido a uma temperatura de 500°C, em presença de gás clorídrico, obtendo como resultado

o tetracloreto de titânio mais cloro, cloridrato de ferro e outras impurezas. O cobre era adicionado a esta mistura, obtendo somente o tetracloreto de titânio. Após, o tetracloreto de titânio era adicionado ao magnésio, a uma temperatura de 850°C, obtendo-se o cloreto de magnésio e o titânio metálico. O método idealizado por Kroll permitiu a produção em grande escala do Ti c.p., com a finalidade principal de construir estruturas mais leves e resistentes para a indústria aeroespacial.

Em 1977, a complexidade das uniões metalocerâmicas levaram CAPUTO *et al.* a proporem um teste de resistência transversal (flexão). Para tanto, os autores utilizaram uma lâmina metálica recoberta de cerâmica apenas em sua porção central, realizando o teste com a lâmina voltada para baixo. As extremidades desta lâmina eram apoiadas sobre um dispositivo de sustentação, ao passo que um carregamento axial incidia na parte central superior, empurrando a mesma 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 1977, RILEY afirmou que apesar da ciência dos materiais poder indicar uma liga ideal, aquela não podia dizer objetivamente ao clínico quais

deveriam ser utilizadas nas restaurações metalocerâmicas. Isto devia-se ao fato das tensões funcionais e parafuncionais, encontradas na boca, não poderem ser analisadas previamente. O autor destacou o problema ocasionado pela inexistência de um método universalmente aceito para a avaliação da resistência de união, lembrando que os valores conflitantes relatados pelas pesquisas eram obtidos com o uso de métodos e condições diferentes.

Em 1980, IDA *et al.* descreveram as dificuldades no uso do titânio com finalidade protética. Em altas temperaturas, o titânio apresentava uma alta reatividade, combinando-se com elementos gasosos presentes ao seu redor durante o ato da fundição, o que tornava impossível a sua fundição pelos métodos tradicionais. Outro problema enfrentado era o baixo peso específico da massa fundida, que inabilitava a injeção da mesma no molde de revestimento pela técnica de centrifugação. Desta forma, os autores desenvolveram uma máquina de fundição denominada "Castmatic", que apresentava duas câmaras: uma superior, onde se realizava a fundição do titânio através 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.

De acordo com ADELL *et al.*, em 1981, o titânio era reconhecido como material biocompatível desde a década de 40, em estudos realizados com ossos de animais para verificar a reação desencadeada por diversos tipos de implantes metálicos. O grande sucesso dos implantes osseointegrados confeccionados em titânio se confirmou com estudos de longo prazo de acompanhamento, iniciados a partir de meados da década de 60. Devido a sua grande biocompatibilidade, este metal tornou-se uma opção na substituição de ligas a base de berílio e níquel, e propiciou o desenvolvimento de técnicas de fundição para a obtenção de artefatos protéticos como forma de se evitar interações eletroquímicas entre metais diferentes presentes na cavidade oral.

IDA *et al.*, em 1982, descreveram que o titânio, durante a sua injeção no molde de revestimento, também reagia com a superfície do mesmo, criando uma grossa camada de oxidação denominada "alfa-case". Com o intuito de diminuir a formação desta camada, os autores desenvolveram um novo revestimento para o uso com 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.

Em 1983, KASEMO relatou que a maioria dos metais forma uma camada de óxidos quando expostos à atmosfera. O titânio puro, teoricamente, podia formar vários óxidos, como por exemplo o TiO, TiO₂ e TiO₃. Dentre eles, o TiO₂ era o mais estável e mais comumente formado. Estes óxidos formavam-se espontaneamente em contato com o ar, sendo que em um milésimo de segundo, podia-se encontrar uma camada de cerca de 10 ângstrons de espessura. Esta camada de óxidos, denominada de *camada passivadora*, é que conferiria ao titânio uma grande biocompatibilidade e uma ótima resistência à corrosão.

Em 1983, TOGAYA *et al.* investigaram a compatibilidade das cerâmicas ao Ti c.p. e 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, já que as mesmas apresentavam a propriedade notadamente maior. Tal fato acarretava uma severa diminuição da resistência de união devido ao acúmulo de tensões na interface. Desta forma, uma adequada resistência de união poderia ser obtida pela redução do coeficiente de expansão térmica da cerâmica, fazendo com que o mesmo se aproximasse do coeficiente do titânio. O uso de um ciclo de queima de baixas temperaturas (800°C) também mostrou prevenir o excesso de oxidação do substrato metálico em Ti c.p., fato altamente favorável para a promoção de uma

adequada resistência de união. Finalmente, a alta temperatura de fusão do titânio limitava a deformação do *coping* durante a queima da cerâmica.

ARRUDA, em 1986, discorreu sobre a importância da descoberta do fogo na expansão e no progresso do homem. Além de afastar animais ferozes, promover aquecimento e desenvolver a religião através de cultos, o fogo foi também responsável pelo primeiro passo para a fundição de metais, a partir da queda acidental de pedaços de pedras nas fogueiras. Pela compreensão deste fenômeno, o homem primitivo passou a fazer experiências com diversos tipos de pedras, descobrindo assim, os minérios naturais e a sua utilização.

Em 1986, JONES *et al.* relataram que a procura por novos metais e ligas deveria ser norteadada, entre outros fatores, pelo grau de biocompatibilidade. Desta maneira, a substituição de ligas alternativas contendo cobre, níquel e berílio foi sugerida, devido ao possível efeito alérgico proporcionado pelas mesmas. A liberação de íons metálicos em meio aquoso, potencializaria este efeito alérgico, em virtude da facilidade de difusão no meio oral. Assim, o uso de ligas metálicas na Odontologia deveria obedecer o critério da biocompatibilidade, sugerido-se dentre outras ligas, as de titânio.

Em 1986, MENIS *et al.* realizaram uma tentativa de promover a união de uma cerâmica de baixa fusão ao titânio puro fundido. Para tanto, utilizaram três tipos de cerâmica experimentais, a uma temperatura de 800°C . Apesar da resistência de união ser comparável com a apresentada pelo grupo controle (Ni-Cr e cerâmica convencional), a separação da cerâmica do substrato de titânio puro ocorreu na interface óxido-metal.

De acordo com CERVEIRA NETTO, em 1987, os metais têm sido utilizados como biomateriais há muito tempo. Na Odontologia, o primeiro metal utilizado foi o ouro, pois durante escavações arqueológicas em Sidon (atual Israel), diversas "próteses fixas" datadas do período de 600 a 400 a.C. foram encontradas. As próteses eram constituídas de dentes esculpidos em marfim e amarrados com fios de ouro, em substituição a diversos dentes anteriores ausentes. Apesar da eficiência apresentada pelos artesãos daquela época, a confecção destas próteses ainda não seguia um protocolo ou um método cientificamente desenvolvido, haja vista que a precariedade da tecnologia tornava o processo impossível, fazendo do empirismo a nota dominante.

Em 1990, ADACHI *et al.* estudaram a aderência da camada de óxidos do Ti c.p. e da liga de Ti-6Al-4V, e revelaram que a espessura desta camada em corpos-de-prova aquecidos a 750°C era de 32nm e 11nm respectivamente.

Os óxidos formados nos corpos-de-prova aquecidos a 1000°C apresentaram uma espessura de cerca de 1µm. Os corpos-de-prova de Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V foram então submetidos ao teste de flexão de três pontos, até que houvesse a completa ruptura da união cerâmica/substrato metálico. Os autores concluíram que o titânio e a liga de Ti-6Al-4V apresentaram uma adequada aderência da camada de óxidos para os corpos-de-prova aquecidos a 750°C, porém reduzida aderência da porcelana. As prováveis razões para o fato seriam: (1) o titânio e suas ligas continuavam a oxidar-se durante a queima da cerâmica, fazendo com que a camada original de óxidos tornasse não aderente ao substrato; e, (2) diferença nos coeficientes de expansão térmica entre a cerâmica e o metal, gerando tensões na interface que diminuía a força de união.

Ainda em 1990, KIMURA *et al.* relataram que as razões que tornavam a camada de óxidos fracamente aderente ao metal ou à cerâmica, ainda não haviam sido esclarecidas. O titânio e suas ligas eram extremamente sensíveis ao problema, fato comprovado pela grande reatividade apresentada pela camada de óxidos quando submetida a temperaturas acima dos 600°C. Tal fato acarretava oxidação excessiva, reduzindo a aderência das cerâmicas sobre o titânio. Os autores concluíram que o procedimento de queima para oxidação não era recomendado para o titânio e suas ligas, acrescentando que ciclos de

queima com temperaturas inferiores aos 800°C, preveniriam o excesso de oxidação e a conseqüente diminuição da resistência da união porcelana-metal.

Em 1990, BERGMAN afirmou que o Ti c.p. seria um material sujeito ao fenômeno da alotropia. Isto decorria do fato do Ti c.p. passar por uma transformação em sua estrutura cristalina quando é submetido a temperaturas maiores que 883°C . De uma estrutura hexagonal compacta (fase alfa), ocorria transformação para uma estrutura cúbica de corpo centrado (fase beta), permanecendo assim até a sua fusão, a 1672°C. Esta mudança influencia diretamente as propriedades do metal.

Em 1993, WANG & BOILE relataram que, devido à sua baixa densidade e baixo grau de radiopacidade, o titânio possibilitava a realização de radiografias para a identificação de eventual porosidade no interior de estruturas metálicas. Isto trazia uma vantagem imediata, já que a identificação dos defeitos evitava a perda prematura da peça, quando em função na boca. Além disso, em próteses parciais fixas, a identificação de cáries recorrentes nos dentes pilares era facilmente alcançada em exames radiográficos de rotina, dificultando assim a perda dos elementos de suporte.

Ainda em 1993, LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN relataram que a biocompatibilidade do titânio, bem como sua alta resistência à corrosão,

devia-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio. Esta camada de óxidos, com espessura de alguns ângstrons, seria constantemente repassivada num intervalo de tempo da ordem de nanosegundos. Isto promovia uma grande resistência à corrosão, além de praticamente inibir o ataque eletroquímico, permitindo assim o íntimo contato de biomoléculas. Por motivos como esses, o titânio havia se tornado o material de preferência na confecção de implantes.

PANG *et al.*, em 1995, compararam a resistência de união entre as combinações de liga de paládio-cobre e cerâmica Vita VMK 68 (controle), titânio fundido e Duceratin e titânio usinado e cerâmica Procera. 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 da 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 25x3x0,5mm e na sua porção central, aplicada a porcelana, nas dimensões de 8x3x1mm. 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. Os resultados da primeira parte demonstraram que a resistência de união do grupo em liga de paládio-cobre e porcelana Vita VMK 68 foi significativamente maior do que as duas combinações de cerâmica para titânio. As falhas de união foram predominantemente adesivas para os dois grupos de cerâmica para titânio, e coesivas para o grupo controle. Os resultados da segunda parte do trabalho mostraram 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 3 pontos, não mostraram diferenças estatisticamente significativas na resistência de união.

Em 1996, WANG & FENTON relataram a existência de três tipos de ligas de metais básicos contendo titânio, sendo as ligas de fase alfa, de fase alfa-beta e de fase beta, de acordo com a predominância destas na microestrutura da liga a temperatura ambiente. Quando aquecido, o titânio puro sofria uma transição de fase a 882°C, de uma estrutura cristalina hexagonal compacta (alfa) para outra de corpo cúbico centrado (beta). Alguns elementos metálicos eram adicionados ao titânio para estabilizar uma ou outra destas fases. O alumínio, por exemplo, era um típico alfa-estabilizador, e que

elevava a temperatura necessária para a transformação da fase alfa para a fase beta. O vanádio e o molibdênio, por outro lado, eram elementos beta-estabilizadores. Assim, a liga titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) seria talvez a mais utilizada, por possuir melhores propriedades físicas e mecânicas em relação ao titânio comercialmente puro (Ti c.p.), pois apresenta maior resistência à flexão, maior dureza (350 VHN contra 160 VHN) e coeficiente de expansão térmica ligeiramente maior.

