



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE

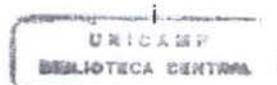
EDWIN FERNANDO RUIZ CONTRERAS

**AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS  
TOTAIS FUNDIDAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE  
PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO  
ANTES E APÓS A ELETROEROSÃO**

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

PIRACICABA

-2000-





UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDWIN FERNANDO RUIZ CONTRERAS

**AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS  
TOTAIS FUNDIDAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE  
PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO  
ANTES E APÓS A ELETROEROSÃO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, 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. Gelson Luis Adabo  
Prof. Dr. Mauro Antonio Arruda Nóbilo

Suplente:

Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

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

CPG, 26/03/04

PIRACICABA

-2000-

Assinatura do Orientador

### Ficha Catalográfica

C768a  
R859a

Contreras, Edwin Fernando Ruiz.  
Avaliação do desajuste marginal de coroas totais fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio antes e após a eletroerosão. / Edwin Fernando Ruiz Contreras – Piracicaba, SP : [s.n.], 2000.  
xvi, 118p. : 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. Adaptação. 5. Paládio. 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 20 de Janeiro de 2001, considerou o candidato EDWIN FERNANDO RUIZ CONTRERAS aprovado.

1. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

2. Prof. Dr. GELSON LUIS ADABO

3. Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

Dedico este trabalho,

**Deus**, fiel companheiro em todos os momentos;

Aos meus pais **Francisco** e **Maria**, em quem sempre procurei  
espelhar-me, pelo amor, honestidade, confiança e apoio;  
por ensinarem-me os melhores caminhos da vida;

Ao meu irmão **Edgard**, com quem compartilhei os  
melhores anos de minha vida;

Aos meus avós **Antônio** e **Manoel** (*em memória*)  
**Genoveva** e **Beatriz**, meus segundos pais;

As minhas tias **Silvia**, pela sua determinação e força  
de vontade na busca de seus ideais e **Rosa** pelo carinho;

A **Deborah**, que apoiou-me em todos os momentos,  
traduzindo na essência o significado da palavra amizade.

## Meus Agradecimentos Especiais

Meu agradecimento especial ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP, pelo privilégio de ter trabalhado junto. Pela convivência sempre muito agradável, respeito e orientação sensata, guiando-me em todos os momentos, ajudando-me a transpor os obstáculos encontrados durante os trabalhos;

Meu agradecimento especial à Prof. **Suely Ruiz Giolo**, do Departamento de Estatística da Universidade Federal do Paraná pelos ensinamentos, essencial contribuição na elaboração da análise estatística do trabalho e agradável convivência neste dois anos;



Meu agradecimento especial à **Fundação de Amparo à Pesquisa e ao Estudo do Estado de São Paulo – FAPESP**, que desde o início confiou em minha intenção, fornecendo todo o apoio financeiro à execução do trabalho (processo nº 99/03896-6).

## Meus Agradecimentos

Ao Prof. Dr. *Mauro Antônio Arruda Nóbilo*, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP – UNICAMP, pelo respeito e ensinamentos passados, um grande amigo;

Ao Prof. Dr. *Norberto Catanzarro Guimarães*, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da FOAr–UNESP, grande amigo e incentivador constante e por ter despertado em mim a paixão pela prótese;

À *Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP*, em nome da coordenadora do curso de pós-graduação *Prof. Dr. Altair Antoninha Del Bel Cury*, que me acolheu de braços abertos, dando-me o suporte necessário para o desenvolvimento do trabalho;

À *Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP*, em nome de todos os seus professores, funcionários e alunos, que sempre apoiaram-me na busca deste ideal, em especial ao professor doutor *Gelson Luis Adabo*;

Aos professores doutores da FOP – UNICAMP, *Marcelo Ferraz Mesquita*, *Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia*, *Luiz André Freire Pimenta* e *Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo*, pela amizade e contribuição no trabalho;

Aos técnicos: *Joselena Casati Lodi*, do laboratório de Prótese Parcial Removível da FOP – UNICAMP e *Marcos Blanco Cangiani*, da área de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, pela generosa colaboração durante o uso dos laboratórios;

A todos os colegas de pós-graduação pela agradável convivência, em especial aos amigos: *Zavanelli, Manoel, Juvenil, Bruno, Joane, Daniela, Frederico, Paulo, Viviane, Alysson, Mello e Liliana*;

A amiga *Juliana Moura* pelo auxílio na elaboração do *abstract*;

Aos amigos: *Fábio, Flávio, Adolfo, Gilberto, Antônio, Ana Augusta e Carla*, pessoas importantes em minha vida;

As bibliotecárias: *Heloisa Maria Ceccotti e Marilene Girello*, pela simpatia e correção das referências bibliográficas;

As secretárias *Érica Alessandra Pinho, Sônia Maria Lodello e Eliete Riguetto* pela eficiência e amizade;

Aos TPDs *Jorge Alcarde e Roberto*, pelo atendimento cordial, apoio técnico e valiosas informações transmitidas;

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para na elaboração deste trabalho.

## SUMÁRIO

<b>Capítulo</b>	<b>Página</b>
Lista de Abreviaturas e Símbolos	1
Resumo	5
<i>Abstract</i>	7
1. Introdução	9
2. Revisão de Literatura	15
3. Materiais e Métodos	55
4. Resultados	77
5. Discussão	85
6. Conclusão	93
Referências Bibliográficas	95
Anexo	101

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
%	Porcentagem
$\alpha$	Alfa
$\beta$	Beta
$^{\circ}$	Graus
$^{\circ}\text{C}$	Graus celsius
$^{\circ}\text{C}/\text{min}$	Graus celsius por minuto
$\pm$	Mais ou menos
$\mu\text{m}$	Micrometro
A	Ampere
AADR	<i>American Association for Dental Research</i>
Ag	Prata
Ag-Pd	Liga de prata e paládio
$\text{Al}_2\text{O}_3$	Óxido de alumínio
As	Arsênio
Al	Alumínio
Au	Ouro
Be	Berílio
C	Carbono
cal.cm/s	Caloria - centímetro por segundo
CAD-CAM	<i>Computer Aided Design- Computer Aided Manufacturing</i>
Co	Cobalto
Co.	Companhia
Co-Cr	Liga de cobalto e cromo
Com.	Comercial
Cu	Cobre
Cu-Al	Liga de cobre e alumínio
$\text{CuSO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$	Solução a base de sulfato de cobre
Dr.	Doutor
E.D.M.	<i>Electrical Discharge Machining</i>
E.U.A.	Estados Unidos da América
<i>et al.</i>	E outros (abreviatura de <i>et alli</i> )

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
Fe	Ferro
FeTiO <sub>3</sub>	ilmenita
FOAr	Faculdade de Odontologia de Araraquara
FOP	Faculdade de Odontologia de Piracicaba
g	Gramas
g/cm <sup>3</sup>	Gramas por centímetro cúbico
Ga	Gálio
GPa	Giga pascal
H	Hidrogênio
H <sub>2</sub> O	Molécula de água
H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	Ácido Sulfúrico
IADR	<i>International Association for Dental Research</i>
Ind.	Indústria
kg	Quilograma
Kgf	Quilograma força
Kg/cm <sup>2</sup>	Quilograma por centímetro quadrado
kgf/cm <sup>2</sup>	Quilograma força por centímetro quadrado
Ltda	Limitada
Mg	Magnésio
MgO-A <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Óxido de magnésio – Óxido de Alumínio
min	Minuto
mL	Mililitro
mm	Milímetro
Mn	Manganês
Mo	Molibdênio
MOD	Mésio-ocluso-distal
MPa	Mega pascal
N	Nitrogênio
n	Número
Nb	Nióbio
NBR	Norma brasileira de referências
Ni	Níquel
Ni-Cr	Liga de níquel e cromo
O	Oxigênio
p.	página
Prof.	Professor
Pd	Paládio

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
Pd-Ag	Liga de paládio e prata
pH	Potencial hidrogeniônico
PVC	Polivinil cloreto
RJ	Rio de Janeiro
RMF	Restauração metálica fundida
RS	Rio Grande do Sul
S/A	Sociedade anônima
s	Segundos
SC	Santa Catarina
Si	Silício
Sn	Estanho
SP	São Paulo
.STL	Stereolithography
Ta	Tântalo
Ti	Titânio
Ti-6Al-4V	Sistema titânio-alumínio-vanádio
Ti-15V	Liga de titânio e vanádio
Ti-20Cu	Liga de titânio e cobre
Ti-30Pd	Liga de titânio e paládio
Ti c.p.	Titânio comercialmente puro
TiO <sub>2</sub>	Dióxido de titânio
TPD	Técnicos em prótese dental
U	Urânio
UCLA	Universidade da Califórnia – Câmpus de Los Angeles
UNESP	Universidade Estadual Paulista
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
V	Vanádio
VHN	Vickers hardness number (número de dureza vickers)
x	vezes
Zn	Zinco



## RESUMO

O titânio e a liga titânio-alumínio-vanádio têm se tornado interessantes substitutos às ligas nobres, semi-nobres e básicas devido às características de biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades mecânicas satisfatórias. Entretanto, a difícil fundição pode acarretar margens cervicais incompletas, fazendo com que o propósito deste estudo fosse: avaliar o ajuste marginal de coroas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio; avaliar a efetividade da eletroerosão na redução do desajuste marginal; comparar os resultados obtidos, antes e após a eletroerosão, com os obtidos com coroas em paládio-prata. Dentes bovinos com preparos padronizados foram moldados pela técnica da dupla-mistura para obtenção de troquéis em gesso, sob os quais foram confeccionadas 45 coroas, sendo divididas em 3 grupos (paládio-prata, titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio). O processo de eletroerosão foi usado no refinamento marginal das coroas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio. O desajuste marginal foi medido em microscópio mensurador, antes e após a eletroerosão. Na análise estatística dos resultados utilizou-se os testes de Kruskal-Wallis e t-Student. Os valores médios de desajustes marginais encontrados foram: liga de paládio-prata (45,2 $\mu$ m); titânio comercialmente

puro antes (83,9 $\mu$ m) e após (50,6 $\mu$ m) a eletroerosão; liga titânio-alumínio-vanádio antes (50,8 $\mu$ m) e após (24,5 $\mu$ m) a eletroerosão. Concluiu-se que: as coroas em liga paládio-prata apresentaram-se com menor desajuste marginal logo após a fundição, sendo diferente estatisticamente somente das fundidas em titânio comercialmente puro; as coroas em titânio-alumínio-vanádio, após a eletroerosão, foram significativamente melhores que as obtidas em titânio comercialmente puro e liga de paládio-prata; a redução do desajuste marginal com a eletroerosão foi igualmente significativa em ambos os grupos.

## ABSTRACT

Titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy became interesting replacement for the existing alloys, due to their advantageous features, such as excellent biocompatibility, corrosion resistance and desirable mechanical properties. However, the cast difficult can resulting in margins of the crowns less complete. The proposition of this study was: to evaluate the marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloys cast crowns; to evaluate the effectiveness of the spark erosion process in the decrease of unfitted margins; to compare the results obtained in both metals, before and after the spark erosion process, with the ones obtained in palladium-silver alloy cast crown. Double-mix impressions were taken from a standard prepared bovine teeth to obtain stone die, on the ones which were made 45 crowns, divided to 3 groups (palladium-silver, commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium). The spark erosion process was used for marginal refining of the commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast crowns. The marginal unfit was measured with a microscope before and after the spark erosion process. In the statistical analysis of the results the Kruskal-Wallis and t-Student tests were used. The mean values of marginal unfit were: to palladium-silver alloy (45,2 $\mu$ m); to commercially pure titanium

before (83,9 $\mu$ m) and after (50,6 $\mu$ m) the spark erosion process; to titanium-aluminum-vanadium before (50,8 $\mu$ m) and after (24,5 $\mu$ m) the spark erosion process. It was concluded: palladium-silver alloy cast crowns were statistically better than ones cast in commercially pure titanium, before the spark erosion; titanium-aluminum-vanadium alloy cast crowns were statistically better than ones cast in palladium-silver alloy and commercially pure titanium, after the spark erosion process; the decrease of the unfitted marginal of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast crowns after the spark erosion process obtained was significant for both metals.

## 1 – INTRODUÇÃO

O advento da técnica da cera perdida e a inclusão em revestimento, tornou possível a confecção de extensas restaurações protéticas fundidas em Au (TAGGART, 1907). Embora a técnica apresentasse limitações em relação à adaptação marginal da peça devido a erros inerentes às diversas fases, esta tornou-se sucesso imediato. Entretanto, o elevado preço relativo do Au propiciou o desenvolvimento de ligas alternativas compostas por metais semi-nobres e básicos que mantivessem as propriedades desejáveis a custo mais acessível (WEBER & FRANK, 1993; LEONG et al., 1994.).