PROBSTER *et al.*, 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 controle o sistema metalocerâmico Ni-Cr (Viron 88) / cerâmica Vita VMK 68. Cada um dos quatro grupos possuía 18 amostras, na forma de tiras metálicas (com dimensões de 25x3x0,5mm) sobre as quais foi aplicada porcelana, abrangendo a parte central das mesmas (nas dimensões de 8x3x1mm). Estas amostras foram submetidas a três condições: seis amostras foram termocicladas com 3000 ciclos de 4°C a 55°C em água, com imersão de 10s em cada banho; outras seis amostras foram submetidas a 90 dias de armazenagem em solução corrosiva padrão com pH=3,2, e as seis amostras restantes, não sofreram armazenagem nem ciclagem térmica. Após estes tratamentos, todas as amostras foram submetidas

a teste de flexão de três pontos. Neste teste, os corpos-de-prova foram apoiados pelas extremidades, com a face onde havia sido aplicada a porcelana voltado para baixo, utilizando-se dois apoios cilíndricos de 6,3mm de diâmetro, e que distavam 20 mm entre si. Um carregamento foi então realizado na parte central do corpo-de-prova, através de um dispositivo cilíndrico de 6,3mm de diâmetro, com uma velocidade de abaixamento de 0,5mm/min, até que ocorresse a ruptura da união cerâmica/metal. Os resultados mostraram que a resistência de união das porcelanas de baixa fusão giraram de 38% a 58% da resistência de união do grupo controle (14MPa para Vita Titanium Ceramics, 16MPa para Ti Bond, 21,6MPa para Duceratin e 37MPa para Vita VMK 68), sendo também mais susceptíveis à termociclagem. Os valores dos desvios padrão giraram de 6,1 a 7,3. Os sistemas cerâmicos que não utilizavam 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 da cerâmica Duceratin, fato que os autores atribuíram à utilização do "bonder" previamente a aplicação da cerâmica. Este recurso atuaria prevenindo a formação de uma camada excessiva de oxidação durante os ciclos de queima da cerâmica, contribuindo para a melhor resistência da união.

Ainda em 1996, KERSHBAUM relatou que a queima da porcelana

sobre o titânio requeria cuidados especiais. Ao se revestir de cerâmica as construções de titânio, devia-se ter em mente que o metal passava por uma transformação de fase a 883 °C, alterando as suas propriedades. Além disso, a exposição do titânio a temperaturas que excedessem os 800 °C, levavam à absorção de oxigênio e nitrogênio, proporcionando a formação de uma espessa camada de óxidos em sua superfície. Esta camada, que podia atingir uma espessura de cerca de 1µm, não se adería firmemente a superfície do corpo do metal, e prejudicava substancialmente o grau de união da cerâmica ao titânio. Já as cerâmicas tradicionais, queimadas acima da temperatura crítica para o titânio (como exemplo: Vita VMK 68 - cerca de 960°C), não eram apropriadas para seu revestimento estético. Como solução, afirmou que os fabricantes desenvolveram cerâmicas especiais para titânio que se fundiam a temperaturas mais baixas (cerca de 760°C), denominadas cerâmicas de baixa fusão - originalmente denominadas LFC (*low fusing ceramics*). A estabilidade destes materiais podia ser definida como satisfatória e se assemelhava às cerâmicas dentais convencionais.

Em 1997, BROWN relatou que as especificações da A.S.T.M. classificavam o titânio puro em quatro grupos, denominados por grau. No grau 1, o material devia conter no máximo 0,18% de oxigênio e 0,2% de ferro, apresentando uma dureza de 120 BHN e maior ductilidade, com falha de

alongamento de 37%. No grau 2, apresentava no máximo 0,25% de oxigênio, 0,3% de ferro, com 160 BHN de dureza e 28% de falha de alongamento. No grau 3, continha no máximo 0,35% de oxigênio e 0,3% de ferro, apresentando dureza de 200 BHN e 25% de falha de alongamento. No grau 4, apresentava no máximo 0,4% de oxigênio e 0,5% de ferro, com 250 BHN de dureza e 23% de falha de alongamento, sendo o titânio mais duro e menos dúctil. Em todos os graus, a máxima concentração de contaminantes como o nitrogênio, oxigênio e carbono devia ser de 0,03%, 0,015% e 0,1% respectivamente.

CRAIG *et al.*, em 1997, relataram que as altas temperaturas de fusão do titânio e ligas derivadas, requeriam procedimentos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos para prevenir contaminações. Em altas temperaturas, reagiam com elementos gasosos tais como o nitrogênio, oxigênio e hidrogênio, devendo ser manipulados em ambiente controlado, sob pena da formação de uma camada espessa de óxidos, que tendia a reduzir a resistência e a ductilidade da estrutura obtida. Além disso, devido ao baixo peso específico, a injeção do metal liqüefeito no molde de revestimento, requeria cuidados no processo de fundição, como a utilização de câmara de vácuo, o que tornava a técnica de centrifugação convencional inadequada para o Ti c.p. e suas ligas.

Em 1998, ANUSAVICE discorreu sobre os ensaios de flexão de três pontos, relatando que os mesmos produziram nas amostras ensaiadas uma mistura de tensões de tração, compressão e cisalhamento simultaneamente. A tensão promovida, equivalente à resistência de união, poderia ser mensurada de acordo com a fórmula:

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

onde: P era a carga máxima no ponto de fratura; I , a distância entre os suportes; b , a largura do corpo-de-prova e d , a espessura do corpo-de-prova. Finalizando, o autor relatou que para materiais friáveis como as porcelanas, o teste de flexão seria preferível a outros, pois o mesmo simulava de modo mais aproximado as distribuições de tensões em próteses dentais, como próteses com elementos múltiplos ou suspensos.

Em 1999, YILMAZ & DINÇER avaliaram a resistência de união da porcelana Vita Titankeramik ao Ti c.p., através de teste de flexão de três pontos. Adicionalmente, foi verificada a compatibilidade dos coeficientes de expansão térmica e a aderência da camada de óxidos ao metal. Como grupo controle, utilizaram uma liga de Ni-Cr juntamente com porcelana Vita VMK 68. Seis amostras de cada grupo metalocerâmico foram confeccionadas para

cada uma três condições de teste. Foram observados como resultados, que no teste de flexão de três pontos, tanto o Ti c.p. como a liga de Ni-Cr exibiram valores acima do nível mínimo aceitável (25 MPa), com médias de 37MPa para o Ti c.p./Titankeramik e 46,6MPa para o Ni-Cr/VMK 68, sendo que os valores dos desvios padrão giraram de 5,4 a 6,9. Quanto à compatibilidade dos coeficientes de expansão térmica, o sistema Ni-Cr/VMK68 demonstrou melhores valores, sendo que para o Ti c.p./Titankeramik, esta compatibilidade era precária. Com relação a aderência de óxidos ao substrato metálico, as duas ligas exibiram valores aceitáveis (39,1MPa para o Ni-Cr e 32,1MPa para o Ti c.p.). Estes resultados levaram os autores a concluir que a aderência da porcelana ao Ti c.p. era aceitável, e que a resistência de união do mesmo era comparável ao sistema Ni-Cr / porcelana Vita VMK 68.

Em 2000, ZAVANELLI *et al.* discutiram sobre algumas propriedades do Ti c.p., dentre elas a sua grande resistência à corrosão, estudando a fadiga do Ti c.p. e do Ti-6Al-4V sob a ação de meios de armazenagem, fenômeno denominado de fadiga-corrosão, haja vista que toda prótese era submetida a cargas mastigatórias cíclicas quando em função. Para cada tipo de metal, avaliou 30 corpos-de-prova, submetidos às seguintes condições: 10 corpos-de-prova sem armazenagem, 10 corpos-de-prova imersos em saliva artificial e 10 corpos-de-prova imersos em saliva artificial fluoretada. Para as amostras

que sofreram armazenagem, carregamentos cíclicos foram aplicados durante a imersão das mesmas no meio correspondente, até que se observasse a fratura. Os resultados mostraram que a liga de Ti-6Al-4V mostrou maiores valores de resistência à fadiga, porém sem diferença estatisticamente significativa em relação ao Ti c.p.. A saliva artificial e a saliva artificial fluoretada demonstraram reduzir a resistência a fadiga para os dois tipos de ligas avaliadas, em comparação com as amostras testadas sem armazenagem, havendo diferença estatisticamente significativa. Finalmente, a saliva artificial fluoretada demonstrou ter um maior poder de redução na resistência à fadiga para os dois tipos de ligas, mas sem diferença estatisticamente significativa com a saliva artificial.

3 - METODOLOGIA

3.1. MATERIAIS

As ligas metálicas utilizadas encontram-se no quadro 3.1.

Quadro 3.1 – Ligas Metálicas, Fabricantes e Composição Química:*

LIGAS METÁLICAS	FABRICANTES	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
Liga Ti-6Al-4V	Brodene Dahl A/S - Oslo - Noruega***	Ti bal.; 6,15% Al; 4,08% V; 0,026% C; 0,21% Fe; 0,009% N
Liga de Paládio-Prata (Pors-On 4)	Degussa-Hüls - Hanau - Alemanha****	57,8% Pd; 28,2% Ag; 6% Sn; 2% Zn; 4% In, 2% Rt.

*informação do distribuidor

** distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda.

***distribuída no Brasil por Villares Metals S/A.

**** Distribuído no Brasil por Degussa-Hüls Ltda.

Os revestimentos utilizados encontram-se no quadro 3.2.

Quadro 3.2 – Revestimentos utilizados.

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*
Pó – Deguvest Impact	Degussa - Hüls – Hanau - Alemanha **
Líquido – Spezial Flüssigkeit-	Degussa - Hüls – Hanau - Alemanha **

* distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda.

**Distribuído no Brasil por Degussa-Hüls Ltda.

As porcelanas utilizadas estão descritas no quadro 3.3.

Quadro 3.3 – Porcelanas utilizadas:

PORCELANA	FABRICANTE	COMPONENTES UTILIZADOS
VITA TITANKERAMIK	Vita Zahnfabrick – Sackinger - Alemanha*	Bonder; Líquido para opaco; Opaco cor A3, líquido de modelagem; e, dentina opaca cor A3
DUCERAM	Degussa-Hüls – Hanau Alemanha **	Líquido para opaco; Opaco cor A3, líquido de modelagem; e, dentina opaca cor A3

* distribuída no Brasil por Wilcos do Brasil Ind. e Com. Ltda.

**Distribuído no Brasil por Degussa-Hüls Ltda.

3.2. MÉTODOS

3.2.1 Confeção das tiras metálicas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V

3.2.1.1. Obtenção dos padrões para fundição.

Padrões iniciais em resina acrílica autopolimerizável (DuraLay - Reliance Dental Mfg Co. -Worth - U.S.A.) com dimensões de 78 mm de comprimento, 3mm de largura e 1mm de espessura, foram confeccionados através da utilização de uma matriz metálica para prensagem. Após polimerizados, os excessos foram removidos com tesoura para ouro, e o acabamento finalizado com uma lixa de óxido de silício de granulometria 400 (Norton Abrasivos Ltda. - São Paulo - S.P.). Cada padrão foi seccionado em três partes, utilizando-se disco diamantado de dupla face (KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo - S.P.) em baixa rotação, originando três padrões finais contendo 25x3x1mm.

3.2.1.2. Disposição dos padrões para inclusão.

O enceramento foi realizado dispondo-se cinco padrões sobre uma placa de vidro previamente isolada com vaselina, orientados paralelamente uns aos outros. As extremidades foram pré-unidas com cera para incrustações (Horus - Herpo Produtos Dentários Ltda. - São Paulo - S.P.) e condutos de alimentação,

com diâmetro de 5mm (Wax Wire for Casting Sprues – Dentauro – Pforzheim – Alemanha) foram posicionados perpendicularmente aos padrões, sendo o conjunto, montado num anel de silicone para inclusão (FIG. 3.1).

3.2.1.3. Inclusão em revestimento.

Líquido surfatante (Waxit - Degussa Hüls - Hanau - Alemanha) foi pulverizado sobre o conjunto montado. O anel de silicone número 6 (Dentauro J. P. Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha) foi preenchido com revestimento (Rematitan Plus - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), na proporção de 500g de pó para 80ml de líquido, conforme as instruções do fabricante, espatulado à vácuo (Multivac 4 - Degussa Hüls - Hanau - Alemanha) e vazado com auxílio de vibrador do próprio aparelho. Terminada a inclusão, o molde de revestimento foi deixado sobre a bancada por uma hora.

Na seqüência, o anel de silicone e a base formadora de cadinho foram separados do molde de revestimento, sendo o mesmo, desgastado 2mm na extremidade oposta à base em recortador de gesso (Herjos – Herman Josias S.A. Indústria e Comércio - São Paulo - S.P.).



FIG. 3.1. Padrões posicionados no anel e unidos pelos condutos de alimentação

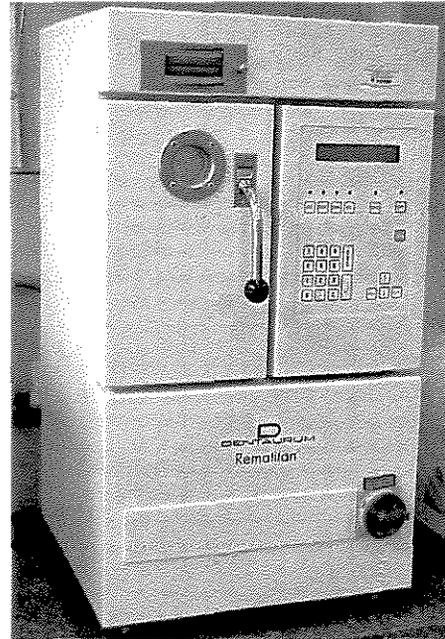


FIG. 3.2. Máquina de fundição (Rematitan).

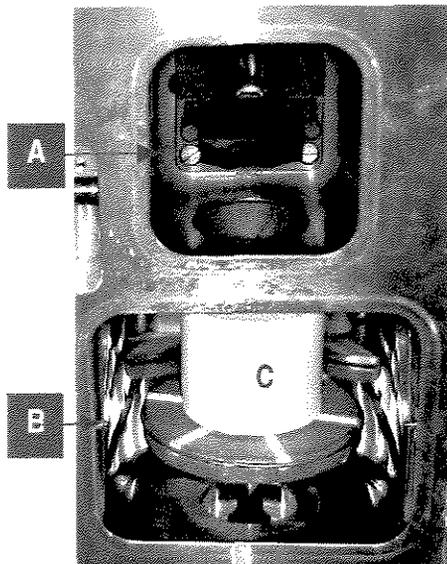


FIG. 3.3. Vista interna da máquina de fundição: (A) câmara superior de fundição; (B) câmara inferior; (C) molde de revestimento.

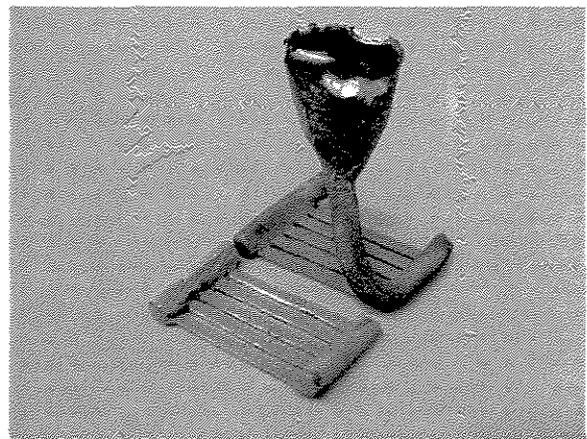


FIG. 3.4. Padrões fundidos, antes e após a remoção parcial dos condutos de alimentação.

3.2.1.4. Fundição dos padrões.

A eliminação da cera e a expansão térmica do revestimento foram realizados em forno elétrico (EDGCON 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda. - São Carlos - S.P.), conforme os ciclos especificados no quadro 3.4.

Quadro 3.4: Ciclos de aquecimento para o revestimento Rematitan Plus.*

RAMPA / TEMPERATURA	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO / RESFRIAMENTO	PATAMAR / TEMPERATURA	TEMPO DE PERMANÊNCIA
1 / Ambiente - 150°C	5°C/min	1 / 150°C	90min
2 / 150 – 250°C	5°C/min	2 / 250°C	90min
3 / 250 – 1000°C	5°C/min	3 / 1000°C	60min
4 / 1000 – 550°C	5°C/min	4 / 550°C	120min

* Informação do fabricante

Foram confeccionadas 24 tiras em Ti c.p., e outras 24, em Ti-6Al-4V. A fundição para o titânio e liga Ti-6Al-4V, foi realizada em máquina de fundição a vácuo equipada com arco-voltaico (Rematitan – Dentaurum - Pforzheim – Alemanha), conforme ilustrado pela FIG. 3.2. Esta máquina apresenta duas câmaras comunicadas por uma abertura: uma superior, onde se posicionava a pastilha (22g) da liga em questão (Ti c.p. ou Ti-6Al-4V), sendo a fundição realizada através de um sistema de arco-voltaico, e uma inferior,

onde era posicionado o molde de revestimento. No momento da fundição, a câmara superior era preenchida com gás argônio, ao passo que a câmara inferior, era submetida a vácuo (FIG. 3.3).

Após a fundição, o molde de revestimento foi imediatamente imerso em água, seguindo-se as especificações do fabricante. Após o resfriamento completo, utilizou-se um martetele pneumático (M 320 - Flli Manfredi - Sofia - Itália) para a fratura do revestimento, realizando-se o jateamento da estrutura com óxido de alumínio 110µm em jateador pneumático (Oxyker Dry – Flli Manfredi - Sofia - Itália).

Em seguida, os condutos de alimentação foram cortados com disco de carborundo montado em torno de bancada (Knebel – Knebel Produtos Dentários Ltda.- São Paulo - S.P.). O corte dos condutos foi executado de forma que as tiras metálicas permanecessem agrupadas e mantidas unidas aos condutos de alimentação laterais, como demonstrado na FIG. 3.4. As tiras foram radiografadas (Spectro 70X – Dabi Atlante do Brasil - Ribeirão Preto - S.P.) para a identificação de defeitos internos, que quando detectados, ocasionavam a eliminação da amostra comprometida (ZAVANELLI *et al.*, 2000).

3.2.2 Confeção das tiras metálicas em Pd-Ag.

3.2.2.1. Obtenção dos padrões para fundição.

Padrões em resina acrílica autopolimerizável (DuraLay - Reliance Dental Mfg Co. –Worth – U.S.A.) foram confeccionados à semelhança da descrição no item 3.2.1.1.

3.2.2.2. Disposição dos padrões para fundição.

O enceramento foi realizado dispondo-se cinco padrões sobre uma placa de vidro previamente isolada com vaselina, orientados paralelamente uns aos outros. Condutos de alimentação secundários, com diâmetro de 3mm (Wax Wire Casting Sprues – Dentaurem – Pforzheim – Alemanha), foram posicionados bilateral e perpendicularmente aos padrões. Foram adaptados condutos de alimentação principais, com diâmetro de 4mm (Wax Wire Casting Sprues – Dentaurem – Pforzheim – Alemanha) e o conjunto unido a um anel de silicone para inclusão número 6 (Dentaurem J. P. Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha).

3.2.2.3. Inclusão dos padrões.

O conjunto montado foi pulverizado com líquido surfatante (Waxit - Degussa Hüls - Hanau - Alemanha) e o anel de silicone, preenchido com

revestimento (Deguvest Impact - Degussa - Hüls – Hanau - Alemanha), na proporção de 300 g de pó para 69 ml de líquido diluído (52,5 ml de líquido Spezial Flüssigkeit para 16,5 ml de água destilada), conforme instruções do fabricante, sendo espatulado à vácuo (Multivac 4 - Degussa Hüls - Hanau - Alemanha) e vazado sob vibração. Terminado o vazamento, o molde de revestimento era deixado sobre a bancada por 40 minutos.

A eliminação da cera e a expansão térmica do revestimento foram realizadas em forno elétrico (EDGCON 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda.- São Carlos - S.P.), de acordo com os ciclos especificados no quadro 3.5.

Quadro 3.5 - Ciclos de expansão térmica utilizados para o revestimento Deguvest-Impact .*

CICLO	TEMPERATURA FINAL	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO	TEMPO DE PERMANÊNCIA
1	300°C	30°C/min	40 min
2	900°C	7°C/min	40 min

**Informação do fabricante.*

3.2.2.4. Fundição dos padrões.

A fundição das amostras em Pd-Ag foi realizada em uma máquina de fundição automática equipada com mufla elétrica (Multicast – Degussa-Hüls - Hanau - Alemanha) e centrifugação automática horizontal (FIG 3.5).

Para a realização da fundição, utilizou-se 17,6g de liga e 5g de fundente (Flubmittel - Degussa-Hüls - Hanau - Alemanha), tendo sido colocados dentro de um cadinho cilíndrico, adaptado à mufla elétrica da máquina de fundição.

A máquina foi programada para 1.400°C. Após atingida esta temperatura, cerca de 5 minutos foram aguardados até a completa fusão da liga, conforme preconizado pelo fabricante. A máquina era acionada e a centrifugação realizada por três minutos. O molde foi retirado e deixado esfriar à temperatura ambiente.

A fundição foi desincluída com martetele pneumático (M 320 – Flli Manfredi - Sofia - Itália), sendo jateada com óxido de alumínio 110µm em jateador pneumático (Oxyker Dry – Flli Manfredi - Sofia - Itália). Os condutos de alimentação principais foram cortados com disco de carborundo montado em torno de bancada (Knebel – Knebel Produtos Dentários Ltda.-São Paulo-S.P.), permitindo que tiras permanecessem unidas aos condutos secundários,

conforme demonstra a FIG 3.6.

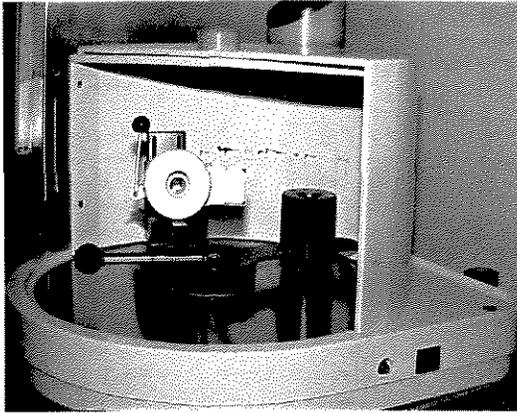


FIG 3.5. Máquina de fundição Multicast

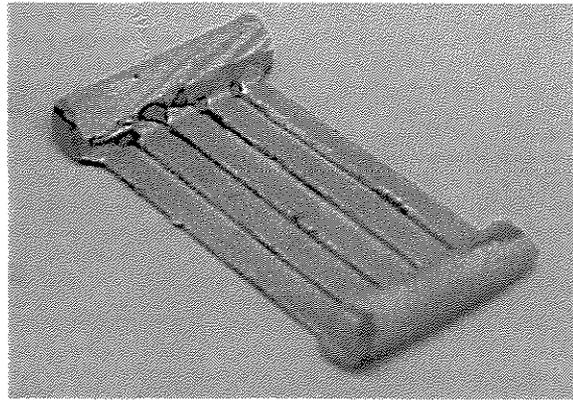


FIG 3.6. Padrões em Pd-Ag após jateamento e corte dos condutos de alimentação principais.