Embora exista uma grande variedade de metais e ligas alternativas, ainda não se conseguiu um substituto ideal para as ligas áureas. Dentre todas as opções, nenhuma outra despertou tanta atenção nos últimos anos quanto o Ti e ligas derivadas (PARR *et al.*, 1985; TAIRA *et al.*, 1989; BERGMAN *et al.*, 1990; BOENING *et al.*, 1992; LEONG *et al.*, 1994; WANG & FENTON, 1996). O Ti foi descoberto no ano de 1795 pelo químico alemão Klaproth. No entanto, somente por volta de 1895 é que se produziu o metal a 98-99% de pureza (titânio comercialmente puro - Ti c.p.).

Como elemento químico puro é descrito na tabela periódica com o número atômico 22 e peso atômico 47,9 (PARR, *et al.*, 1985; CRAIG *et al.*, 1997).

Desde os anos 50, o Ti e suas ligas vêm sendo utilizados pela indústria aeroespacial e naval, por combinar propriedades como alta resistência mecânica e baixo peso específico, possibilitando ótima relação resistência/peso (LUCAS & LEMONS, 1992; WANG & FENTON, 1996). Na Odontologia, tem recebido grande atenção devido a excelente biocompatibilidade e propriedades químicas, físicas e mecânicas satisfatórias, tornando-se o metal de eleição para implantes aloplásticos (WANG & FENTON, 1996). A baixa condutibilidade térmica, baixo custo relativo e o fato de permitir a identificação de vazios e outras irregularidades nas fundições mediante exames radiográficos, tornaram-no vantajoso para o uso em prótese dental (BOENING *et al.*, 1992; WALTER, 1994; NAKAJIMA & OKABE, 1996).

Embora possuam propriedades mecânicas desejáveis, o Ti e suas ligas apresentam desvantagens para a fundição odontológica convencional (TAIRA *et al.*, 1989, DESCHAUMES *et al.*, 1997). A fundição é dificultada por fatores como baixa densidade, alta temperatura de fusão e alta reatividade química em temperaturas elevadas - acima de 800°C - (IDA

*et al.*, 1980; BERGMAN *et al.*, 1990; CRAIG *et al.*, 1997), tornando-se necessário o desenvolvimento de sistemas de fundição que utilizem vácuo e gás argônio (TAIRA *et al.*, 1989; NAKAJIMA & OKABE, 1996).

O Ti pode ser combinado com uma ampla variedade de elementos para formar ligas. Dentre a diversas combinações, a liga Ti-6Al-4V vem sendo a mais utilizada em Odontologia por apresentar determinadas propriedades físicas e mecânicas superiores às do Ti c.p. (PARR *et al.*, 1985; LUCAS & LEMONS, 1992; SYVERUD, *et al.*, 1995). Esta liga apresenta maior resistência à flexão (890 MPa contra 390 MPa do Ti c.p., respectivamente), dureza (350 VHN contra 160 VHN, respectivamente), coeficiente de expansão térmica ( $1,8 \times 10^{-6}$  °C contra  $11,4 \times 10^{-6}$  °C, respectivamente) (WANG & FENTON, 1996), limite de escoamento de 0,2% (830 MPa contra 550 MPa, respectivamente) e resistência a fadiga (ZAVANELLI *et al.*, 2000). Entretanto relata-se ser inferior em relação à capacidade de reproduzir as margens cervicais das coroas, que tendem a se apresentar menos adaptadas, além de possuir maior tendência à inclusão de defeitos durante o processo de fundição (SYVERUD *et al.*, 1995).

Embora o Ti e suas ligas pareçam substitutos à altura das ligas nobres sob os aspectos abordados, suas características não suprem a deficiência em relação ao ajuste marginal de restaurações fundidas quando comparadas às ligas áureas. Uma das alternativas para contornar o problema é a confecção das coroas por meio de um processo preciso de usinagem mecânica, a eletroerosão (ANDERSSON *et al.*, 1989).

A tecnologia da eletroerosão tem sido utilizada pela indústria desde a década de 40 (PARR *et al.*, 1985). Entretanto, somente em 1982 a tecnologia foi adaptada à Odontologia (VAN ROEKEL, 1992b), sendo utilizada na fabricação de encaixes de precisão (SCHMITT & CHANCE, 1995; EVANS, 1997), coroas metalocerâmicas (ANDERSSON *et al.*, 1989; KARLSSON, 1993; LEONG *et al.*, 1994; BERG, 1997), próteses parciais fixas e coroas unitárias sobre implantes (TAIRA *et al.*, 1989) e infra-estruturas de próteses parciais removíveis (RÜBELING & KREYLOS, 1984). Ao mesmo tempo, tem sido usada na correção de imprecisões de próteses sobre implantes e eliminação de irregularidades ocorridas no processo de fundição de componentes fundidos do tipo UCLA, através de um refinamento das margens cervicais.

O processo de eletroerosão consiste da remoção de metal da superfície interna da restauração, através de descargas elétricas que causam “microerosões” na peça em questão (SCHMITT *et al.*, 1995). As descargas originam-se do contato entre duas superfícies metálicas: a estrutura da peça protética e o modelo metalizado/análogo metálico do implante, até que se obtenha um íntimo ajuste entre as partes. (RÜBELING & KREYLOS, 1984; ANDERSSON *et al.*, 1989; VAN ROEKEL, 1992a; VAN ROEKEL, 1992b; WEBER & FRANK, 1993; LEONG *et al.*, 1994; SCHMITT *et al.*, 1995; SCHMITT & CHANCE, 1995; EVANS, 1997).

Entretanto, quanto a eficácia da eletroerosão em melhorar o ajuste das margens cervicais das restaurações metálicas a base de titânio, constata-se a existência de controvertidas opiniões: há autores que confirmam a sua eficácia (ANDERSSON *et al.*, 1989; VAN ROEKEL, 1992a; VAN ROEKEL, 1992b; WEBER & FRANK, 1993), enquanto outros, não obtiveram diferenças significativas com o uso do processo (LEONG *et al.*, 1994).

Apesar de nos últimos anos um número crescente de trabalhos estarem direcionados ao estudo das particularidades da fundição do titânio – comparações entre os sistemas de fundição e aperfeiçoamento

das técnicas de fundição – pode-se afirmar que este é um campo pouco explorado, principalmente quando considera-se que apenas 12% das pesquisas com titânio na Odontologia, voltam-se para estas particularidades (NAKAJIMA & OKABE, 1996). Como estudos sobre o método de correção de desajustes marginais de coroas em Ti c.p. utilizando-se a eletroerosão pouco acrescentam às estatísticas, não havendo, sequer, menção sobre sua efetividade nas fundições em liga Ti-6Al-4V, objetivou-se neste estudo:

1. Avaliar o desajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V.
2. Avaliar a efetividade da eletroerosão na redução do desajuste marginal em coroas fundidas em Ti c.p. e em liga Ti-6Al-4V;
3. Comparar os resultados obtidos, antes e após a aplicação da eletroerosão, com os obtidos em coroas fundidas em liga Pd-Ag.

## **2 – REVISÃO DA LITERATURA**

TAGGART, em 1907, introduziu o método da cera perdida e inclusão em revestimento para confecção de restaurações indiretas, sendo considerado um marco histórico na Odontologia, pois a partir deste momento, tornou-se possível a confecção de extensas restaurações protéticas fundidas em Au. Confeccionou-se um padrão de cera ajustado diretamente na boca do paciente. O padrão foi eliminado por calor e uma máquina desenvolvida pelo próprio autor realizava a fundição da liga de Au utilizando-se um maçarico gás-ar e a injetando-a no molde de revestimento por pressão de ar. Levantou-se duas hipóteses: 1) que a pressão exercida pela máquina sobre a liga até o resfriamento evitava a contração do Au ou; 2) a expansão do molde aquecido compensaria tal fenômeno permitindo assim a confecção de restaurações adaptadas, demonstrando os conhecimentos sobre o fenômeno de redução volumétrica sofrido pelos metais após serem solidificados em temperaturas ambientes. Ressaltou-se ainda vantagens do novo método, como a diminuição do tempo e a possibilidade de confecção de peças extensas.

MUENCH & MALUF, em 1973, avaliaram as alterações dimensionais ocorridas em RMF Classe I e coroas totais em função de seus diâmetros e orientação no anel de fundição. Relataram a constante busca por novas técnicas e materiais, bem como o aperfeiçoamento de ambos. Segundo os autores, a precisão da adaptação de restaurações fundidas dependia dos materiais utilizados (cera, revestimento, liga) e de criteriosas técnicas de fundição. Demonstrou-se que as irregularidades superficiais interferiam no ajuste das fundições, sendo que em classe I, as irregularidades atuam como se no processo de fundição houvesse ocorrido maior expansão, enquanto que em coroas, como se tivesse ocorrido expansão insuficiente.

VALERA, em 1976, verificou a adaptação de coroas totais fundidas em Au tipo III a partir de 3 tipos de padrões de fundições: 1) cera; 2) resina acrílica quimicamente ativada e; 3) mistos (cera + resina). Confeccionou-se um troquel metálico usinado em aço inoxidável, com as seguintes características: preparo para coroa total, ombro gengival de 1mm de largura, 7 mm de diâmetro próximo ao ombro, 6mm na face oclusal e expulsividade axial de 5°. Foram construídos 60 padrões de fundições, incluídos em revestimento fosfatado e fundidos. A leitura da adaptação cervical foi feita em 4 pontos num microscópio comparador, depois do

conjunto troquel/coróa ter sido submetido a uma carga estática de 9Kgf durante 1min. Concluiu-se que as coroas totais fundidas apresentavam medidas de desajustes marginais diferentes, de acordo com o tipo de padrão de fundição empregado, sendo que os melhores resultados foram obtidos com padrões mistos (cera + resina).

Em 1978, EAMES *et al.*, estudaram várias técnicas para melhorar a adaptação de fundições. Para isso, utilizaram dentes humanos com preparos típicos para coroas totais e “inlays”. Concluiu-se que nenhuma fundição adaptava-se perfeitamente ao dente preparado ou ao troquel e a possibilidade de uma completa adaptação era muito variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos em sua confecção.

Em 1980, IDA *et al.*, avaliaram as propriedades do Ti e de suas ligas, avaliando suas aplicações na Odontologia. Relataram como grande desvantagem para fundições odontológicas, o fato do Ti apresentar fundição dificultada, em virtude da alta reatividade química com O em temperaturas elevadas, reação com o cadinho e facilidade de oxidação. Na busca para facilitar os trabalhos com este metal, foi desenvolvido um novo equipamento de fundição para Ti a base de pressão de gás argônio e vácuo

denominado "Castmatic". Foram investigadas algumas propriedades do Ti c.p. e suas ligas fundidas neste equipamento, como por exemplo, temperatura de fusão, fluidez, manchamento, resistência mecânica e dureza. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas e a fluidez do Ti c.p. foram semelhantes às apresentadas pelas ligas de Co-Cr e Ni-Cr, assim pôde-se indicar a utilização de coroas e próteses parciais fixas fundidas em Ti e em algumas de suas ligas.

PORTO, em 1982, estudou a adaptação marginal em preparos do tipo MOD e coroa total. Foram utilizados dois troquéis metálicos, um para cada tipo de preparo citado anteriormente, sobre os quais foram confeccionadas 60 restaurações fundidas em Au e Cu-Al utilizando-se um maçarico com mistura de gás/oxigênio. Para a leitura do desajuste marginal, o conjunto foi submetido a uma carga estática de 9kgf durante o período de 1min e levados a um microscópio comparador. O autor concluiu que os materiais apresentaram diferentes desajustes, sendo que a liga de Au obteve melhores valores comparadas aos da liga de Cu-Al.

Em 1984, MUENCH *et al.*, analisaram a influência da granulação das partículas de revestimento no ajuste de RMF classe I e coroas totais. Foi utilizada uma liga experimental com 40% de Au e 8% de

Pd e três tipos de revestimento: Excelsior (S.S. White), Higroterm (Polidental) e Cristobalite (Kerr). Concluíram haver irregularidades nas superfícies das fundições, sendo tanto maiores, quanto maiores fossem as partículas do revestimento.

O equipamento de eletroerosão já vinha sendo utilizado em outras áreas a mais de 50 anos, mas devido ao tamanho e elevado custo inviabilizava o uso em laboratórios odontológicos. Contando com auxílios externos, RÜBELING & KREYLOS, em 1984 desenvolveram na Alemanha um aparelho de eletroerosão adaptado para laboratórios odontológicos e a partir deste momento começaram a realizar trabalhos protéticos. Estudou-se a aplicação deste equipamento em próteses parciais removíveis abrangendo todas as suas variações, concluindo que a eletroerosão poderia ser utilizada com sucesso não apenas em próteses parciais removíveis convencionais, mas também em próteses parciais removíveis com retenção friccional, próteses parciais removíveis associadas à próteses parciais fixas com sistema de encaixe do tipo macho/fêmea, coroas unitárias ou esplintadas e próteses parciais removíveis com conector do tipo barra.