3.2.3. Retificação das tiras de Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag

Fez-se necessário a retificação das tiras metálicas para obtenção de espessura uniforme, partindo-se da espessura inicial de 1,0 mm até se atingir 0,5mm (remoção de sobre-metal de 0,5mm).

Inicialmente, foi realizada uma planificação da porção inferior das tiras mediante o uso de politriz (APL-4 – Arotec S.A. Indústria e Comércio - São Paulo - S.P.) e lixa de óxido de alumínio de granulometria 120 (Norton Abrasivos Ltda - São Paulo - S.P.). Utilizando-se refrigeração com água, a porção inferior das tiras foi desgastada em cerca de 0,2mm da espessura inicial. Neste momento, não houve preocupação com o paralelismo das superfícies inferior e superior das tiras. Buscou-se a obtenção de superfície

plana que fosse uniformemente assentada sobre um dispositivo de retenção, que consistia numa plataforma metálica medindo 250x50x13mm.

O dispositivo possuía, em sua parte superior, duas canaletas paralelas (medindo 250x5x5mm cada uma) e que distavam 30mm entre si, ambas detentoras de retenções internas. Previamente à sua utilização, o dispositivo foi retificado em retífica plana (Ferdimatk N80 - Kristavorts - Brëmen - Alemanha), permitindo que as superfícies superior e inferior apresentassem-se rigorosamente paralelas entre si (FIG 3.7).

As tiras metálicas foram posicionadas e as canaletas do dispositivo de retenção, preenchidas com resina acrílica autopolimerizável (DuraLay – Reliance Dental Mfg Co. – Worth - U.S.A.) até a fixação. O procedimento foi conduzido a permitir que a superfície inferior das tiras se assentasse de forma uniforme sobre a superfície superior do dispositivo (FIG 3.8).

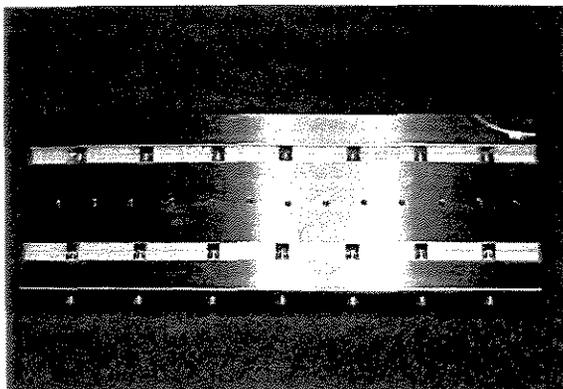


FIG. 3.7. Dispositivo de retenção.

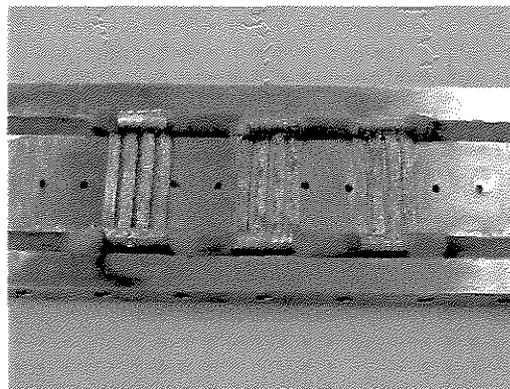


FIG 3.8. Tiras metálicas fixadas ao dispositivo.

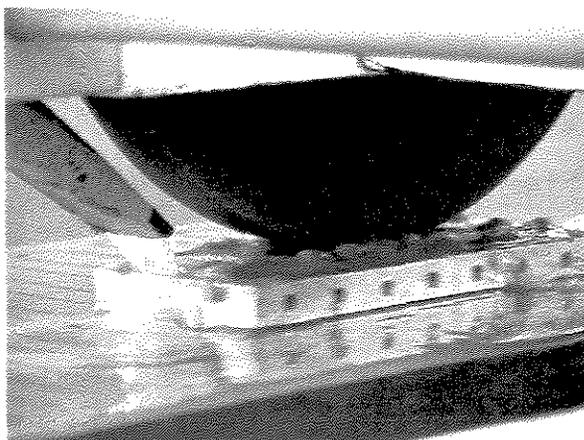


FIG 3.9. Retificação de tira metálica.

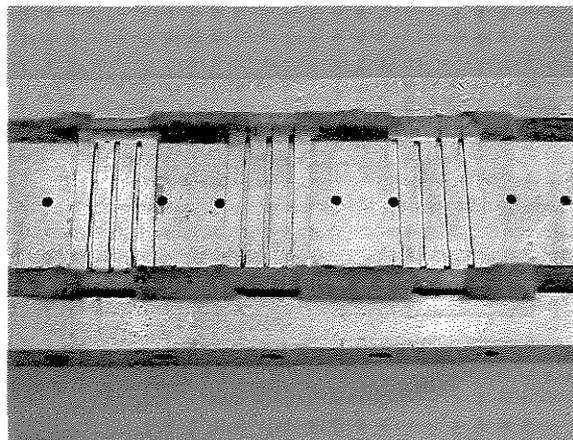


FIG 3.10. Tiras metálicas após retificação.

O conjunto dispositivo de retenção/tiras metálicas foi fixado por mecanismo eletromagnético em retífica plana. Para realização do procedimento, a máquina foi equipada com rebolo abrasivo (Norton Abrasivos Ltda. - São Paulo - S.P.) de dimensões de 254 x 19mm e ajustada para 1.280 r.p.m.. Para cada metal ou liga metálica desgastada, foi utilizado um rebolo, considerando-se as características de dureza do material e as instruções do fabricante, conforme quadro 3.6.

Quadro 3.6 - Rebolos utilizados na retificação do Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag.

MATERIAL	DUREZA (Vickers) ^{***}	GRANULOMETRIA DO REBOLO (RA)	VELOCIDADE DE RETIFICAÇÃO (mm/min)	CLASSIFICAÇÃO DO REBOLO ABRASIVO*
Ti c.p.	160	120	0,05	GC60 **
Ti-6Al-4V	350	120	0,03	AA60 **
Pd-Ag	260	120	0,05	AA60 **

*Fabricado por Norton Abrasivos Ltda.

**Especificações fornecidas pelo fabricante.

*** Fonte: WANG & FENTON, 1996.

A translação do abrasivo foi realizada pela movimentação da mesa móvel da retífica que corria paralelamente à superfície de desgaste. A máquina foi calibrada para realizar a remoção de sobremetal de 0,3mm até que se obtivesse 0,5mm de espessura desejada para cada tira. Para refrigeração e diminuição do atrito durante a retificação, o conjunto foi refrigerado com óleo solúvel. (FIG. 3.9 e 3.10).

Após a retificação, removeu-se a resina de fixação com ponta montada (Edenta – Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo - S.P.) e as tiras retificadas foram separadas dos condutos de alimentação mediante uso de disco de carborundo em torno de bancada. O comprimento das tiras foi ajustado para 25mm, mediante desgaste com disco de carborundo e uso de paquímetro

digital com resolução de 0,01mm (Starrett – Microtec – Instrumentos de Precisão e Projetos M.E.- São Paulo -S.P.). Ao final do processo, foram obtidas 24 tiras em Ti c.p., 24 em Ti-6Al-4V e 20 tiras em Pd-Ag, todas contendo 25mm de comprimento, 3mm de largura e 0,5mm de espessura.

3.2.4. Aplicação das porcelanas sobre as tiras

A aplicação da porcelana foi realizada sobre uma das faces de cada tira, abrangendo somente a parte central das mesmas, nas dimensões de 8x3x1mm.

Com este fim, foi confeccionada uma matriz delimitadora metálica, composta de uma base rebaixada 25,1x3,1x0,5mm, justaposta a um degrau de 1mm de altura em relação ao nível da base. Sobreposta à base, duas máscaras metálicas, apresentando espessura de 1mm, foram posicionadas. Cada máscara metálica apresentava um entalhe de 4mm de comprimento por 3mm de largura, permitindo que quando estivessem justapostas, obtinha-se uma janela de 8x3x1mm. Para a aplicação da cerâmica, a tira metálica era posicionada no interior do rebaixo, mantendo-se exposta sob a janela formada pelas máscaras, a superfície a ser recoberta (FIG. 3.11 e 3.12).

3.2.4.1. Aplicação sobre Ti c.p. e Ti-6Al-4V.

Previamente à aplicação da porcelana, as tiras em Ti c.p. e Ti-6Al-4V e Pd-Ag receberam tratamento prévio da superfície, conforme instruções do fabricante baseadas no quadro 3.7.

Quadro 3.7. - Tratamento prévio das tiras para a aplicação das porcelanas

LIGA	JATEAMENTO*		ULTRASSOM**	
	Tamanho da partícula(μm)	Pressão kgf/cm^2	Meio	Tempo(min)
Ti c.p.	150	3,06	H ₂ O destilada	10
Ti-6Al-4V	150	3,06	H ₂ O destilada	10
Pd-Ag	110	5,1	H ₂ O destilada	10

*Óxido de alumínio – Pasom Ind. e Com. de Materiais Odontológicos Ltda. - São Paulo - S.P.

**Thornton – Inpec Eletrônica Ltda. - São Paulo - S.P.

Para a aplicação propriamente dita, utilizou-se de pincel nº 12 (LeFranck & Bourgeois Co. – Marginot - França), umedecido em água destilada e esgotado em lenço de papel absorvente.

Para as tiras de Ti c.p. e Ti-6Al-4V, uma fina camada de pasta “bonder” foi aplicada, mediante o uso da matriz delimitadora. Após serem liberadas da mesma, foram submetidas ao ciclo de queima correspondente. Ao serem novamente reposicionadas na matriz delimitadora, o opaco foi aplicado. Ao

final da segunda queima, a camada opaco e bonder apresentava espessura de aproximadamente 0,2mm, medida com paquímetro. As demais camadas foram aplicadas, sempre utilizando a matriz delimitadora, de forma que ao final do glazeamento, a porcelana aplicada se apresentasse nas dimensões de 8x3x1mm.

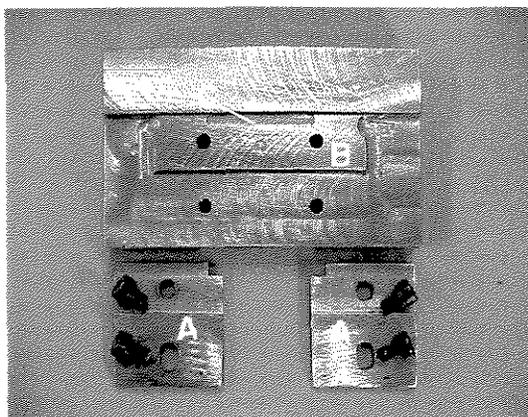


FIG 3.11. Matriz para aplicação das porcelanas; (A) máscaras metálicas; (B) base; (C) rebaixo de 0,5mm.