PARR *et al.*, em 1985, advogaram que o titânio vinha sendo estudado a vários anos por determinadas áreas industriais, tais como, engenharia de turbinas, indústria aeroespacial, naval e na fabricação de tintas. Entretanto, suas informações ainda não estavam ao alcance da literatura odontológica. O Ti como elemento puro, foi descrito na tabela periódica com número atômico 22 e peso atômico de 47,9, sendo o nono metal mais abundante na crosta terrestre e o quarto dentre os metais estruturais, seguindo-se ao Al, Fe e Mg. Relatou-se que entre 5 a 10% do Ti extraído – rutilo ou ilmenita – destinava-se ao uso em forma de metal, sendo a grande maioria convertido em forma  $TiO_2$  usado pelas indústrias de tintas. Quando elevado a  $882^{\circ}C$ , este metal sofria mudanças cristalográficas em sua estrutura. Comentou-se o fato do elemento Ti dissolver vários outros elementos para formar ligas, entre eles, Ag, Al, Cu, Fe, Ga, U, As, V e Zn. A adição de elementos, como o C, O, N e Fe causam alterações nas propriedades mecânicas do Ti c.p. A liga Ti-6Al-4V vem sendo a mais empregada para fins odontológicos, sendo que o Al funciona como  $\alpha$ -estabilizador e o V como  $\beta$ -estabilizador. Relatou-se ainda, que em odontologia a principal aplicação do metal referia-se aos implantes, devido a excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão.

SCHWARTZ, em 1986, revisando a literatura, relatou e discutiu métodos e técnicas para melhorar o ajuste marginal de restaurações fundidas. Desajustes marginais médios entre 10 $\mu$ m e 160 $\mu$ m foram considerados clinicamente e radiologicamente aceitáveis. Os métodos que poderiam ser utilizados para melhorar o ajuste marginal foram: enceramento em excesso nas margens dos padrões em cera; remoção da superfície interna dos padrões; alívio interno das restaurações fundidas por meio de jateamento abrasivo; usinagem interna com fresas; canais oclusais de escape para excessos de cimentos; dispositivos para aplicar e manter a força de cimentação; alívio interno dos padrões em cera por meio de espaçadores de troqueis.

Segundo ANDERSSON *et al.*, em 1989, a técnica da eletroerosão associada com os métodos de fundição tradicionais, como a técnica da cera perdida por exemplo, não conseguiram eliminar certos erros ou desajustes surgidos durante a fabricação das restaurações metálicas, portanto buscou-se outras técnicas que pudessem atingir este objetivo. Estes autores desenvolveram um novo método para fabricação de coroas e *copings* metálicos a base de Ti c.p., onde associaram o uso da eletroerosão com a duplicação mecânica dos modelos - CAD-CAM. Após o vazamento dos troqueis em gesso pedra, estes foram duplicados mecanicamente em

material refratário, sobre os quais foram fabricados os *copings* em Ti c.p. Os *copings* foram submetidos ao processo de eletroerosão a fim de se conformar a superfície interna, melhorando o ajuste marginal. Este trabalho consistiu num estudo clínico iniciado em 1986 com 205 coroas em Ti c.p. fabricadas da forma descrita acima. As coroas foram cimentadas sobre os preparos em dentes vitais ou sobre complexos pino/núcleo em Au tipo III. No momento da cimentação estas coroas foram examinadas por 4 especialistas em prótese dental calibrados. Avaliaram 3 características: superfície e cor; forma anatômica e integridade marginal. Após um ano, os pacientes foram chamados novamente e 187 coroas foram reavaliadas pelos mesmos especialistas. Os resultados obtidos em 1 ano de estudo foram bastante promissores nas 3 características analisadas: superfície e cor (96,8% excelente ou satisfatória); forma anatômica (98,9% excelente ou satisfatória) e integridade marginal (99,5% excelente ou satisfatória). Concluiu-se que a associação destas técnicas pode-se evitar erros provindos da fase de enceramento, do revestimento e da fundição convencional. Entretanto, alertam que o período analisado é pequeno e outros trabalhos devem ser realizados.

TAIRA *et al.*, em 1989, realizaram um estudo das propriedades mecânicas, estruturas metalúrgicas e resistência à corrosão

do Ti fundido e 4 ligas a base de Ti (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd). Outras propriedades vantajosas do metal foram citadas, como: excelente biocompatibilidade, baixo custo comparado a metais nobres e semi-nobres, baixo peso específico e adequada resistência mecânica. Hastes de meia polegada de Ti c.p. e ¼ polegada de Ti-6Al-4V foram obtidas (Kobe), seccionadas em várias partes de 10mm de comprimento e fundidas em atmosfera de gás argônio em formatos de lingotes. Estes foram obtidos de forma semelhante para as demais ligas. A máquina de fundição utilizada foi a “Castmatic” (Iwatani) que utilizava o sistema de pressão e vácuo proposto por Waterstrat, em 1977. Este equipamento era composto por duas câmaras, cujo a superior era utilizada para fusão da liga sob atmosfera inerte de gás argônio e a inferior era utilizada para fundição sob vácuo. A câmara superior continha ainda um cadinho de Cu e um eletrodo de tungstênio. Todo o procedimento era automático com duração de 2 a 3 minutos. O módulo de elasticidade e a resistência à tração foram determinados pelo monitoramento do esforço e alongamento dos corpos-de-prova, sendo que, após o polimento foi analisada a dureza Vickers dos discos. Soluções salinas com pH=3 e pH=7 foram utilizadas para os testes de corrosão eletroquímica durante 30 minutos. Os resultados observados demonstraram que o Ti c.p. apresentou propriedades mecânicas semelhantes a do Au tipo IV enquanto as ligas Ti-6Al-4V e Ti-15V

apresentaram propriedades similares as das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, exceto o módulo de elasticidade. O Ti é um metal que possui alta reatividade química com O em temperaturas acima de 600°C, a incorporação de outros elementos metálicos a sua estrutura poderia reduzir sua reação com o revestimento melhorando ainda mais algumas das suas propriedades. O Ti pode apresentar-se em 3 fases distintas: fase  $\alpha$  (estrutura hexagonal compacta) fase  $\beta$  (estrutura cúbica de corpo centrado) e fase alfa-beta (associação de ambas). A temperatura ambiente o Ti c.p. apresentava-se na fase  $\alpha$  e quando era aquecido a altas temperaturas (882°C) sofria uma transformação cristalográfica em sua estrutura passando para a fase  $\beta$ . Os elementos metálicos adicionados ao Ti c.p. atuavam como estabilizadores destas fases elevando ou diminuindo as temperaturas de transformação. Al e O são  $\alpha$ -estabilizadores enquanto o V, Cu e o Pd são  $\beta$ -estabilizadores. Os pontos de fusão do Ti c.p. (1720°C), da liga Ti-6Al-4V (1650°C), e da liga Ti-15V (1660°C), estavam além dos pontos de fusão das demais ligas utilizadas em fundições odontológicas. O baixo módulo de elasticidade era ideal para os grampos de próteses parciais removíveis ou para a ortodontia. Os resultados apresentados foram bastantes promissores, mas outros estudos ainda se faziam pertinentes.

Segundo BERGMAN *et al.*, em 1990, após o aumento do preço do Au, houve um interesse muito grande por parte dos pesquisadores em encontrar um substituto satisfatório para as ligas que continham alto teor de Au. Afirmou-se que o Ti despertou o maior interesse dos pesquisadores, por ser bem tolerado em ambientes biológicos, apresentar alta resistência à corrosão, baixo custo relativo e sucesso comprovado em implantodontia. A grande desvantagem deste metal estava relacionada com o processo de fundição que era agravado pelo alto ponto de fusão, baixa densidade e alta reatividade química, principalmente com O em elevadas temperaturas. Na tentativa de solucionar ou minimizar estes entraves, novos métodos foram introduzidos na Odontologia, entre eles o método da eletroerosão e o sistema Procera. Com base nisso, os autores realizaram um estudo clínico de coroas de Ti confeccionadas pela associação dos métodos citados. Foram avaliadas três características: superfície/cor, forma anatômica e integridade marginal em 167 coroas de 124 pacientes. Os resultados mostraram que a maioria das coroas estavam satisfatórias em relação a superfície/cor e forma anatômica (90,4% e 93,4% respectivamente) após 2 anos de acompanhamento. Em relação a integridade marginal todas as coroas apresentaram-se satisfatórias (100%), sendo comparadas às fundidas em Au. Concluíram que o método utilizado para a fabricação das coroas de Ti tinha um grande potencial para o futuro.

PETERSEN & ASMUSSEN, em 1991, relataram que a adaptação marginal de restaurações fundidas sobre os dentes preparados podia ser considerada um fator determinante no sucesso dos tratamentos odontológicos. Avaliaram a distorção de sete materiais de moldagem utilizados pela técnica da dupla-mistura. A técnica descrita consistia na utilização de dois materiais de consistência diferente, cuja moldagem preliminar foi feita com material de consistência densa e a moldagem final com material de consistência leve, preenchendo a região aliviada após a primeira moldagem. Concluíram que todos os materiais de moldagem sofreram pequenas distorções por esta técnica.

BLACKMAN *et al.*, em 1992, investigaram o desajuste marginal de *copings* fundidos em Ti c.p. e a geometria dos preparos. Foram confeccionados 20 *copings* fundidos com término em chamfro de 45° na vestibular e ombro de 90° na lingual, altura de 7,5mm, redução axial de 1,5mm e ângulo de convergência oclusal de 8°. As medidas de desajuste marginal foram feitas com auxílio do microscópio e aumento de 50 vezes. As conclusões obtidas foram: *copings* fundidos em Ti c.p. podem apresentar adaptação marginal aceitável; melhores técnicas de fundição e/ou revestimentos refratários para Ti eram necessários para obtenção de

próteses com margens mais adaptadas, recomendando novos estudos, inclusive clínicos.

LUCAS & LEMONS, em 1992, realizaram um estudo sobre a biodegradação dos materiais utilizados em restaurações dentais, dando ênfase na resistência à corrosão. O trabalho foi dividido em dois grupos: ligas nobres/semi-nobres (Au/Pd/Ag) e ligas básicas (Cu/Ni/Co/Ti). As ligas a base de Pd e Ag-Pd possuíam várias aplicações dentro da Odontologia, dentre elas, restaurações metalocerâmicas, inlays, onlays, coroas, próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e diversos tipos de componentes fundidos para implante. Foram desenvolvidas para substituir as ligas a base de Au, tendo como vantagens: menor custo e manutenção de algumas propriedades físicas/mecânicas das ligas nobres. Os autores avaliaram que as ligas com maiores teores de Pd e menores de Ag foram mais resistentes a oxidação por sulfetos e à corrosão. O Ti c.p. e as ligas a base de Ti foram os materiais de escolha nos casos de implantes dentais e recentemente também encontraram aplicações em diversos tipos de próteses e coroas individuais. A liga mais utilizada em Odontologia é a Ti-6Al-4V. O Ti é um dos biomateriais mais resistentes à corrosão, isto ocorria devido a formação de uma camada de óxidos inerte que fornecia ao metal resistência à corrosão sobre condições estáveis. Relataram ainda, os

efeitos da corrosão galvânica nos casos onde foram utilizadas associações de diferentes metais no meio bucal e citaram como exemplo os casos de próteses e coroas sobre implantes, sugerindo a fabricação destas em metais que não formassem correntes galvânicas com o Ti (Co, por exemplo) ou no próprio Ti.

A eletroerosão era utilizada em diversos tipos de próteses, inclusive nas próteses parciais fixas associadas às próteses parciais removíveis sobre implante, como foi descrito por VAN ROEKEL, em 1992a. Demonstrou-se em detalhes a confecção deste tipo de prótese tanto na fase clínica como na fase laboratorial, discutindo o uso da eletroerosão no auxílio a obtenção de assentamento passivo nas infra-estruturas com sistema de retenção barra/clipe. Constatou-se que a eletroerosão vinha sendo utilizada em outros tipos de indústria há muitos anos, mas somente em 1982 foi introduzida na Odontologia e definiu-se o processo como sendo a remoção de micro porções da restauração metálica por meio de descargas elétricas em um meio contendo líquido dielétrico sob condições rigorosamente controladas e afirmou-se que este procedimento poderia ser realizado tanto em metais puros como em ligas derivadas destes. As desvantagens citadas foram o custo do equipamento e o fato dele requerer muita atenção e cuidado durante a execução dos procedimentos

laboratoriais para que o sucesso fosse alcançado. Concluiu-se que a fabricação deste tipo de prótese foi um bom exemplo da adaptação da tecnologia industrial para o uso odontológico com sucesso.