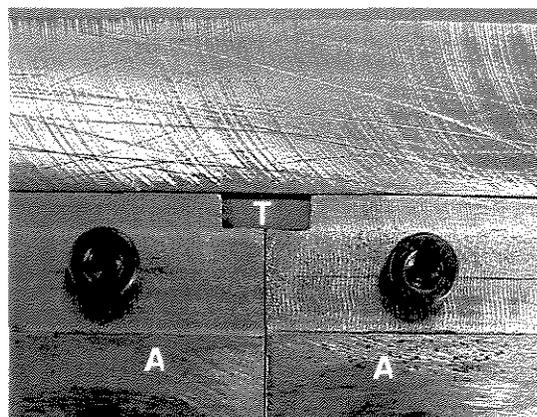


FIG 3.12. Tira metálica (T) posicionada sob as máscaras (A).

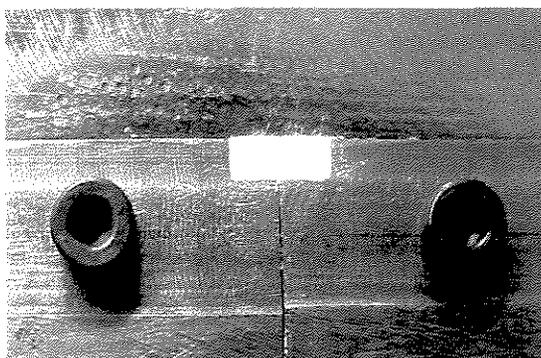


FIG 3.13. Porcelana aplicada e delimitada pela matriz

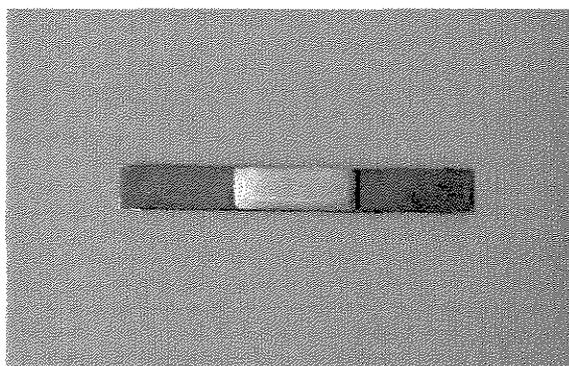


FIG 3.14. Aspecto final após os ciclos de queima.

Os ciclos de queima foram conduzidos em forno elétrico (Dekema –

Degussa Hüls – Hanau – Alemanha), obedecendo as instruções dos fabricantes, conforme explicitado no Quadro 3.8.

Quadro 3.8 - Ciclos de queima da porcelana Vita Titankeramik, aplicada sobre o Ti c.p. e Ti-6Al-4V

	Bonder	Opaco	Dentina	Dentina (correção)	Glaze
Temperatura Inicial (°C)	400	400	400	400	400
Temperatura final (°C)	800	790	770	770	770
Aumento de temperatura (°C/min)	60	110	50	50	100
Tempo de cocção (min)	1:00	1:00	1:00	1:00	1:00
Vácuo (bar)	6	4	8	8	4

Os ciclos de queima da porcelana Duceram estão explicitados no Quadro 3.9.

Quadro 3.9 - Ciclos de queima da porcelana Duceram, aplicada sobre as tiras de Pd-Ag.

	Oxidação	Wash	Opaco	Dentina	Dentina (correção)	Glaze
Temperatura Inicial (°C)	575	575	575	575	575	575
Temperatura Final (°C)	980	990	930	920	910	900
Aumento de temperatura (°C)	55	90	75	75	75	75
Tempo de queima (min)	10:00	1:00	1:00	1:00	1:00	1:00
Vácuo (bar)	---	4	4	7	7	---

3.2.4.2. Aplicação sobre Pd-Ag.

Para as tiras em Pd-Ag recobertas com porcelana Duceram, procedeu-se inicialmente a oxidação das tiras, de acordo como recomendado pelo fabricante. As tiras foram posicionadas na matriz delimitadora, e uma camada de opaco aquosa (“wash”) foi aplicada. Seqüencialmente, as tiras foram liberadas da matriz delimitadora, para se submeterem ao ciclo de queima correspondente. Em seguida, eram reposicionadas na matriz e o opaco (2ª

camada) era aplicado, apresentado após as queimas, espessura total de 0,2mm, medidos com paquímetro.

Para cada nova aplicação de porcelana, a tira metálica era reposicionada na matriz delimitadora (FIG 3.13). Ao final do glazeamento, as dimensões finais da porcelana sobre as tiras de Pd-Ag foram de 8x3x1mm, identicamente àquela aplicada ao Ti c.p. e Ti-6Al-4V (PANG *et al.*, 1995; PROBSTER *et al.*, 1996), conforme demonstrado na FIG. 3.14.

Ao final das aplicações e queimas, foram obtidos 24 corpos-de-prova em Ti c.p./Vita Titankeramik, 24 corpos-de-prova em Ti-6Al-4V/Vita Titankeramik e 20 corpos-de-prova em Pd-Ag/Duceram, todos mantidos em ambiente de temperatura (37°C) e umidade controladas (Estufa 002 CB – FANEM Ltda.- São Paulo - S.P.).

3.2.5. Termociclagem.

Metade dos corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos à um protocolo de termociclagem, utilizando-se uma máquina termocicladora (NCT2 – AMM – Érios Instrumental - São Paulo - S.P.). Foram realizados 3000 ciclos de 4°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) a 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) em água. O tempo de imersão em cada banho foi de 10 segundos, e o tempo de transferência entre os dois

banhos foi de 5 segundos (PROBSTER *et al.*, 1996) - (FIG 3.15).

Após a realização dos procedimentos descritos, os corpos-de-prova foram divididos, baseando-se no quadro 3.10.

Quadro 3.10 - Disposição dos corpos-de-prova de acordo com o tipo de material e tipo de tratamento.

	Ti c.p./ Titankeramik	Ti-6Al-4V/ Titankeramik	Pd-Ag / Duceram
Termociclados	12	12	10
Não Termociclados	12	12	10
Total	24	24	20

3.2.6. Ensaio de flexão.

Para a avaliação da resistência de união cerâmica/substrato metálico, todas as amostras foram submetidas ao ensaio de flexão de 3 pontos numa

máquina de ensaios universal Instron (Instron Corporation - Canton - Massachussets - U.S.A) equipada com célula de carga de 50Kg.

Para a realização do ensaio, os corpos-de-prova foram escolhidos aleatoriamente dentro do grupo a que pertenciam, e avaliados um a um. Para tanto, cada corpo-de-prova era apoiado pelas extremidades mediante uso de um dispositivo de sustentação que apresentava dois apoios circulares 6,3mm de diâmetro. Cada apoio distava 20mm do centro do outro. O corpo de prova foi posicionado sobre os apoios, com a face revestida de cerâmica voltada para baixo. Em seguida, um carregamento foi realizado na porção central do corpo-de-prova, através da utilização de uma haste de seção transversal circular, medindo 6,3mm de diâmetro (PROBSTER *et al.*, 1996), conforme demonstra a FIG. 3.16.

A velocidade de carregamento foi de 0,5mm/min, até a ruptura entre a porcelana e o substrato metálico (FIG 3.17). A força máxima foi anotada para cada corpo-de-prova previamente numerado e os dados dispostos no Apêndice.

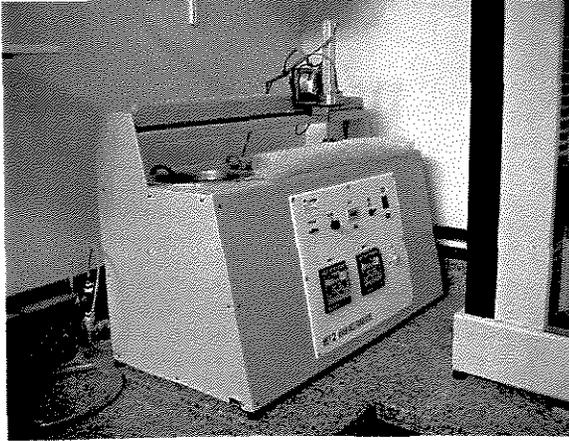


FIG. 3.15. Máquina termocicladora.

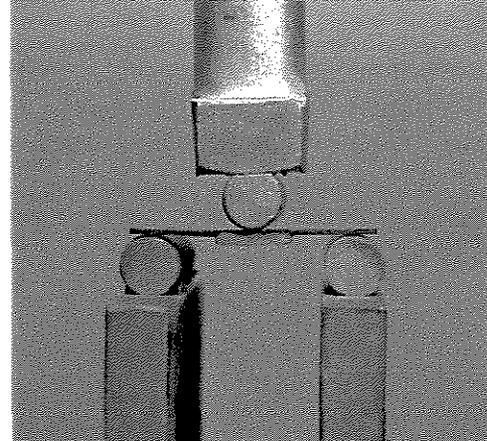


FIG. 3.16. Configuração do ensaio de flexão

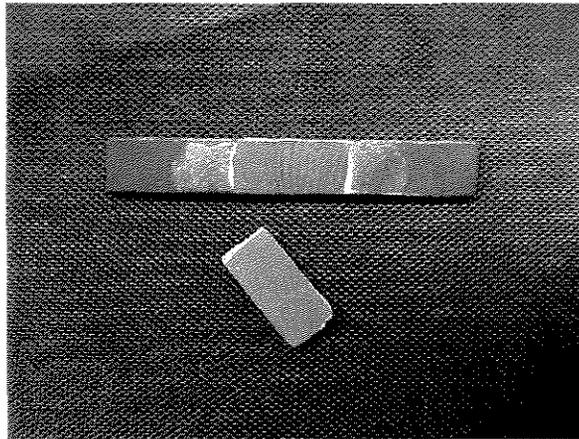


FIG. 3.17. Corpo-de-prova após o teste.

3.2.7. Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Nos corpos-de-prova onde houve a completa separação entre porcelana e metal após o teste de flexão, foi realizada observação em Microscópio Eletrônico de Varredura (LEO 440 - Leica Zeiss - Köln - Alemanha) com o objetivo de se caracterizar o tipo e a morfologia da fratura. Para tal, após a

realização do teste de flexão, as superfícies das tiras metálicas anteriormente cobertas por porcelana foram metalizadas com liga de ouro-paládio sob alto vácuo (Balzers - SCD Sputter Coater - Fürstentum Liechtenstein - Alemanha). Foram selecionadas amostras mais representativas de cada grupo, sendo fotografadas em 50 e 500 vezes de aumento.

3.2.8. Análise dos dados

Os valores de força máxima para a ruptura da porcelana/substrato metálico foram obtidos em quilograma-força (kgf) e convertidos para Newtons (N). Mediante a aplicação de fórmula, a tensão (resistência à flexão) foi calculada e os valores obtidos em MPa (N/mm²), conforme preconizado por ANUSAVICE (1998):

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

onde: P , é a carga máxima no ponto de fratura;

I , a distância entre os suportes;

b , a largura do corpo de prova;

d , a espessura do corpo de prova.

Os valores obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e as médias com diferenças significativas, submetidas ao teste de Tukey, adotando o nível de 5% de significância.

4- RESULTADOS

4.1. Ensaio de flexão e termociclagem

Os valores originais em MPa obtidos para cada corpo-de-prova a partir do ensaio de flexão, estão expostas no Apêndice. As médias e desvios padrões para cada grupo experimental foram calculados e submetidos à análise de variância (ANOVA), considerando dois fatores (material e tratamento – termociclagem) e a interação destes.

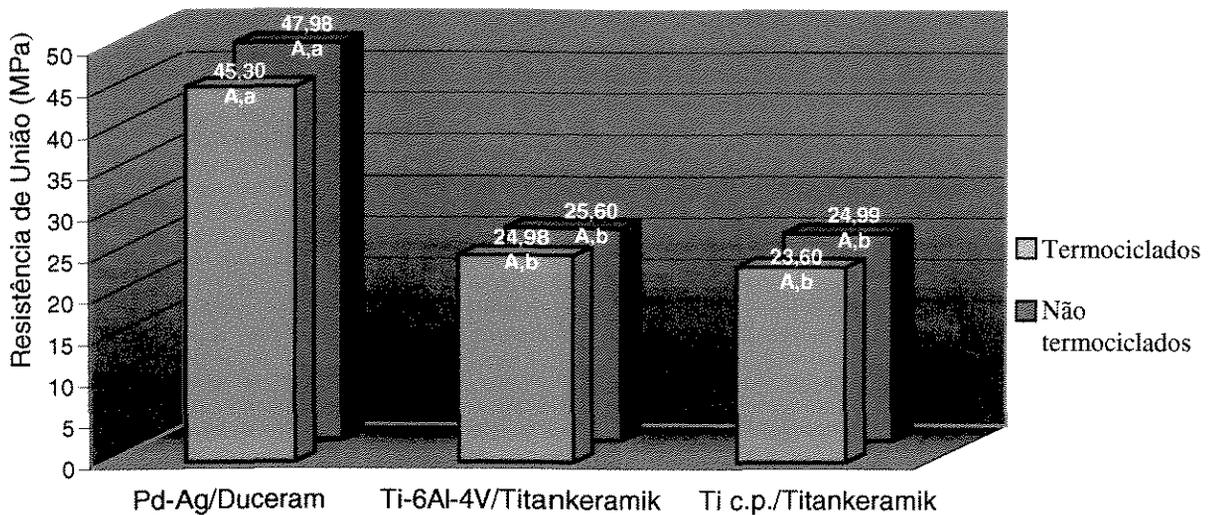
Verificou-se que não houve significância para o fator tratamento (termociclagem) e para a interação liga e tratamento (termociclagem). Houve significância apenas para o fator liga e estes valores foram submetidos ao teste de Tukey ao nível de 5 % de probabilidade, cujos valores então apresentados no Apêndice.

A TAB. 4.1.1 e a FIG. 4.1.1 mostram os valores médios e desvio padrão da resistência de união (em MPa) para os grupos experimentais.

TAB. 4.1.1: Médias e desvio padrão da resistência de união (em MPa) para os três grupos metalocerâmicos, nos dois diferentes tratamentos.

Grupos	Resistência de união (MPa)	
	Sem termociclagem	Com termociclagem
Pd-Ag/Duceram	47,98 A, a (3,985)	45,30 A, a (3,468)
Ti-6Al-4V/Titankeramik	25,60 A, b (3,367)	24,98 A, b (2,604)
Ti c.p./ Titankeramik	24,99 A, b (2,603)	23,60 A, b (3,841)

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na linha e minúscula na coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.
Valores () representam o desvio padrão.



*Médias seguidas de mesma letra maiúscula na vertical e minúscula na horizontal não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade

FIG. 4.1.1 – Ilustração gráfica das médias da resistência de união (em MPa) para os três grupos metalocerâmicos, nos dois diferentes tratamentos.

Verifica-se, independentemente do tratamento (com ou sem ciclagem térmica), que houve diferenças estatisticamente significativas em relação à resistência de união (em MPa) entre o grupo controle (Pd-Ag / Duceram) e os grupos em titânio (Ti c.p. e Ti-6Al-4V/ Titankeramik). O grupo controle foi estatisticamente superior em relação àqueles obtidos em titânio, os últimos, semelhantes estatisticamente entre si.

4.2. Análise da região fraturada em MEV.

Verifica-se que para o Ti c.p., a ruptura ocorreu na interface óxido-metal, observando-se poucas ilhas de porcelana residual aderidos à superfície do metal, demonstrando a ocorrência de falhas predominantemente adesivas (FIG 4.2.1). Adicionalmente, em maior aumento, verificou-se a presença de irregularidades na superfície do metal, possivelmente decorrentes do jateamento com óxido de alumínio realizado previamente à aplicação da porcelana (FIG 4.2.2).

Para a liga de Ti-6Al-4V, as imagens mostraram maior quantidade de ilhas de porcelana residual aderida ao metal, quando comparadas às imagens obtidas para o Ti c.p. Além de se apresentarem em maior quantidade, o tamanho das ilhas foi aparentemente maior que as observadas para o Ti c.p. (FIG 4.2.3.). Entretanto, o tipo de fratura predominante continua sendo adesiva (FIG. 4.2.4.).

A liga de Pd-Ag combinada à porcelana Duceram foi a que apresentou a maior quantidade de ilhas de porcelana residual aderidas à superfície do metal, quando observada em pequeno aumento (FIG 4.2.5.). No entanto, quando observada em maiores aumentos, verificou-se a presença de partículas de porcelana aderidas à superfície do metal, mesmo em regiões onde com menor

aumento não se constatava a presença de porcelana aderida. Observou-se assim, a presença de fratura predominantemente coesiva (FIG. 4.2.6.).

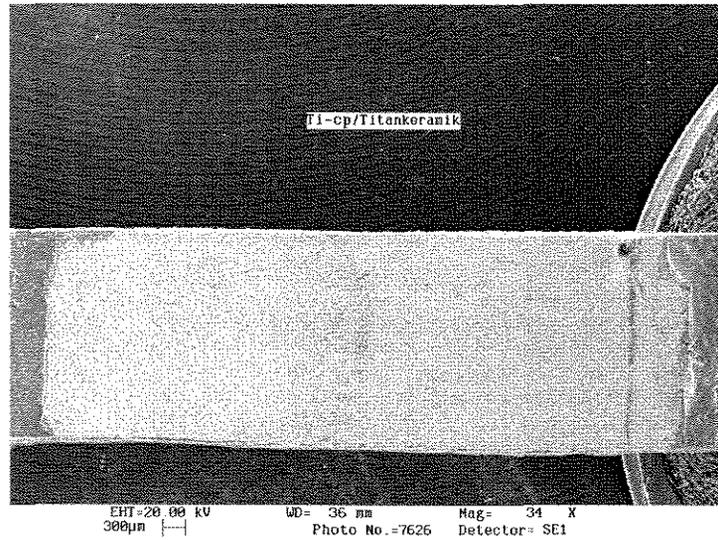


FIG 4.2.1. Aspecto do corpo-de-prova em Ti c.p., fraturado com 28,54MPa, na região anteriormente recoberta com porcelana. Áreas claras representam o Ti c.p.; os pequenos pontos escuros sobre as áreas claras representam ilhas de porcelana residual. Aumento de 34 vezes.

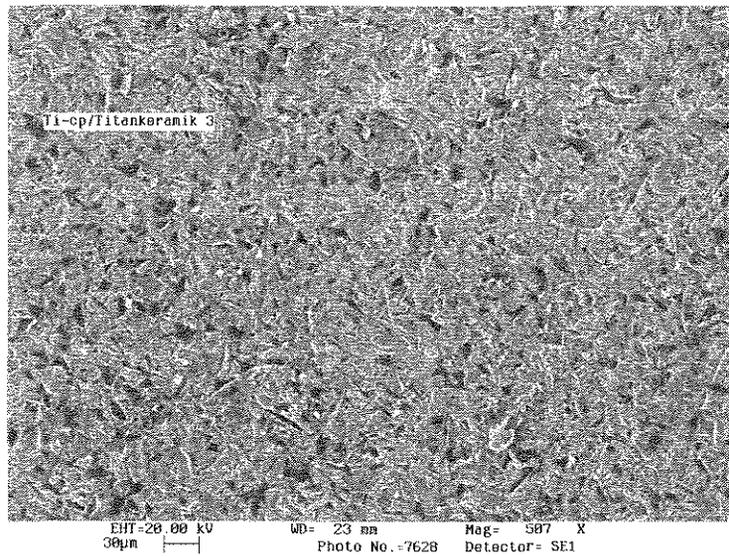


FIG 4.2.2. Aspecto da superfície do Ti c.p. na região anteriormente recoberta por porcelana, em corpo-de-prova fraturado com 28,54MPa. As irregularidades observadas correspondem ao jateamento com óxido de alumínio realizado antes da aplicação da mesma. Aumento de 500 vezes.

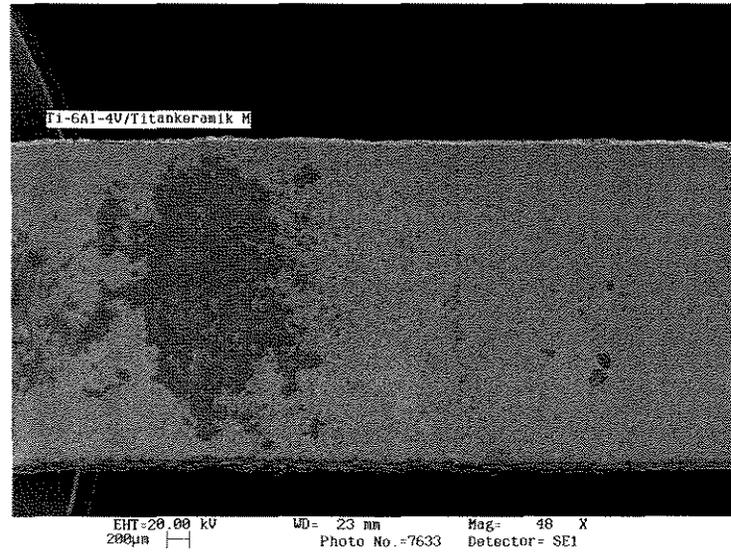


FIG 4.2.3. Imagem do corpo-de prova de Ti-6Al-4V, em 48 vezes de aumento, fraturado com 29,13MPa, onde se observa o aspecto da região na qual havia porcelana aplicada. Áreas claras representam o Ti-6Al-4V; as áreas escuras sobre as áreas claras representam ilhas de porcelana residual.

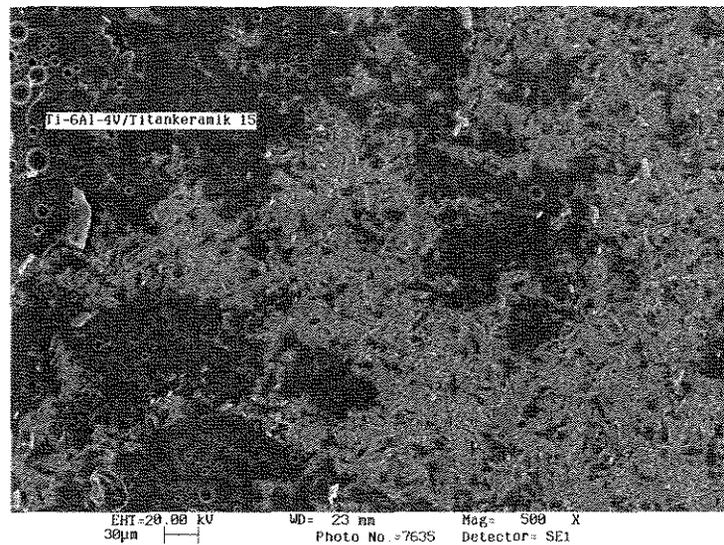


FIG 4.2.4. Aspecto da superfície do corpo-de-prova em Ti-6Al-4V, em aumento de 500 vezes, fraturado com 29,13 MPa, na região anteriormente recoberta por porcelana. As irregularidades observadas nas áreas claras correspondem ao jateamento com óxido de alumínio realizado sobre o metal antes da aplicação da mesma.