Em seu trabalho de revisão de literatura, em 1992b, VAN ROEKEL apresentou e discutiu as aplicações do equipamento E.D.M., utilizado para a aplicação do processo de eletroerosão em Odontologia. Relatou-se que a idéia da utilização de faíscas elétricas surgiu da observação de raios no céu e dos estudos de Sir. Priestly sobre o fenômeno da descarga elétrica e seus efeitos erosivos nos metais condutores. Este aparelho começou a ser usado na década de 50 após a primeira Guerra Mundial na Rússia pelos irmãos Lazerenko, mas foi apenas a partir da década de 80 com o auxílio de novas tecnologias computadorizadas que este tornou-se mais preciso. A natureza exata do processo de eletroerosão ainda não era bem conhecida, mas o autor definiu-a como sendo um processo no qual havia remoção de metal da superfície interna através de descargas elétricas que causavam “erosões” na superfície da peça em questão. Todo o procedimento era realizado sob um meio líquido (líquido dielétrico) cuidadosamente controlado. Este meio atuava como isolante, condutor, refrigerador e depósito dos resíduos gerados pelas descargas elétricas (faíscas). Estas eram aplicadas entre as

duas superfícies (estrutura metálica e análogo metálico) até que fosse obtido um íntimo ajuste da peça. O eletrodo utilizado poderia ser de metal ou de grafite e, vários fatores influenciavam na sua escolha, como custo e resistência ao desgaste, entre outros. Foi verificado que o processo de eletroerosão não interferia nas porções estéticas das coroas, portanto, poderia ser utilizado mesmo após a aplicação da porcelana ou da resina. Discutiu-se sobre o sistema Procera introduzido pela Nobelpharma (Suécia) cuja fabricação de coroas em Ti eram feitas em associação com um processo computadorizado. As vantagens relatadas restringiram-se a associação das propriedades desejáveis do Ti com o processo de padronização dado pelo computador, cuja diferença básica para a técnica convencional era o fato dos *copings* não serem fundidos e sim, usinados. O preparo dental era muito semelhante ao convencional utilizado para coroas metalocerâmicas, sendo que apenas o término cervical não poderia conter biséis, podendo ser chanfro ou ombro. As vantagens destacadas foram: o fato do processo térmico não ter afetado a dureza do metal; as características adesivas da restauração metálica foram mantidas porque não houve contato durante a remoção do metal; a não utilização de fresas para ajuste da restauração metálica; não ocorrência de distorções na restauração metálica já que não houve geração de forças mecânicas, o que permitiu a utilização em estruturas de pequeno diâmetro com excelente

precisão; enquanto que a maior desvantagem relatada foi o fato do alto custo do equipamento impossibilitar o seu uso em larga escala.

A fusibilidade do Ti foi verificada por BESSING & BERGMAN, em 1992, utilizando-se de três diferentes equipamentos de fundição: Titaniumer (Ohara Co., Japão) que utiliza argônio/arco voltáico para fusão e injeção por centrifugação; Castmatic-S (Iwatani Co., Japão) e Cyclarc (J. Morita Europe, Alemanha) com fusão pelo mesmo princípio e injeção por fluxo de argônio (pressão/vácuo). O processo de fundição em Ti apresentou maiores dificuldades do que as normalmente encontradas nos processos tradicionais para fundição de Au e ligas de metais básicos, devido a reatividade do metal com O em altas temperaturas e baixo escoamento da liga. A utilização de equipamentos com atmosfera inerte e o enceramento com sobrecontorno dos padrões de fundição em cera com posterior usinagem interna e refinamento externo com fresas foram alternativas válidas para compensar estas desvantagens. Os valores médios de diâmetro de borda foram:  $60\mu\text{m}$  (18-182 $\mu\text{m}$ ) com a Titaniumer;  $59\mu\text{m}$  (18-102 $\mu\text{m}$ ) com a Castmatic-S e;  $53\mu\text{m}$  (5-108 $\mu\text{m}$ ) com a Cyclarc. Os valores médios e mínimos obtidos com os três equipamentos foram similares, entretanto considerando-se os valores máximos obtidos, as

diferenças foram significativas, sendo que a Cyclarc apresentou-se melhor do que os dois outros métodos.

BOENING *et al.*, em 1992, avaliaram: desajuste marginal; resistência adesiva dos componentes metalocerâmicos e; rugosidade da superfície erosionada antes e após a aplicação da porcelana. As moldagens para obtenção dos troquéis em gesso foram realizadas pela técnica da dupla-mistura com silicone polimerizado por reação de adição. Foram confeccionados *copings* em Ti pela técnica que associa a eletroerosão ao CAD-CAM. Relataram que o polimento de peças em Ti deveria ser realizado com os mesmos procedimentos e materiais usados para fundições em Au. Os resultados obtidos foram: 53  $\mu\text{m}$  "*in vitro*" e 69  $\mu\text{m}$  "*in vivo*". Após a aplicação da porcelana observaram aumento nestes valores, mas sem diferenças estatísticas significativas. Concluíram que o ajuste marginal foi satisfatório.

Em 1993, KARLSSON realizou um trabalho onde verificou a adaptação marginal, axial e oclusal de coroas em Ti fabricadas pelo método Procera. O autor justificou a escolha do Ti, primeiro pelo menor custo comparado ao Au e segundo pela excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas favoráveis. O método Procera foi escolhido

visando eliminar erros inerentes a técnica da cera perdida, revestimento e fundição das coroas metálicas. Foram confeccionadas 12 coroas de acordo com a padronização do sistema Procera através da duplicação de modelos, eletroerosão na superfície interna e fresagem na externa, com posterior recobrimento com porcelana. Silicone leve foi injetada dentro das coroas e estas foram posicionadas sobre os troqueis e dentes correspondentes, tendo assim a espessura da fenda entre as superfícies. Em relação a adaptação marginal foi considerada a menor distância entre a borda da coroa e a estrutura dental correspondente. A força de assentamento foi a pressão digital máxima. As medidas das discrepâncias foram feitas *"in vitro"* no modelo de gesso e *"in vivo"* diretamente sobre o dente antes da cimentação. Foram selecionados 4 pontos com 2 medições em cada ponto. Os resultados mostraram que a adaptação marginal das coroas de Ti foi superior e significativamente melhor do que as adaptações axiais e oclusais, sendo que nas três superfícies os resultados foram melhores no troquel do que no dente natural ( $60\mu\text{m}$  *"in vitro"* contra  $70\mu\text{m}$  *"in vivo"* em média). O autor sugeriu que esta diferença poderia estar relacionada com as dificuldades e limitações para este tipo de avaliação *"in vivo"*, concluindo que os resultados obtidos foram clinicamente aceitáveis.

Segundo WEBER & FRANK, em 1993, a partir da década de 30 iniciou-se uma nova fase na Odontologia, em especial na prótese, com a introdução das ligas de metais básicos para fundições odontológicas. Devido a algumas propriedades vantajosas, como baixa condutibilidade térmica, alta resistência e baixo custo, estas ligas começaram gradualmente a substituir as ligas com alto conteúdo de Au. Outra evolução importante nesta área ocorreu no ano de 1982, quando o aparato E.D.M., que era utilizado na indústria desde a década de 40, foi adaptado a Odontologia. Os autores descreveram este procedimento como sendo relativamente simples, onde a restauração metálica sofria microrrosões na porção interna em contato com o eletrodo sob proteção do líquido dielétrico, obtendo assim um ajuste mais íntimo da restauração ao preparo dental. Além da sua utilização para melhorar a adaptação marginal de coroas e próteses, foi descrito também seu uso em encaixes de precisão para próteses parciais fixas associadas às próteses parciais removíveis. Outro fator importante citado foi a formação da camada de óxido sobre o metal fundido, cuja a espessura desta dependia da composição do material de revestimento, tipo de liga utilizada e temperatura de fusão da liga e do molde. No caso do Ti, a espessura desta camada era de grande importância por ser a responsável pelas excelentes propriedades de biocompatibilidade e resistência à corrosão.

Em 1993, LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN descreveram propriedades, vantagens e desvantagens do Ti e suas ligas aplicadas em Odontologia. Em virtude do baixo peso específico, ótima relação resistência/peso, baixo módulo de elasticidade e excelente resistência à corrosão, o Ti e suas ligas vem sendo utilizados na indústria aeroespacial e naval desde a década de 50, quando ficou conhecido como “o metal maravilhoso”. O Ti é o nono metal mais abundante na crosta terrestre (0,63%), sendo milhões de vezes mais abundante do que Au e com processo de extração barato, entretanto não se encontra naturalmente em seu estado elementário e sim na forma de rutilio ( $TiO_2$ ) ou ilmenita ( $FeTiO_3$ ). Devido a excelente resistência à corrosão, biocompatibilidade em tecidos moles e duros, o Ti passou a ser utilizado como elemento de escolha para implantes aloplásticos substitutos de dentes naturais. Estas propriedades estavam relacionadas com a formação de uma camada de óxidos de Ti praticamente inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem. Muitas outras ligas de metais básicos, como as de Co-Cr, também formavam este tipo de camada, no entanto, não eram particularmente inertes aos ataques eletroquímicos. A composição natural, estrutura e espessura exata da camada de óxidos dependiam de vários fatores associados com a sua formação, como o tipo de procedimento utilizado (usinagem ou fundição), rugosidade superficial, resfriamento feito

durante o procedimento e processos de esterilizações. O Ti passava por transformação estrutural quando aquecido a 883°C, passando da fase  $\alpha$  (alfa) para a fase  $\beta$  (beta), onde permanecia até a sua fusão a 1672°C. Outros elementos podiam ser associados ao Ti no momento da fundição com o intuito de alterar suas propriedades, melhorando assim a performance em altas temperaturas, fusibilidade, resistência, solda e maleabilidade. Alguns destes elementos atuavam como estabilizadores de fases, como Al, Ga, Sn, C, O e N, que sozinhos ou associados estabilizavam a fase  $\alpha$ , enquanto V, Nb, Ta e Mo estabilizavam a fase  $\beta$ , a qual tendia ser maleável. O acabamento deveria ser feito com critérios pois o Ti era um mau condutor térmico (0,16 cal.cm/s contra 0,71 cal.cm/s do Au). O módulo de elasticidade era semelhante ao do Au tipo III (100 GPa e 90 GPa, respectivamente) mas ainda era 2 vezes maior do que o do esmalte dental (50 GPa) e 6 vezes maior do que o da dentina (14 GPa). O Ti passou a ser utilizado em prótese apenas nos anos 70, após os trabalhos de Waterstrat que desenvolveu um aparelho de fundição odontológica específico para o metal e suas ligas. Anos depois este aparelho foi aperfeiçoado e passou a ser chamado de "Castmatic" (Iwatani). As maiores dificuldades para fundições deste metal era o material de revestimento e o correto ciclo de queima deste, que deveria suportar o contato com a liga fundida a aproximadamente 1.700°C sem reagir, não sofrer aglomerações

e compensar as contrações sofridas pelo metal durante o resfriamento. O coeficiente de expansão térmico do Ti é relativamente baixo ( $8 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$ ). Segundo os autores, pesquisas adicionais ainda necessitavam ser realizadas para melhorar alguns pontos negativos, como a união com a porcelana e as técnicas de fundição, mas desde a década de 50, o material vem sendo referendado como o metal do futuro na área biomédica, com um futuro próximo brilhante na Odontologia.

LEONG et al., em 1994, realizaram um estudo laboratorial onde avaliaram o desajuste marginal de três tipos de coroas metálicas recobertas com porcelana: 1) em Ti fundido; 2) em Ti fresado, associando eletroerosão ao sistema Procera e; 3) em metal nobre como grupo controle. Relataram o aumento do uso de metais básicos em prótese buscando um material que pudesse substituir as ligas áureas com propriedades semelhantes. Dentre estes, o Ti foi destacado devido as suas excelentes propriedades biológicas, mecânicas, químicas e físicas, mas ressalvam a dificuldade da fundição deste metal por técnicas convencionais em virtude do alto ponto de fusão e alta reatividade com O em temperaturas elevadas. Visando minimizar este entrave, testaram a utilização da eletroerosão na fabricação dos *copings*. Para isso, foram confeccionados troqueis em gesso a partir de um modelo mestre metálico replicado de um dente com preparo

pronto para receber uma coroa metalocerâmica, com término marginal em chanfro medindo 1,5mm na vestibular, 1,0mm nas proximais e 0,5mm na lingual. Foram feitas 18 réplicas em gesso pedra, as quais foram divididas em 3 grupos de 6 réplicas cada (Grupo 1- *copings* em metal nobre; Grupo 2- *copings* em Ti c.p. feitas por meio de eletroerosão associadas ao sistema Procera; Grupo 3- *copings* em Ti c.p. fundidas). Para a fundição das coroas de Ti foi utilizada a máquina de fundição Tycast 3.000, Jeneric Pentron com ambiente de 1,4 kg/cm<sup>2</sup> de gás hélio. Os *copings* de Ti feitos pela técnica da eletroerosão foram fabricados utilizando o sistema Procera, enquanto que as coroas de Au foram fundidas pela técnica convencional. Os *copings* metálicos foram recobertos com porcelana de acordo com as indicações recomendadas pelo fabricante para cada material. A coleta de dados foi feita, por especialistas calibrados, em microscópio (Unitron TMS-4978, Unitron, Japan) com ampliação de 100x e sensibilidade de 2,5µm. Foram feitas três medidas de cada face do troquel (mesial, vestibular, distal, lingual) totalizando 360 medições. O grupo controle (metal nobre) apresentou médias de discrepâncias marginais em torno de 25µm que foi significativamente menor do que as médias apresentadas pelos grupos de Ti fabricado por eletroerosão e Ti fundido que foram respectivamente, 54µm e 60µm, entre estes dois grupos não houve diferenças significantes. Neste trabalho, os autores consideraram o critério proposto por McLean & Von

Fraunhofer para considerarem uma coroa aceitável ou não clinicamente. Por este critério, um desajuste de até 120 $\mu$ m pode ser considerado clinicamente aceitável. Com isso, concluiu-se que os três grupos apresentaram médias de discrepâncias clinicamente aceitáveis, mas deixaram uma ressalva, pois a variabilidade dos valores obtidos dentro de um mesmo grupo foi muito grande, assim sendo, a média não foi considerada a melhor maneira para expressar uma simulação clínica, sendo o valor da discrepância marginal absoluta a melhor forma. Assim apenas 50% das coroas em metal nobre, 33,3% das coroas de Ti fabricadas por eletroerosão e 16,7% das coroas de Ti fundido estariam dentro do critério de 120 $\mu$ m de desajuste. Outra conclusão dada pelos autores foi que as discrepâncias marginais foram resultados das técnicas de fabricação utilizadas, sendo que a adição da porcelana não causou nenhum tipo de alteração na integridade marginal das coroas.

Devido a sua ótima biocompatibilidade e excelente resistência a corrosão, o Ti passou a ser o material de eleição em implantodontia. Mas com o aumento dos estudos de outras propriedades vantajosas do metal, como a baixa condutividade térmica, baixa densidade, baixo custo comparado ao das ligas nobres/semi-nobres e considerável translucidez a passagem dos raios-X permitindo assim

diagnosticar possíveis bolhas ou irregularidades dos artefatos protéticos que comprometeriam um resultado satisfatório deste em função na cavidade oral, este material passou a despertar grande interesse também na área de prótese. Tendo em vista estas características, em 1994, WALTER *et al.*, avaliaram a performance clínica de coroas e próteses fixas confeccionadas em Ti através do método de associação da eletroerosão com a duplicação mecânica dos modelos proposta por Andersson, em 1989. Foram confeccionadas 147 unidades protéticas, sendo que 40 eram metálicas e 107 metalocerâmicas (Ti + Duceratin). Foram avaliadas três características: superfície e cor; forma anatômica e integridade marginal. As coroas foram classificadas em satisfatórias (excelentes ou aceitáveis) e insatisfatórias (com possibilidade de reparo ou necessidade de substituição). Após acompanhamento clínico de 3 anos, as coroas metálicas apresentaram-se satisfatórias em todos os casos (100%), enquanto que as metalocerâmicas apresentaram-se satisfatórias na maioria dos casos (95%). Com isso, os autores concluíram que as restaurações de Ti são satisfatórias clinicamente, embora ainda apresentem alguns problemas não solucionados.

SAMET *et al.*, em 1995, investigaram o desajuste marginal de *copings* para coroas metalocerâmicas em Ti fabricados pelo sistema

CAD-CAM. Descreveram o método como sendo uma técnica alternativa, cujos dados para a fabricação foram obtidos diretamente sobre o troquel de gesso, eliminando-se possíveis erros inerentes ao enceramento, inclusão em revestimento e/ou fundição. Os valores de desajustes marginais médios variaram de 111 a 270 $\mu$ m. Embora preconizassem que estes valores deveriam ser inferiores a 100 $\mu$ m, os autores os consideraram clinicamente aceitáveis.

SYVERUD *et al.*, em 1995, compararam a qualidade de próteses fundidas em Ti c.p. e na liga de Ti mais utilizada em Odontologia, a Ti-6Al-4V. O Ti possuía resistência a compressão suficiente para ser usado em onlays, inlays, coroas individuais e próteses. Cinco próteses padronizadas (duas coroas e três pânticos) foram incluídas em revestimento à base de MgO-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> e fundidas em uma máquina de gás argônio/pressão à vácuo contendo duas câmaras: 1) superior, onde a liga foi fundida, abrigava um cadinho de Cu e um eletrodo de tungstênio e; 2) inferior, onde ficava o bloco de revestimento na temperatura ambiente. Observaram que tanto o Ti c.p. quanto a liga Ti-6Al-4V tiveram apenas uma pequena zona de reação com o revestimento. Foram avaliadas as falhas de fundição, densidade das peças, porosidades internas e externas. Todas as próteses foram radiografadas para serem analisadas as porosidades

internas. As margens cervicais das coroas fundidas em liga Ti-6Al-4V apresentaram-se mais rugosas e imperfeitas que as em Ti c.p., bem como foi verificada maior presença de porosidades internas nos corpos-de-prova fundidos em liga Ti-6Al-4V que nos fundidos em Ti c.p., no entanto, apresentaram-se mais resistentes a fadiga, limite de escoamento superior (830 MPa contra 280 MPa do Ti grau II) e melhores valores de dureza Knoop.

SCHIMITT *et al.*, em 1995, descreveram a técnica para correção de desadaptações de pilares do tipo UCLA oriundas da técnica da cera perdida e do processo de fundição. O processo de eletroerosão foi adaptado a Odontologia no início da década de 80 para ser a solução destes problemas. As tecnologias utilizadas nos laboratórios odontológicos vinham passando por diversas mudanças, novos procedimentos mais modernos, baratos e técnicas precisas estavam sendo introduzidos na Odontologia na tentativa de solucionar problemas complexos das restaurações. A eletroerosão era uma técnica industrial não convencional que gerava descargas elétricas controladas por um gerador, que causavam microerosões nas porções da peça protética em contato com o eletrodo, sob proteção de um líquido dielétrico. As micropartículas removidas da restauração metálica diminuía o desajuste marginal. Desde a sua

introdução, este procedimento vem sendo utilizado em próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e coroas em Ti, tanto na fabricação como na correção de desajustes marginais e de distorções resultantes dos ciclos de cocção da porcelana nas restaurações metalocerâmicas.

Em 1995, SCHMITT & CHANCE descreveram a técnica de fabricação de restaurações metálicas implante-retidas sem a necessidade de fundições, através da associação de 3 métodos não convencionais: *Laser Scanning*; sistema CAD-CAM e; eletroerosão. Com isso foi possível a fabricação de restaurações metálicas com grande precisão em relação a adaptação marginal, sem a utilização da técnica da cera-perdida e fundição do metal. Os autores relataram que antes da introdução deste sistema na Odontologia, as restaurações, inclusive as do tipo implante-retidas, eram normalmente confeccionadas pelas técnicas laboratoriais convencionais e que estes métodos apresentavam imprecisões resultantes de distorções dos modelos, revestimentos e resfriamento do metal, além do fato de poderem gerar reações galvânicas na interface implante/restauração por serem normalmente confeccionadas em Au ou alguma liga de metal básico, o que não ocorriam na associação das três técnicas. O uso do *Laser Scanning* consiste numa técnica alternativa onde feixes de luz (laser de baixa-energia) são projetados sobre o modelo a ser reproduzido, sendo

capturados num sensor próprio do aparelho. Estes dados são arquivados no formato .STL e, transferidos para o sistema CAD-CAM que irá criar o modelo em 3 dimensões. Na seqüência era feita a restauração metálica em Ti através do processo de eletroerosão no aparato E.D.M. A restauração concluída apresentou excelente contorno, adaptação marginal e propriedades biomecânicas. Com isso foi concluído que a utilização do *Laser Scanning*, CAD-CAM e eletroerosão pode ser indicada na fabricação de restaurações metálicas implante-retidas, obtendo resultados mais versáteis e precisos do que os obtidos pelas técnicas convencionais.

WANG & FENTON, em 1996, realizaram uma revisão da literatura, abordando as aplicações protéticas do Ti onde relataram o constante desenvolvimento das ligas alternativas a base de Pd e de metais básicos, inclusive o Ti, após a explosão do preço do Au nos anos 70. Outro fator que contribuiu para o aumento do interesse protético no Ti foi a descoberta de propriedades alergênicas e cancerígenas das ligas a base de Ni e Be, bem como o fato dele ser o nono metal mais abundante na crosta terrestre e o quarto dentre os metais estruturais seguindo-se apenas ao Al, Fe e Mn. Descreveram o grande interesse das indústrias aeroespacial e naval neste metal por causa da alta resistência e baixo peso específico resultando assim na melhor relação resistência/peso dentre os

metais utilizados em indústrias e em Odontologia. O Ti era um metal muito reativo, de difícil extração e obtido a partir do rutilio ( $\text{TiO}_2$ ) e da ilmenita ( $\text{FeTiO}_3$ ). Relataram as propriedades físicas e mecânicas, afirmando que poderiam sofrer grandes variações com a incorporação de outros elementos metálicos tais como O, Fe e N. Este metal se apresentava em 4 graus diferentes de acordo com a quantidade de O, Fe, N, H e C incorporadas a sua estrutura e, um quinto grau que correspondia as ligas a base de Ti, dentre elas a mais utilizada em Odontologia era a Ti-6Al-4V. A resistência do Ti variava de 240 a 890 MPa, de acordo com o grau; a densidade era  $4,5 \text{ g/cm}^3$ ; e a microdureza era favorável (210 Vickers); apresentava alta ductilidade, baixa condutibilidade térmica ( $11,4^\circ\text{C}\times 10^{-6}$  para o Ti c.p. e  $11,8^\circ\text{C}\times 10^{-6}$  para a liga Ti-6Al-4V); baixo custo e módulo de elasticidade semelhante ao do Au. A alta resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade eram dependentes da camada de óxidos intimamente aderida ao metal de origem, inerte ao ataque eletroquímico. Relatam que um possível motivo para a pequena utilização do Ti em prótese atualmente era a falta de conhecimento dos profissionais e a ausência de pesquisas clínicas longitudinais concluindo-se que a massificação do uso em prótese dependeria de novas pesquisas, mas o futuro parecia ser muito promissor.

Baseados nas pesquisas que haviam sido apresentadas nos congressos AADR e na IADR entre os anos de 1984 e 1996, NAKAJIMA & OKABE, em 1996, realizaram um extenso trabalho de revisão de literatura sobre a utilização do Ti na Odontologia. Relataram que durante este período, o interesse despertado pelos pesquisadores de biomateriais e pelos clínicos aumentou, com isso o número de pesquisas envolvendo este metal e suas ligas com finalidade protética também ganhou força principalmente pela excelente biocompatibilidade, propriedades químicas e mecânicas satisfatórias apresentadas pelo material. Apesar disso, este campo ainda era pouco explorado, dado que apenas 12% das pesquisas com o Ti nos E.U.A. tinham esta finalidade. Verificou-se que os primeiros trabalhos envolvendo fundições odontológicas para próteses datavam de 1977 e foram creditados a Waterstrat que desenvolveu uma máquina de fundição própria para o Ti com sistema composto por gás argônio/vácuo, o qual permitia melhores resultados nas fundições deixando-as aceitáveis clinicamente. Trabalhos realizados na década de 50 citados pelos autores como pioneiros no uso do Ti como um biomaterial para implantes revelaram o excelente poder de resistência à corrosão do material em fluídos orais. Uma das mais interessantes características descrita foi a possibilidade de exames radiográficos, os quais permitiam averiguar a presença de irregularidades internas nas estruturas protéticas. Assim sendo, eles

concluíram que o Ti teria um futuro brilhante na Odontologia, mas novas pesquisas ainda se faziam pertinentes para confirmar o Ti como material de escolha em Prótese Dental.

DESCHAUMES *et al.*, em 1997, analisaram a influência da velocidade de resfriamento do Ti c.p. fundido nas propriedades mecânicas. Os resultados mostraram três diferentes tipos de microestruturas  $\alpha$ , provocadas por diferentes regimes de resfriamento, alterando as propriedades mecânicas. Foi marcante a influência de elementos como O e Fe, que interferiram na formação da microestrutura de acordo com a velocidade do resfriamento. Como exemplo, o Ti grau IV quando foi resfriado a velocidade inferior a 70°C/s apresentava microestrutura lamelar com grande interferência, principalmente no alongamento e, portanto, inviabilizando-o para uso em prótese dental, pois tornava-se muito friável.

Em 1997, MILAN, analisou o ajuste marginal de coroas totais metálicas confeccionadas em liga Ag-Pd (Palliag-M) e Pd-Ag (Pors-On) com três tipos de terminos diferentes: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro em 45°, sobre troquéis torneados de aço inoxidável. Três fontes de calor foram utilizadas para fusão das ligas: acetileno/oxigênio, gás/oxigênio e resistência elétrica. Após as fundições, as restaurações metálicas foram

posicionadas nos respectivos troquéis sob carga estática de 9kgf durante 1min e as leituras foram feitas em microscópio comparador. Os resultados mostraram: a liga Pd-Ag apresentou-se mais desadaptadas em relação a Ag-Pd; preparos em forma de ombro biselado em 20° e chamfro foram inferiores aos em forma de ombro reto e; método acetileno/oxigênio resultou em maiores desajustes comparados aos demais métodos. O autor ressaltou o fator crítico do selamento marginal no sucesso das restaurações fundidas, onde um selamento marginal insuficiente promovia condições para infiltração marginal, que deteriorava o cimento e facilitava o acúmulo de placa bacteriana resultando em cáries recorrentes e distúrbios periodontais.