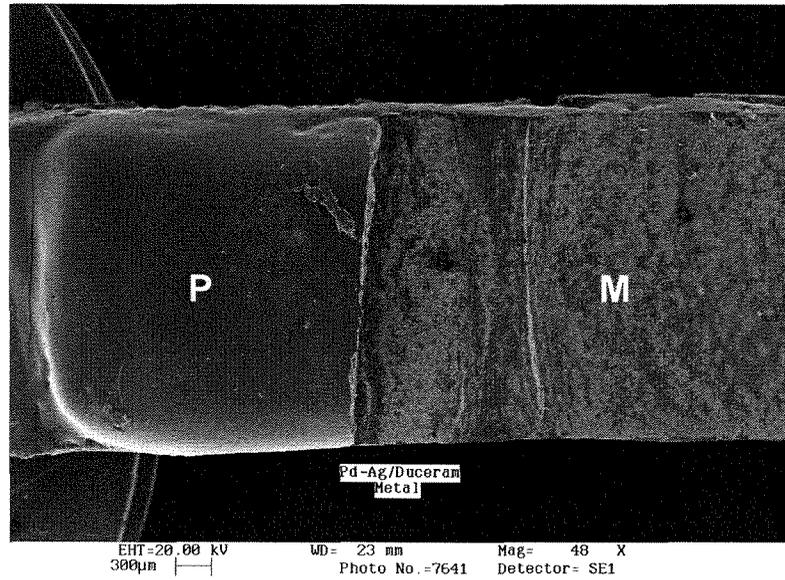


FIG 4.2.5. Imagem do corpo-de-prova de Pd-Ag, fraturado com 53,00 MPa, mostrando parte da porcelana ainda aderida, representada por “P”. Em “M”, as áreas claras representam o metal, e as áreas escuras representam porcelana residual aderida. Aumento de 48 vezes.

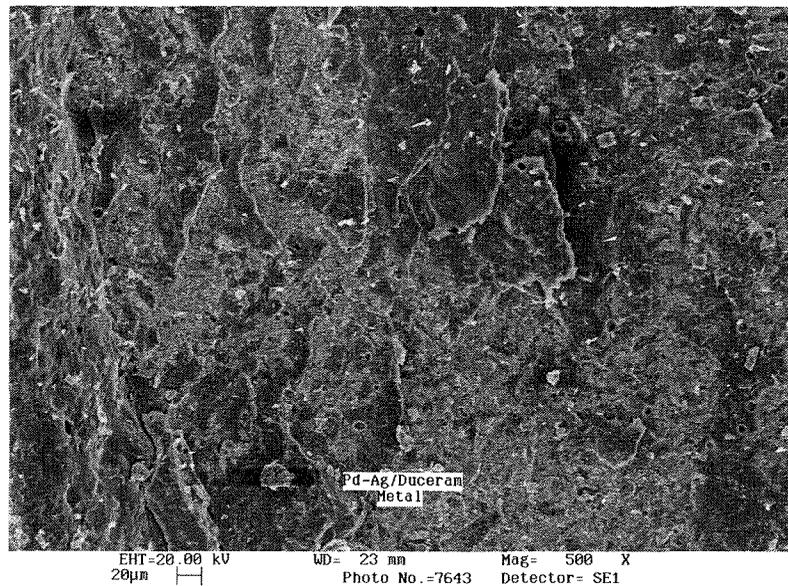


FIG 4.2.6. Aspecto da superfície da liga de Pd-Ag na região anteriormente recoberta por porcelana, cujo corpo-de-prova foi fraturado com 53MPa. As áreas claras correspondem ao metal, e as áreas escuras correspondem à porcelana residual aderida. Aumento de 500 vezes.

5 - DISCUSSÃO

O sucesso dos implantes osseointegrados em titânio, propiciou o desenvolvimento de técnicas de fundição para a obtenção de artefatos protéticos de mesma composição, como forma de se evitar interações eletroquímicas entre metais diferentes presentes na cavidade oral (ADELL, 1981). Além disso, o titânio, com suas propriedades únicas como a alta resistência à corrosão (KASEMO, 1983; LAUTENSCHLAGER & MONAGAN, 1993) e à fadiga (ZAVANELLI *et al.*, 2000), ótima relação resistência/peso (GEGEL & HOCH, 1973), além da biocompatibilidade (ADELL, 1981; KASEMO, 1983; JONES *et al.*, 1986.; LAUTENSCHLAGER & MONAGAN, 1993), tem se tornado o foco das pesquisas na área de prótese.

A confecção de próteses fixas metalocerâmicas de titânio tem demonstrado algumas vantagens quando comparada com outras ligas não-nobres. Além de não induzir reações alérgicas como as verificadas para ligas à base de níquel e berílio (JONES *et al.*, 1986), o titânio, pelo baixo grau de radiopacidade, permite que radiografias sejam usadas para evidenciar defeitos estruturais da peça e detectar cáries recorrentes (WANG & BOILE, 1993). Valendo-se desta propriedade, a análise radiográfica das tiras metálicas em Ti

c.p. e Ti-6Al-4V foi realizada neste estudo, evidenciando defeitos internos, que quando identificados, ocasionavam a eliminação da amostra comprometida.

A aplicação de porcelanas de baixa fusão sobre o Ti c.p. é fato conhecido (TOGAYA *et al.*, 1983; MENIS *et al.*, 1986; ADACHI *et al.*, 1990; KIMURA *et al.*, 1990; PANG *et al.*, 1995; PROBSTER *et al.*, 1996; KERSHBAUM, 1996; YILMAZ & DINCER, 1999), sendo a compatibilidade entre ambos, um dos fatores para o sucesso clínico da prótese, evitando-se a frequência de fraturas da porcelana e falhas de união (TOGAYA *et al.*, 1983).

RILEY (1977) afirmou que a inexistência de um método universalmente aceito para a avaliação da resistência de união entre cerâmicas e substratos metálicos, gerava valores conflitantes devido aos métodos e condições diferentes. Neste estudo, para a mensuração da resistência de união, utilizou-se o teste de flexão de três pontos. Este ensaio mecânico gera tensões complexas à interface metal/porcelana, proporcionando uma melhor análise de seu comportamento quando submetida a carregamentos (CAPUTO *et al.*, 1977). Para materiais friáveis como as porcelanas, o teste é ainda preferível a outros, pois simula mais apropriadamente as distribuições de tensões nas próteses dentais, como naquelas contendo elementos múltiplos ou suspensos (ANUSAVICE, 1988).

Os valores médios obtidos mostraram que a resistência de união para as combinações Ti c.p./Titankeramik e Ti-6Al-4V/Titankeramik, giraram respectivamente em torno de 23,60MPa a 25,60MPa, correspondendo de 52% a 55% dos valores obtidos para a combinação controle Pd-Ag/Duceram.

Os resultados ora observados, aparentemente corroboram com os de PROBSTER *et al.* (1996) e de ADACHI *et al.* (1990), que relataram ser difícil obter a união do Ti c.p. com a porcelana, desde que há a ocorrência dos seguintes fatores: pobre aderência da camada de óxidos ao substrato de titânio, resultando em falhas na interface óxido/metálico; e, aumento da espessura da camada de óxidos durante os ciclos de queima da porcelana, reduzindo a resistência de união. KIMURA *et al.* (1990) e KERSHBAUM (1996) referiram-se ao aumento da espessura da camada de óxidos como proveniente da grande reatividade do Ti c.p. em temperaturas próximas dos 800°C. Já ADACHI. *et al.* (1990), não descartaram a possibilidade da ocorrência de uma reação de substituição, onde ocorreria uma redução dos óxidos da porcelana para interface metal/porcelana.

Entretanto, PANG *et al.* (1995) relataram não encontrar diferenças na resistência de união após 4, 5, 6, 7 ou 8 ciclos de queima de porcelana aplicada sobre substratos de Ti c.p., observando que as causas da reduzida

aderência da camada de óxidos ainda não haviam sido esclarecidas, necessitando de maiores estudos sobre o assunto.

A Microscopia Eletrônica de Varredura realizada neste estudo demonstrou que após a ruptura da porcelana pelo teste de flexão, quase nenhuma porcelana residual foi observada sobre o Ti c.p., resultado que provavelmente corrobora com os de PANG *et al.* (1995), que demonstraram não ser satisfatória a qualidade da união entre a porcelana e o Ti c.p.. Já a liga Ti-6Al-4V demonstrou uma maior habilidade em unir-se à porcelana, haja vista a observação de quantidade de porcelana residual aderida maior que a apresentada pelo Ti c.p.. O fato fortalece os resultados de maiores valores numéricos para resistência de união obtidos para a liga Ti-6Al-4V, embora não estatisticamente significativos dos obtidos com o Ti c.p..

Tanto para o Ti c.p. quanto para a liga de Ti-6Al-4V, ocorreu, predominantemente, fratura do tipo adesiva. Já a combinação liga de Pd-Ag/Duceram apresentou fratura predominantemente coesiva, sendo que em toda superfície da tira metálica observa-se porcelana residual aderida, e em quantidade muito maior do que para as ligas de Ti c.p. e Ti-6Al-4V. As observações para a liga de Pd-Ag estão de acordo com as obtidas por PANG *et al.* (1995), que afirmou ser mais efetiva a união entre as ligas de metais não-nobres e porcelanas convencionais.

A diferença dos coeficientes de expansão térmica entre o substrato metálico e a porcelana é outro fator crucial para a resistência de união (TOGAYA *et al.*, 1983). A discrepância entre os coeficientes gera tensões na interface porcelana/metal, durante a dilatação ou contração dos materiais no meio oral em virtude da ingestão de alimentos e líquidos em diferentes temperaturas. Para verificar a compatibilidade dos sistemas metalocerâmicos quanto aos coeficientes de expansão térmica, a termociclagem tem sido utilizada, simulando as condições bucais (PROBSTER, 1996).

Neste estudo, metade das amostras de cada grupo foi termociclada, sendo os resultados, semelhantes estatisticamente aos obtidos com as amostras não termocicladas, qualquer que seja a combinação. Estes resultados demonstraram haver compatibilidade de coeficientes de expansão térmica entre os substrato metálico e as porcelana, para todos os grupos. Apesar de não ser estatisticamente significativo, os grupos de Ti c.p. e Ti-6Al-4V combinados à porcelana Vita Titankeramik apresentaram resultados menos discrepantes entre os grupos termociclados e não termociclados. O fato pode estar ligado a uma efetiva compatibilidade dos coeficientes de expansão térmica da porcelana Vita Titankeramik em relação aos substratos em Ti c.p. e Ti-6Al-4V.

Neste trabalho, optou-se por seguir o protocolo de termociclagem proposto por PROBSTER *et al.* (1996). É sabido que tanto o titânio como as porcelanas possuem um baixo coeficiente de condutibilidade térmica, o que dificulta as conseqüências das variações de temperatura, haja vista que a propagação da mesma pelo corpo-de-prova ocorre de maneira lenta. Portanto, períodos de imersão mais prolongados em cada banho poderiam induzir maiores tensões na interface porcelana/metálica. Esta observação pode ser confirmada pela análise do valor de p para termociclagem (0,0586) presente na TAB. 8.2 (vide Apêndice), que apesar de não ser significativo, foi bastante próximo de sê-lo.