EVANS, em 1997, observou a presença freqüente de discrepâncias marginais na adaptação dos pilares de suporte sobre os parafusos de fixação dos implantes correspondentes durante as sessões de avaliação e prova clínica da estrutura metálica. Isto acarretava na maioria das vezes na necessidade de seccionar a estrutura metálica e soldá-la em uma nova posição mais apropriada, além da remoção da camada de porcelana ou resina durante o procedimento de soldagem. Na busca de soluções, foi descrita uma técnica alternativa para correções das margens desadaptadas utilizando eletroerosão, sendo apontadas como grandes

vantagens: o fato de não ser necessário a secção e posterior soldagem da estrutura metálica e; não necessidade de remoção da camada estética uma vez que o processo de eletroerosão não interferia nesta.

CRAIG *et al.*, em 1997, relataram as propriedades do Ti c.p. e de suas ligas, ressaltando que a temperatura ambiente o metal se apresentava na forma alfa, mas quando aquecido a 883°C, havia mudança para a fase beta. A fase alfa era mais rígida, passível de soldagem, entretanto de difícil manuseio, enquanto a fase beta tendia ser totalmente maleável. As ligas alfa-beta eram resistentes e maleáveis à temperatura ambiente, porém difíceis de soldar. Os dois mais importantes fatores relatados foram a alta reatividade química em elevadas temperaturas e alto ponto de fusão (1.700°C) que eram responsáveis pelas dificuldades encontradas durante o processo de fundição, que necessitavam de procedimentos especiais, tais como: ambiente inerte, materiais de revestimento e ciclos de resfriamento apropriados para prevenirem contaminação. Sem estes cuidados, principalmente o ambiente inerte, a superfície do Ti era contaminada e suas propriedades alteradas, com diminuição da resistência e da ductilidade do metal. Imediatamente após a fundição ocorria a formação da camada de óxidos de Ti sobre o metal, a qual era delegada a excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão.

O Ti c.p. poderia ser encontrado em 4 graus distintos que variavam de acordo com o conteúdo de O (0,18 a 0,40%) e Fe (0,20 a 0,50%) incorporados em sua estrutura. Em relação as fundições de coroas de Ti, foram observadas porosidades internas e superficiais grosseiras. Outras dificuldades como a baixa eficiência de reprodução de detalhes, inadequada expansão térmica do revestimento e dificuldades no acabamento e polimento também foram mencionadas e consideraram que a fundição em Ti ainda era uma técnica nova, assim sendo, necessitava desenvolver-se.

BERG *et al.*, em 1997, analisaram a opinião dos dentistas a respeito do comportamento clínico das restaurações fundidas em Ti. Há mais de 30 anos, o Ti vinha sendo utilizado para confecção de implantes e desde a década de 80 utilizado em próteses fixas, próteses removíveis, próteses sobre implantes e coroas individuais. As próteses fixas e as coroas foram confeccionadas de duas maneiras diferentes: através da técnica da cera perdida/fundição semelhante a utilizada para o Au ou; pela técnica do sistema Procera, onde as superfícies externas foram fresada e as internas formadas por eletroerosão. Estudos clínicos com coroas do sistema Procera apresentaram resultados bastante satisfatórios, entretanto estes mesmo estudos em coroas fundidas não eram disponíveis, sendo

limitados apenas a pesquisas laboratoriais. Entre os anos de 1988 e 1995, no mesmo laboratório na Noruega, foram confeccionadas mais de 10.000 unidades protéticas em Ti. Um questionário foi remetido a todos os 72 clínicos cadastrados nos computadores deste laboratório que já haviam realizados restaurações em Ti, sendo que 64 destes responderam corretamente, representando 89% dos questionários enviados. Todas as restaurações foram fundidas sob atmosfera de argônio em equipamento específico (Ohara). Para a maioria dos clínicos noruegueses o Ti foi uma boa opção para restaurações protéticas, principalmente em coroas, próteses fixas pequenas (3 a 5 elementos) e próteses sobre implantes, no entanto as restaurações de Ti representavam menos de 25% da produção total da maioria deles. As principais vantagens citadas foram relacionadas ao baixo custo comparado com os metais convencionalmente usados e baixa condutibilidade térmica, enquanto que as principais desvantagens foram: dificuldades técnicas e problemas estéticos, cujo autor relacionou com a falta de conhecimento e experiência com o material de parte dos clínicos. Concluiu-se que o desempenho clínico foi bastante satisfatório e restaurações em Ti era uma vantajosa alternativa aos materiais empregados normalmente.

GARONE NETTO & BURGER, em 1998, descreveram a técnica da dupla-mistura, também conhecida como técnica da dupla impressão. Com uma moldeira preenchida com material de consistência densa realizava-se a moldagem preliminar, sendo o molde, na seqüência, aliviado por meio de brocas ou filmes de PVC. Este conjunto passava a atuar como uma moldeira individual para a moldagem de reembasamento com material de consistência leve.

MELONCINI, em 2000, averiguou o ajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p., variando-se os tipos de revestimentos e técnicas empregadas. Foram avaliados três tipos de revestimento (Rematitan Plus, Rematitan Ultra, Ticoat Manfredi) e três técnicas de inclusão (emprego ou não de “boneca”, uso ou não de alívio do troquel e os tipos de tratamento superficial). O ângulo de convergência utilizado no preparo dos troquéis foi de 10°. Foram confeccionados 8 coroas para cada grupo (96 no total) e as análises dos desajustes foram feitas após as seguintes etapas: jateamento com vidro; primeiro jateamento com óxido de alumínio; segundo jateamento com óxido de alumínio e usinagem interna com fresas. O autor considerou o desajuste de até 100µm como sendo aceitável clinicamente. Concluiu-se que: os revestimento Rematitan Plus e Rematitan Ultra, quando usados com “boneca”, requerem necessariamente

alívio e com frequência, usinagem interna com fresas; foram necessários outros tratamentos superficiais, após o jateamento com esferas de vidro, para que a maioria dos blocos fundidos chegassem ao grau de adaptação aceitável.

ZAVANELLI *et al.*, em 2000, avaliou e comparou a resistência à fadiga do Ti c.p. e da liga Ti-6Al-4V em vários meios de armazenagem. Trinta corpos-de-prova de cada liga, em forma de halteres, foram confeccionadas através de fundição odontológica em uma máquina de fundição com sistema do tipo gás argônio/vácuo (Rematitan). Os resultados mostraram que tanto a liga Ti-6Al-4V quanto o Ti c.p. sofreram diminuição da resistência à fadiga na presença dos meios causada pela ocorrência de defeitos superficiais. Concluiu-se que a liga Ti-6Al-4V apresentou maiores valores médios de resistência à fadiga, sem no entanto ser significativo.



### 3 - MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 – MATERIAIS

As ligas metálicas avaliadas neste estudo, seus fabricantes e suas respectivas composições químicas estão apresentadas na tabela 3.1

**Tabela 3.1 – Ligas metálicas, fabricantes e composição química:**

LIGAS METÁLICAS	FABRICANTES	COMPOSIÇÃO QUÍMICA* (%)
<b>Titânio comercialmente puro (Tritan)</b>	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Pforzheim Alemanha**	99,50% Titânio 0,25% Oxigênio; 0,03% Nitrogênio; 0,30% Ferro; 0,10% Carbono 0,015% Hidrogênio.
<b>Liga de titânio-alumínio-vanádio</b>	Brodene Dahl A/S Oslo Noruega***	Titânio: balanço; 6,15% Alumínio; 4,08% Vanádio; 0,026% Carbono; 0,21% Ferro; 0,009% Nitrogênio.
<b>Liga de paládio-prata (Pors-On 4)</b>	Degussa-Hüls Hanau Alemanha	57,8% Paládio; 30% Prata; 6% Estanho; 4% Índio; 2% Zinco; 2% Rutilio.

\*informação do distribuidor

\*\* distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda

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

## **3. 2 – MÉTODO**

### **3.2.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL**

Foram confeccionados 15 coroas totais para cada liga metálica em estudo (Pd-Ag, Ti c.p. e Ti-6Al-4V). As coroas fundidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V foram analisadas em dois momentos: antes e após a aplicação do processo de eletroerosão, enquanto que as fundidas em liga Pd-Ag foram analisados em momento único (antes da eletroerosão). A variável resposta: desajuste marginal, em  $\mu\text{m}$ , foi avaliada quantitativamente.

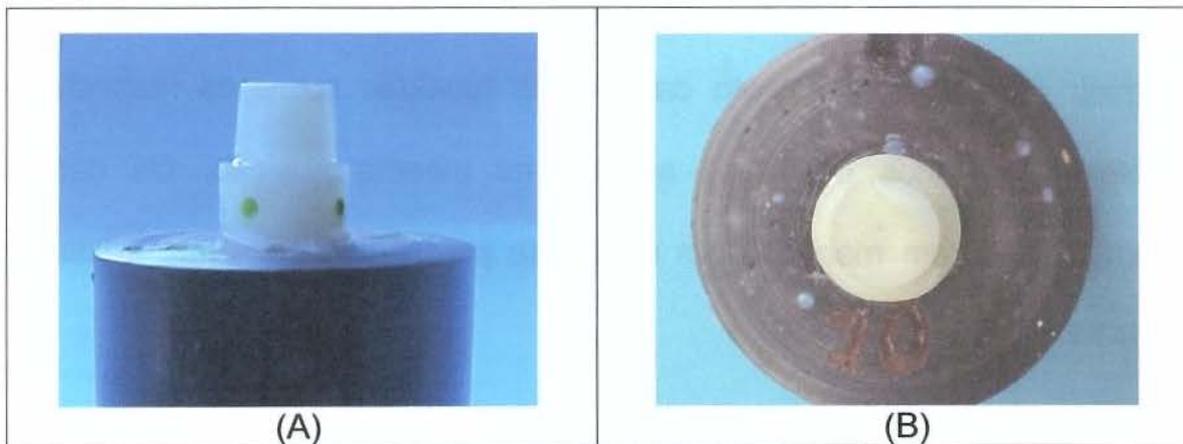
### **3.2.2 – CONFECÇÃO DAS COROAS**

#### **3.2.2.1 – Obtenção e preparo dos dentes bovinos**

Foram utilizados 45 dentes bovinos correspondentes ao incisivo central, recém extraídos, coletados no frigorífico Angelelli localizado no bairro Santa Terezinha na cidade de Piracicaba – SP.

As porções radiculares dos dentes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (OrtoClass – Artigos Odontológicos Clássico

Ltda – São Paulo - SP), vertidas em cilindros de PVC. As porções coronárias foram preparadas em torno de bancada (TR 600 – 80/1207 rpm – Metalúrgica Riosulense S/A – Rio do Sul – SC) para a obtenção de preparos típicos para coroas totais, contendo: término cervical em ombro de 90° em relação ao longo eixo do dente e largura de 1,5mm; paredes axiais com angulação de 8° em direção oclusal (BLACKMAN *et al.*, 1992); e, altura cérvico-oclusal de 5 mm (figura 3.1). Todo o preparo foi feito sob refrigeração para se evitar danos às estruturas dentais.



**Figura 3.1 – A) Dente bovino preparado e incluído em resina acrílica;  
B) Vista oclusal do preparo.**

Em virtude de exposições pulpares ocorridas após o preparo dos dentes, optou-se pelo procedimento de vedamento dos orifícios por meio de restaurações diretas em resina composta (Prisma APH– Dentisply Ind. e Com. Ltda – Petrópolis – RJ), utilizando-se condicionamento ácido e

adesivos (Kit Scotchbond Multi-Usó Plus – 3M Dental Products – St. Paul – E.U.A).

Após as restaurações, os dentes retornaram ao torno de bancada, onde foram re-preparados, eliminando-se os eventuais excessos de material restaurador, mantendo-se assim, a padronização inicial dos contornos dos preparos. Na região do término cervical, realizou-se um entalhe com todas as paredes expulsivas em um ponto diferente dos utilizados na mensuração dos desajustes. Este artifício foi empregado para permitir que o assentamento das coroas fundidas sobre os respectivos dentes preparados ocorresse sempre na mesma posição. Os dentes preparados foram mantidos em recipiente preenchido por água destilada durante todo o experimento.

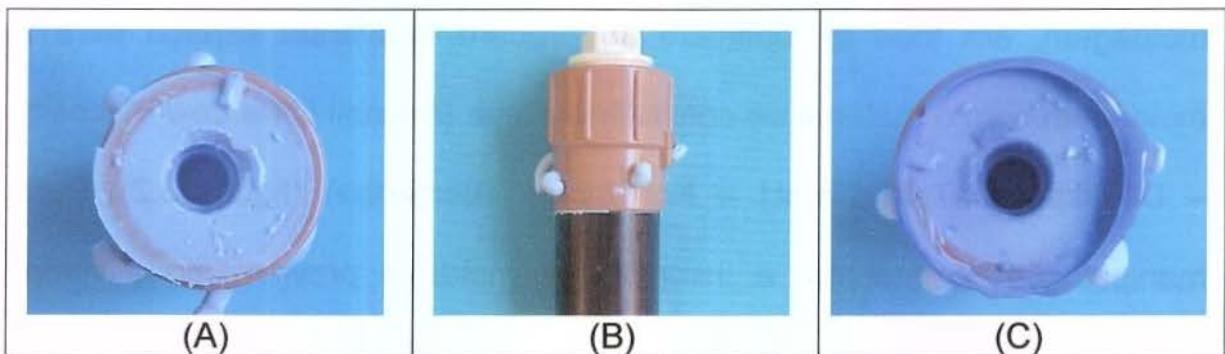
#### 3.2.2.2 – Obtenção dos troquéis em gesso

Cada dente foi reproduzido através de moldagem com silicone polimerizado por adição (Aquasil– Dentisply DeTrey GmbH – Konstanz - Alemanha), em moldeira individual de PVC, utilizando-se a técnica da dupla-mistura (PERTESEN & ASMUSSEN, 1991; BOENING et al., 1992; GARONE NETTO & BURGER, 1998). A moldagem preliminar foi

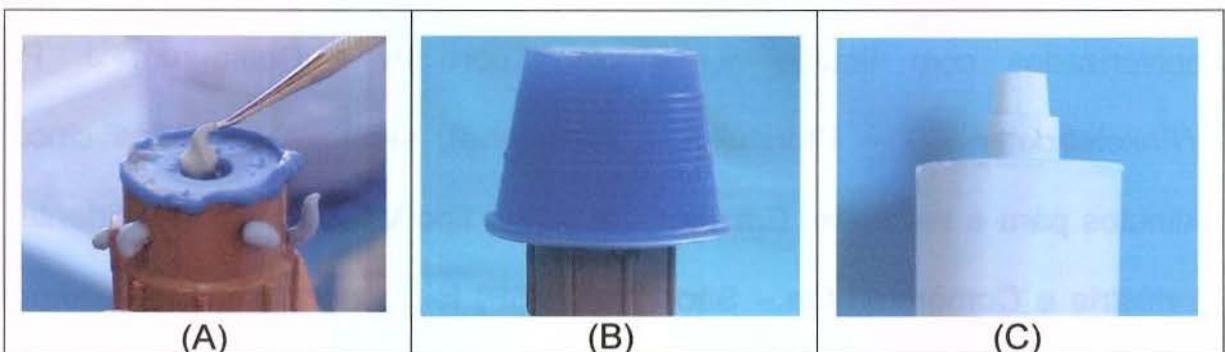
realizada com material de consistência densa (Aquasil Soft Putty – Dentisply DeTrey GmbH – Konstanz - Alemanha), manipulando-se porções iguais das massas base e catalisadora. Após a polimerização ( $5\pm 1$ min), os moldes foram removidos dos respectivos preparos e com o auxílio de uma fresa tipo *maxicut* acoplada a um motor de baixa rotação (N270 - Dabi-Atlante – Ribeirão Preto – SP), foi realizado um alívio interno no material de moldagem, em toda a superfície do preparo, provendo espaço para a moldagem com o material de consistência leve (Aquasil Ultra Low Viscosity – Dentisply DeTrey GmbH – Konstanz - Alemanha) (figura 3.2). Para manipulação do material e inserção na moldeira previamente aliviada, utilizou-se o dispositivo de inserção proposto pelo fabricante.

Foi respeitado um tempo de 2 horas de espera para liberação das tensões do material de moldagem. A seguir, os moldes foram pulverizados com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados cinco minutos para a secagem. Em seguida, gesso tipo V (Exadur V – Polidental Indústria e Comércio Ltda – São Paulo - SP) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (20mL de água para cada 100g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 40s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha), sendo os moldes,

preenchidos sob vibração (figura 3.3A). Uma matriz confeccionada em silicone foi acoplada à moldeira individual, atuando como um molde para a confecção da base em gesso dos troquéis, de acordo com a figura 3.3B. Foram aguardados 30min até a remoção dos troquéis em gesso (figura 3.3C).



**Figura 3.2 – Molde inicial (material de consistência densa); B) Moldagem de rembasamento; C- Molde final (material de consistência leve).**

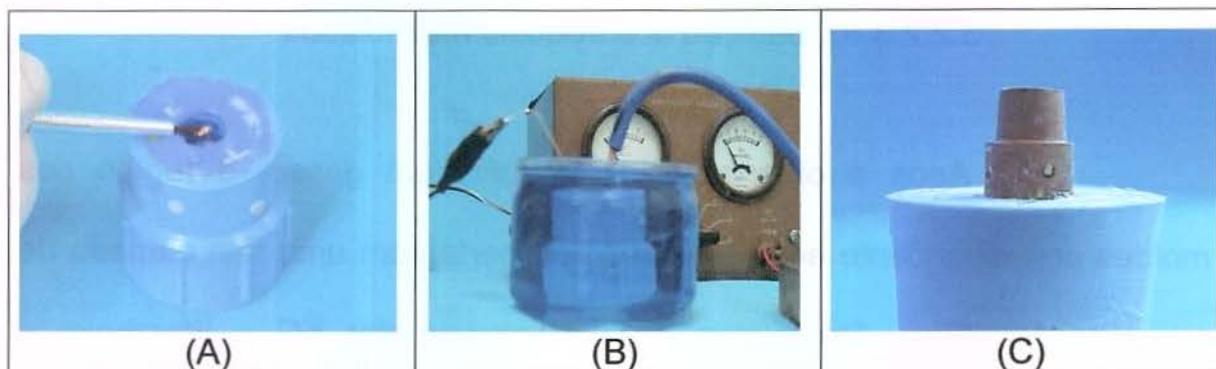


**Figura 3.3: A) Vazamento do molde; B) Matriz de silicone posicionada na moldeira; C) Troquel em gesso obtido**

### 3.2.2.3 – Obtenção dos troquéis metalizados

Após a obtenção dos troquéis em gesso, a região dos moldes correspondente ao preparo foi recoberta com uma fina camada de adesivo (Wax-Fix – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha). Sobre esta, foi pincelada uma camada delgada de purpurina dourada (C&C Capitani – São Paulo – SP) veiculada em álcool isopropílico. Em seguida, um fio de Cu de 0,4 mm de diâmetro foi posicionado no molde, mantendo-se em contato com a purpurina. Este fio foi ligado ao pólo negativo de uma fonte elétrica de corrente contínua. No pólo positivo foi ligado outro fio de Cu de 6 mm de diâmetro e o conjunto foi submerso em solução ácida (50 g de  $H_2SO_4$ , 150g de  $CuSO_4 \cdot 5H_2O$  e 1000mL de  $H_2O$ ). O aparelho foi configurado em 4 volts e corrente de 1A, consumindo cerca de 8 horas para a totalização do processo (figura 3.4).

Em seguida, o molde foi retirado da solução, lavado em água corrente e preenchido sob vibração com gesso tipo V (Exadur V – Polidental Ind. e Com. Ltda – São Paulo - SP) proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (20mL de água para cada 100g de pó), sendo espatulado mecanicamente a vácuo por 40s em um espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha).



**Figura 3.4: A) Aplicação da camada de purpurina; B) Posicionamento dos fios de Cu; C) Troquel metalizado obtido.**

A base de gesso dos troquéis foi novamente obtida com o auxílio da matriz de silicone acoplada à moldeira individual, aguardando-se 30min para a remoção dos troqueis (figura 3.3B).

#### 3.2.2.4 – Obtenção dos padrões de fundição

Os troquéis em gesso foram imersos em água por 3min, cobertos por uma camada de agente espaçador (Spacelaquer Ducera Lay – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha) limitada à área de 1mm aquém do término cervical, sendo, em seguida, pulverizados com uma camada de isolante (Die Lube – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), aguardando-se 5min.

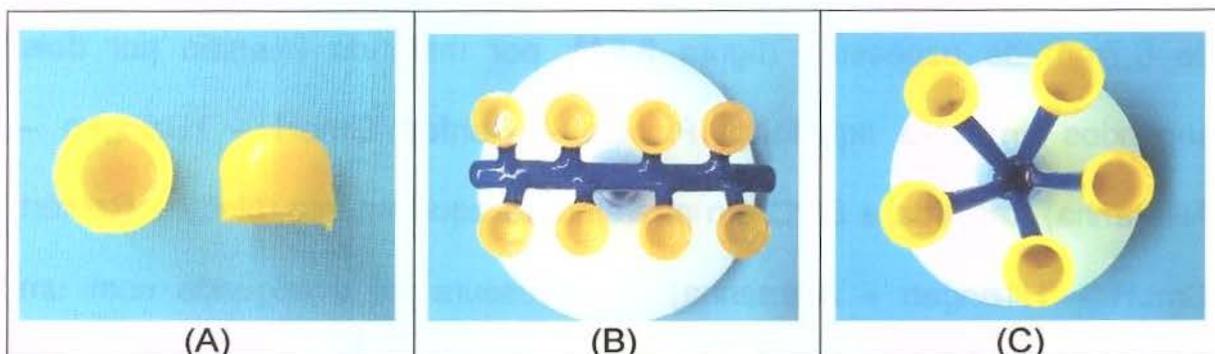
Sob cada troquel, foi confeccionado um padrão de fundição de 0,7mm de espessura (figura 3.5A), por meio de imersão por dois segundos em cera líquüefeita (Picodip – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha), mantida a 87°C em aparelho de aquecimento (Hotty – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha). A espessura foi averiguada com um espessímetro (Bio-Art Equipamentos Odontológicos – São Carlos - SP).

Os excessos de cera foram recortados com lâmina de bisturi nº 12, sendo o término cervical refinado com o auxílio de esculpador elétrico (Prott's – São Paulo – SP) sob inspeção visual em lupa (Optivisor-DA5 – Donegan Optical Company – Lenexa – E.U.A.) com quatro vezes de aumento.

#### 3.2.2.5 – Inclusão dos padrões em revestimento

##### a) Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V

As superfícies oclusais dos padrões de fundição foram fixadas ao conduto de alimentação central de 5mm de espessura posicionado na horizontal (figura 3.5B). Dois condutos de alimentação adicionais de 5mm, foram adaptados ao conduto central, evitando a formação de ângulos vivos nas intersecções.



**Figura 3.5: A) Padrões de fundição em cera; B) Padrões posicionados nos condutos de alimentação para fundição em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V; C) Padrões posicionados nos condutos de alimentação para fundição em liga Pd-Ag.**

Conjuntos de oito padrões de fundição em cera foram incluídos em cada anel inclusor de silicone tamanho seis (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha). Para isto, os condutos de alimentação foram unidos à base formadora de cadinho do anel e todo o conjunto pulverizado com um líquido surfactante (Die Lube – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo deixado à temperatura ambiente para secagem dos excessos ( $2\pm 1$ min.).

O revestimento (Rematitan Plus – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (80mL de líquido específico para

coroas e próteses e 500g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Ao final da manipulação, a massa foi vazada sob vibração até o preenchimento do anel e deixada a temperatura ambiente por 10min até que o bloco em revestimento fosse removido do anel.

#### b) Liga de Pd-Ag

Os condutos de alimentação foram dispostos de acordo com a recomendação do fabricante do revestimento (Deguvest Impact – Degussa Hüls – Hanau – Alemanha). Cinco padrões de fundição em cera foram posicionados sobre os condutos de alimentação de 3mm conforme demonstrado na figura 3.5C. O conjunto foi pulverizado com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e deixado secar em ambiente.

Em seguida, o conjunto foi posicionado no interior do anel de silicone tamanho três (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), preenchido, sob vibração, com revestimento (Deguvest Impact – Degussa-Hüls - Hanau – Alemanha), proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (8,25mL de água destilada, 26,25mL de líquido Spezial-Flüssigkeit – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha - para cada 150g

de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). O anel foi deixado a temperatura ambiente por 10min até que fosse removido o bloco em revestimento.

### 3.2.2.6– Processo de Fundição

#### a) Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V

Após 50min do início de sua manipulação, o bloco em revestimento, com a base formadora de cadinho voltada para baixo, foi posicionado no forno elétrico de aquecimento (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda. – São Carlos – Brasil), programado conforme tabela 3.2.

Após completado o ciclo de aquecimento do revestimento no forno, a máquina de fundição (Rematitan - Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) foi programada para 31g de material, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada.

**Tabela 3.2 – Ciclos de temperatura, velocidade de aquecimento e tempo de aquecimento do forno elétrico.**

<b>PROGRAMA</b>	<b>TEMPERATURA (H =°C)</b>	<b>VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (A =°C/min.)</b>	<b>TEMPO DE AQUECIMENTO (P = min.)</b>
<b>Ciclo 1</b>	H1 = 150°C	A1 = 5°C/min	P1 = 60min
<b>Ciclo 2</b>	H2 = 250°C	A2 = 5°C/min	P2 = 60min
<b>Ciclo 3</b>	H3 = 1000°C	A3 = 5°C/min	P3 = 90min
<b>Ciclo 4</b>	H4 = 550°C	A4 = 5°C/min	P4 = 120min

A máquina de fundição, consistia de duas câmaras conectadas por um orifício: a superior, responsável pela fusão do metal, que abrigava o cadinho de Cu e um eletrodo de tungstênio sob ambiente inerte de gás argônio; e a inferior, que abrigava o anel de revestimento e submetida à ação do vácuo. No momento da fundição, por diferença de pressão o cadinho voltava-se para o orifício entre as câmaras e o metal liquefeito era injetado. As coroas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V foram obtidas seguindo-se os mesmos procedimentos, substituindo-se apenas o cadinho usado por um novo afim de se evitar contaminações entre as ligas. Concluído todo o processo de fundição, o bloco em revestimento foi resfriado em água, de acordo com as especificações do fabricante.

b) Liga de Pd-Ag

Após 30min do início de sua manipulação, o bloco em revestimento, com o cadinho voltado para baixo, foi levado ao forno elétrico de aquecimento (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda. – São Carlos – SP), regulado conforme tabela 3.3.