A utilização do Ti c.p. e da liga de Ti-6Al-4V em combinação com as porcelanas de baixa fusão é uma realidade, muito embora diversos trabalhos relatem valores de resistência de união conflitantes, utilizando-se da mesma metodologia. Embora a liga de Ti-6Al-4V não tenha sido analisada, observações com o Ti c.p. mostram valores para a resistência de união de 14MPa (PROBSTER *et al.*, 1996) até 37MPa (YILMAZ & DINÇER, 1999). Talvez o conflito seja particularmente verídico desde que nenhum destes trabalhos tenha demonstrado o protocolo para obtenção de tiras metálicas retificadas e padronizadas. Limitam-se única e exclusivamente a mencionar a execução da tarefa. Deve-se ressaltar que a retificação das tiras metálicas e a

padronização dimensional dos corpos-de-prova imperam na colheita de resultados confiáveis, assim como apregoado para o ensaio de flexão de três pontos (ANUSAVICE, 1998). Outro ponto a ser observado é que o desvio padrão presente nos trabalhos de PROBSTER *et al.*, 1996 (6,1 a 7,3) e de YILMAZ & DINÇER, 1999 (5,4 a 6,9) foram maiores dos que os obtidos neste estudo (2,6 a 3,9). Este fato, que por um lado pode ser proveniente de um número de amostras reduzido (6 para grupo experimental contra 12 deste estudo), também denota dificuldade de padronização das amostras por parte dos autores supracitados.

Finalmente, a impossibilidade em se prever seguramente o comportamento das restaurações no meio oral, aliada a resistência de união próxima ao limite mínimo aceitável de 25MPa (YILMAZ & DINÇER, 1999), valor correspondente à metade dos apresentados por combinações metalocerâmicas convencionais, cria a expectativa de outros estudos, que colaborem no desenvolvimento de novos materiais e técnicas ou que otimizem a resistência de união do titânio e suas ligas, às porcelanas.

6- CONCLUSÃO

Com base nas observações realizadas neste estudo, é válido concluir que:

- Não houve diferença estatisticamente significativa para a resistência de união entre os grupos Ti c.p./Titankeramik e Ti-6Al-4V/Titankeramik;
- A resistência de união apresentada pelo grupo controle Pd-Ag/Duceram (47,98MPa para não termociclados e 45,30MPa para termociclados) foi significativamente superior à dos grupos Ti c.p./Titankeramik (24,99MPa e 23,60MPa respectivamente) e Ti-6Al-4V/Titankeramik (25,60MPa e 24,98MPa respectivamente).
- Não houve diferença estatisticamente significativa para a resistência de união entre os grupos termociclados e não termociclados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ADACHI., M., MACKERT JR., J.R., PARRY, E.E., FAIRHURST, C.W. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J. dent. Res.*, Washington, v.69, p.1230-1235, 1990.
2. ADELL R., LEKHOLM U., ROCKLER B., BRANEMARK P.I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. oral Surg.*, Copenhagen, v.10, n.6, p.387-416, 1981.
3. ANARAC, C.B. *Porcelain art*. 2^a ed. London: Villemot, 1968. 128p.
4. ANUSAVICE, K. J. Propriedades mecânicas dos materiais. In:_____, *Phillip's Science of Dental Materials*. 8.ed., Guanabara-Koogan, 1998. Cap.3, p.36.
5. ARRUDA, J.J.A. Pré-História. In:_____. *História Antiga e Medieval*. 9^a ed. São Paulo: Ática. 1986. cap.1, p.29-40.

*De acordo com NBR 6023 de agosto de 1989 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas de periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

6. BERGMAN, M. *Cast titanium in dental constructions: Dpnova ab*, Malmö: Sweden, 1990. 32p.
7. BRECKER, S.C. Porcelain baked to gold - a new medium in Prosthodontics. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.6, n.6, p.801-810, 1956.
8. BROWN, D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. *Br. dent. J.*, London, n.182, p.393, 1997.
9. CAPUTO, A.A., DUNN, B., RESIBICK, M.H. A flexural method for evaluation of metal ceramic bond strength. *J. dent. Res.*, Washington, v. 56, n.12, p.1501-1506, 1977.
10. CERVEIRA NETTO, H. Introdução ao estudo das prótese totais imediatas. In:_____., *Prótese Total Imediata*. São Paulo: Pancast Editorial, 1987. cap.1, p.15-18.
11. CRAIG, R.G. et al. Cast and wrought base metal alloys. In:_____., *Restorative dental materials*. 10.ed.. Saint. Louis: Mosby, 1997. Cap.15, p.415-418.

12. GEGEL, H.L., HOCH, M. Alloy processing. In: _____., *Titanium science and technology*. New York: Plenum Press, 1973. cap.12, p. 923-931.
13. IDA, K., TAKEUCHI, M., TOGAYA, T., TSUTSUMI, S. Studies on the dental castings of titanium alloy. Part I. Casting of pure titanium. *J. Res. Soc. Dent. Mater. Appl.*, Cambridge, v.37, p.45-52, 1980.
14. IDA, K., TOGAYA, T., TSUTSUMI, S., TAKEUCHI, M. Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium and titanium alloys. *Dent. Mater. J.*, Ottawa , v.1, n.1, p.8-21, 1982.
15. JONES, T.K., HANSEN, C.A., SINGER, M.T., KESSLER, M.P. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.56, p.507-509, 1986.
16. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.49, p.832, 1983.
17. KERSHBAUM, T. *Atlas de prótese adesiva*. São Paulo: Santos, 1996. cap.18, p.181-190.

18. KIMURA, H., HORNING, C.J., OKAZAK, M.I. Oxidation effect on porcelain-titanium interface reaction and bond strenght. *Dent. Mat. J.*, n.9, p. 91-99, 1990.
19. LAUTENSCHLAGER, E. P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. dent. J.*, Guildford, v.43, p.245-253, 1993.
20. MENIS, D.L., MOSER, J.B., GREENER, E.H. Experimental porcelain compositions for aplication to cast titanium. *J. dent. Res.*, Washington. v.65, p.343, 1986. [Abstract, 1565]
21. PANG, I.C., GILBERT, J.L., CHAI. J., LAUTENSCHLAGER, E.P. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.73, n.1, p.17-25, 1995.
22. PROBSTER, L., MAIWALD, U., WEBER, H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur. J. oral Sci.*, Copenhagen, v.104, p.313-319, 1996.

23. RILEY, E.J. Ceramo-metal restauration - state of the science. *Dent. Clin. N. Am.*, Philadelphia, v.21, n.4, p.669-682, 1977.
24. SILVER, M., KLEIN, G., HOWARD, M.C. Platinum-porcelain restaurations. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.6, n.5, p.695-705, 1956.
25. TAGGART, V.H. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent. Cosmos*, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-1121, 1907.
26. TOGAYA, T., SUZUKI, M., TSUTSUMI, S., IDA, K. Na application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent. Mater.*, Washington, v.2, p. 210-219, 1983.
27. WANG, R.R., BOILE, A.M. A simple metod for inspection of porosity in titanium castings. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.70, p.275-276, 1993.
28. WANG, R.R., FENTON, A. Titanium for prosthodontics applications: a review of the literature. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, 1996.

29. YILMAZ, H. DINÇER, C. Comparison of the bond compatibility of titanium and na NiCr alloy to dental porcelain. *J. Dent.*, Oxford, v.27, p.215-222, 1999.

30. ZAVANELLI, R.A., HENRIQUES, G.E.P., FERREIRA, I., ROLLO, J.M.D.A. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v.84, n.3, p.274-279, 2000.

APÊNDICE

Valores originais da resistência de união obtidos durante o ensaio de flexão.

Quadro 8.1. - Valores originais da resistência de união para o grupo Pd-Ag / porcelana Duceram.

Corpo-de-prova	Não termociclados		Termociclados	
	Força (kgf)	Tensão (MPa)	Força (kgf)	Tensão (MPa)
1	0,996	43,412	1,056	46,027
2	1,199	52,260	1,060	46,201
3	1,154	50,299	1,132	49,340
4	1,064	46,376	0,989	43,107
5	1,050	45,766	1,068	46,550
6	1,216	53,001	0,914	39,838
7	1,114	48,555	1,146	49,950
8	0,959	41,799	0,911	45,983
9	1,048	45,678	1,062	46,289
10	1,208	52,652	1,055	39,707
Média	1,100	47,980	1,039	45,299

Quadro 8.2. - Valores originais da resistência de união para o grupo Ti c.p. / porcelana Vita Titankeramik.

Corpo-de-prova	Não termociclados		Termociclados	
	Força (kgf)	Tensão (MPa)	Força (kgf)	Tensão (MPa)
1	0,544	23,728	0,428	18,663
2	0,655	28,549	0,739	32,236
3	0,476	20,769	0,550	23,985
4	0,617	26,914	0,554	24,164
5	0,624	27,206	0,554	24,160
6	0,638	27,847	0,539	23,519
7	0,634	27,673	0,520	22,699
8	0,545	23,754	0,665	29,020
9	0,561	24,456	0,467	20,359
10	0,487	21,239	0,515	22,464
11	0,553	24,103	0,438	19,130
12	0,542	23,637	0,523	22,817
Média	0,573	24,990	0,541	23,601

Quadro 8.3. - Valores originais da resistência de união para o grupo Ti-6Al-4V / porcelana Vita Titankeramik.

Corpo-de-prova	Não termociclados		Termociclados	
	Força (kgf)	Tensão (MPa)	Força (kgf)	Tensão (MPa)
1	0,632	27,555	0,544	23,711
2	0,565	24,630	0,655	28,549
3	0,597	26,034	0,476	20,769
4	0,732	31,944	0,617	26,914
5	0,440	19,191	0,624	27,206
6	0,518	22,582	0,638	27,847
7	0,565	24,630	0,634	27,673
8	0,535	23,345	0,545	23,754
9	0,668	29,137	0,561	24,456
10	0,557	24,277	0,487	21,239
11	0,656	28,592	0,553	24,103
12	0,581	25,332	0,542	23,637
Média	0,587	25,604	0,573	24,988

Tabela 8.1. - Amostragem, médias, desvio padrão e coeficiente de variação dos para materiais e tratamento (termociclagem).

TRATAMENTO	N	MÉDIA	SOMA DOS QUADRADOS	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO (%)
Ti c.p. Não termociclado	12	24,990	6,7774	2,603	10,42
Ti c.p. Termociclado	12	23,602	14,7564	3,841	16,28
Ti-6Al-4V Não termociclado	12	25,605	11,3373	3,367	13,15
Ti-6Al-4V Termociclado	12	24,989	6,7815	2,604	10,42
Pd-Ag Não termociclado	10	47,980	15,8782	3,985	8,30
Pd-Ag Termociclado	10	45,300	12,0248	3,468	7,65

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: RESISTÊNCIA DE UNIÃO

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	CICLAGEM

Tabela 8.2. - Análise de variância para termocilagem, materiais e interação materiais X termociclagem

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. > F
B	1	41,1536	41,1536	3,71	0,0586
A	2	6748,1557	3374,0778	304,37	<0,0001
B x A	2	11,7316	5,8658	0,53	0,5917
Resíduo	62	687,3048	11,0856		
TOTAL	67	7485,2293			

Coeficiente de variação: 10,66 %

Tabela 8.3. - Teste de Tukey para médias da resistência de união dos sistemas metalocerâmicos.

NOME	DIFERENÇA ENTRE MÉDIAS	LIMTES DE CONFIANÇA		5%
		menor	maior	
Pd-Ag/Duceram x Ti-6 ^{Al} -4V/Titankeramik	21,3433	18,9227	23,7639	***
Pd-Ag/Duceram x Ti c.p./Titankeramik	22,3439	19,9233	24,7646	***
Ti-6Al-4V/Titankeramik x Pd-Ag/Duceram	-21,3433	-23,7639	-18,9227	***
Ti-6Al-4V/Titankeramik x Ti c.p./Titankeramik	1,0007	-1,3073	3,3086	
Ti c.p./Titankeramik x Pd-Ag/Duceram	-22,3439	-24,7646	-19,9233	***
Ti c.p./Titankeramik x Ti-6 ^{Al} -4V/Titankeramik	-1,0007	-3,3086	1,3073	

D.M.S. 5%=3,39590

Médias seguidas por (***) diferem entre si ao nível de significância indicado.