**Tabela 3.3 – Ciclos de temperatura, velocidade de aquecimento e tempo de aquecimento do forno elétrico.**

<b>PROGRAMA</b>	<b>TEMPERATURA (H =°C)</b>	<b>VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (A =°C/min.)</b>	<b>TEMPO DE AQUECIMENTO (P = min.)</b>
<b>Ciclo 1</b>	H1 = 300°C	A1 = 20°C/min	P1 = 40min
<b>Ciclo 2</b>	H2 = 900°C	A2 = 7°C/min	P2 = 30min

Para a fundição, foi utilizada máquina de fundição (Multicast Compact - Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha) que consistia de mufla de aquecimento elétrico para fusão e centrifugação automática, sendo configurada para a temperatura de 1.420°C. Previamente ao aquecimento da mufla, o cadinho cerâmico foi abastecido com 20g de liga metálica (Pors-On 4- Degussa Hüls – Hanau – Alemanha) junto com o fundente (Flubmitel T – Degussa Hüls – Hanau – Alemanha) e posicionado no interior da mufla elétrica.

Foram aguardados 15min entre o início do aquecimento do cadinho cerâmico e o posicionamento do bloco em revestimento. Quando posicionado, a centrifugação foi iniciada e mantida por 120s, de acordo com as recomendações do fabricante. O esfriamento do bloco em revestimento ocorreu sob bancada à temperatura ambiente.

#### 3.2.2.7 – Desinclusão das coroas

As coroas foram desincluídas do revestimento com auxílio de um desincludor pneumático (Modelo 320 – Silfradent – F.LLI Manfred – Itália) e jateadas com microesferas de vidro com tamanho médio das partículas entre 80 e 100 $\mu$ m em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM28 – F.LLI – Manfred – Itália), sob pressão de 5,6kgf/cm<sup>2</sup>.

Em seguida, as coroas foram separadas dos condutos de alimentação com o auxílio de disco de carboneto de silício acoplado em torno de bancada (Knebel Produtos Dentários Ltda – Porto Alegre – RS). O acabamento das superfícies externas das coroas foi realizado com fresas específicas (Maxi Plus e Midi – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG –

Pforzheim – Alemanha), sendo jateadas com  $\text{Al}_2\text{O}_3$  com partículas de  $100\mu\text{m}$  de espessura sob pressão máxima de  $2,04\text{kgf/cm}^2$  durante 5s.

### 3.2.2.8 – Ajuste interno das coroas fundidas

Após concluído o acabamento das coroas, aplicou-se uma camada de evidenciador *spray* (Okklusion Spray – Refert GmbH – Hilzingen – Alemanha) sobre os preparos para detectar as irregularidades nas superfícies internas das coroas que eventualmente comprometessem o ajuste passivo sobre o dente preparado correspondente.

Na remoção das irregularidades, utilizou-se fresa de corte específica (Mini - Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) em baixa rotação (N270 – Dabi-Atlante – Ribeirão Preto – SP). Inicialmente foi realizado o ajuste sobre os troquéis em gesso originários dos padrões e, posteriormente sobre os dentes preparados até a obtenção do ajuste passivo.

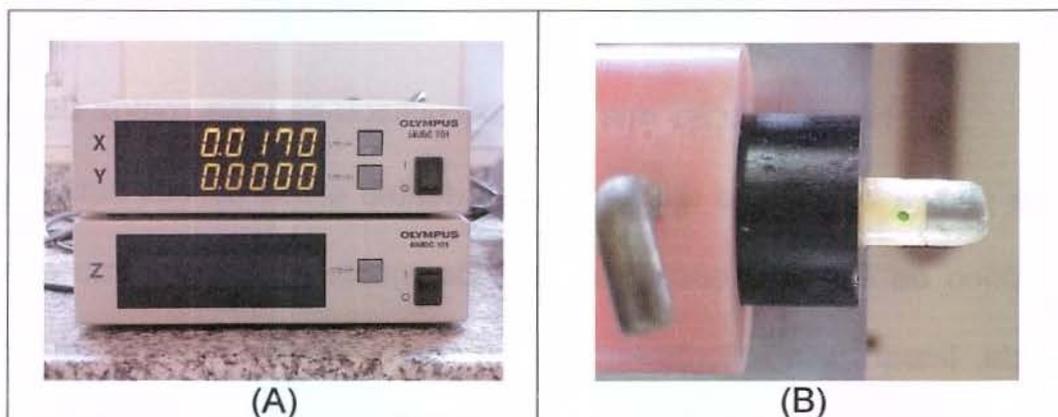
### 3.2.3 – LEITURA INICIAL DOS DESAJUSTES (ANTES DA APLICAÇÃO DA ELETROEROSÃO).

Cada coroa foi posicionada no dente correspondente e sobre o conjunto dente/coróa aplicou-se uma força estática de assentamento, no sentido vertical, de 9kgf durante o período de 1min (VALERA, 1976; PORTO, 1982; MILAN, 1997), em prensa pneumática. O conjunto foi mantido fixo na posição com auxílio de cola plástica (3M do Brasil Ltda – Sumaré - SP) inserida com dispositivo aplicador em dois pontos diametralmente opostos.

Na realização das leituras, utilizou-se uma matriz de resina acrílica para a orientação das faces dos dentes e das coroas num mesmo plano ótico de leitura. Considerou-se o desajuste marginal como sendo a distância linear, em micrômetros, entre a margem cervical da coroa metálica e a margem cervical do preparo executado no dente bovino. Em cada dente foram selecionados quatro pontos, onde o primeiro foi demarcado aleatoriamente com o auxílio de um fresa esférica nº 2 (KG Sorensen – Barueri - SP) em baixa rotação (N270 – Dabi-Atlante – Ribeirão Preto – SP) e os demais, eqüidistantes 90° em torno da circunferência do

dente. Em cada ponto foram realizadas 3 leituras, sendo considerada a média aritmética para análise estatística.

As leituras foram realizadas por um único operador, em microscópio mensurador (STM – Olympus Optical Co. Ltda – Tóquio - Japão) com aumento de 50 vezes, equipado com unidade de leitura digital para coordenadas X e Y (MMDC 201 – Olympus Optical Co. Ltda – Tóquio - Japão) com valores registrados em milímetros e precisão de  $0,5\mu\text{m}$  (figura 3.6).

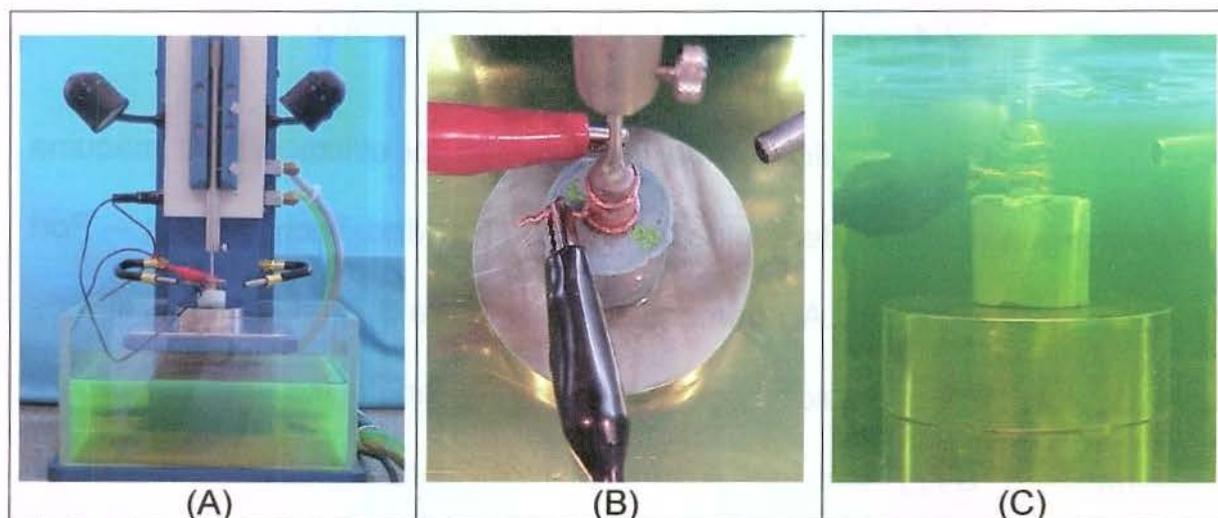


**Figura 3.6: A) Unidade de leitura digital; B) Conjunto dente/coróia posicionado na matriz para leitura.**

### 3.2.4 – APLICAÇÃO DA ELETROEROSÃO.

Para a aplicação da eletroerosão foi utilizada uma máquina de descargas elétricas denominada E.D.M. (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.) demonstrada na figura 3.7A. Com o auxílio de uma cola específica (Quick Lock – Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.), fixou-se o troquel metalizado à base metálica do equipamento de eletroerosão (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.), assim como, a coroa correspondente, à haste de movimentação vertical do equipamento. Ao redor da superfície metalizada do troquel, foi posicionado um fio de Cu de 1,5mm de diâmetro, conectado ao pólo negativo do aparelho de eletroerosão (figura 3.7B). Outro fio de Cu de mesmo diâmetro, foi posicionado ao redor da coroa metálica e conectado ao pólo positivo do aparelho (figura 3.7B).

Os movimentos da haste do equipamento foram controlados pela base geradora, a qual permitia ajustar amperagem e frequência das descargas elétricas. A amperagem estava relacionada ao poder de usinagem do aparelho, enquanto a frequência, relacionava-se ao número de descargas elétricas por minuto. Ajustou-se a voltagem entre eletrodos em 80 volts conforme recomendada pelo fabricante para uso odontológico.



**Figura 3.7 – (A) Equipamento de eletroerosão (E.D.M.). (B) Posicionamento da coroa, do troquel e dos eletrodos. (C) Todo o conjunto submerso em líquido dielétrico.**

Ao toque da coroa metálica no troquel metalizado, uma corrente elétrica era gerada na região, resultando em descargas elétricas. Cada descarga resultava em faíscas visíveis ao olho nu. Durante o procedimento, o conjunto foi mantido submerso em líquido dielétrico (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.) (WEBER & FRANK, 1993), responsável pelo resfriamento das estruturas e remoção de depósitos de resíduos (figura 3.7C). O processo ocorria de forma contínua até que toda a extensão da coroa tocasse uniformemente o troquel. Neste momento, mediante a visualização de faíscas elétricas ao redor de todo o término cervical, a coroa foi considerada ajustada e o equipamento foi desligado.

### *3.2.5 – LEITURA FINAL DOS DESAJUSTES (APÓS A APLICAÇÃO DA ELETROEROSÃO).*

As coroas foram lavadas e assentadas sobre os respectivos dentes mediante a mesma força estática de assentamento utilizada nas leituras iniciais, fixando-se os conjuntos com cola plástica (3M do Brasil Ltda – Sumaré - SP).

Com o auxílio da matriz, três leituras foram realizadas nos mesmos pontos utilizados nas leituras iniciais, mediante o posicionamento dos conjuntos no microscópio mensurador (STM – Olympus Optical Co. Ltda – Tóquio – Japão).

### *3.2.6 – ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS.*

As leituras de desajuste marginal foram tabuladas, sendo as médias e os desvios padrões, calculados. Foram aplicados 2 procedimentos estatísticos: análise de variância paramétrica, utilizando-se os testes de comparações múltiplas LSD, Tukey e Scheffé; e, teste não-paramétrico proposto por Kruskal-Wallis. Como a análise de variância (ANOVA) infere-se à comparação de três ou mais médias, para que seja utilizada, alguns pressupostos devem ser satisfeitos, dentre os quais: Normalidade na

distribuição dos erros, verificada pelo gráfico de probabilidade Normal (figuras 8.1 e 8.2 – Anexo – p.109); e, homocedasticidade das variâncias, verificada pelo teste de Levene (tabela 8.9 – Anexo – p.110).

Para os dados obtidos neste trabalho, na comparação entre os três grupos, o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado, uma vez que a suposição de homocedasticidade das variâncias não foi satisfeita. Já nas comparações dos grupos fundidos em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V antes e após a eletroerosão, os pressupostos foram respeitados e optou-se pelo uso do teste t-Student. Na comparação dos resultados antes e após a eletroerosão, dentro de um mesmo grupo, foi aplicado o teste t-Student pareado.

## **4 - RESULTADOS**

Foi calculada a média aritmética das 12 leituras de conjunto dente/coróa nos dois momentos - antes e depois da aplicação da eletroerosão - cujos valores médios obtidos estão dispostos nas tabelas 8.7 e 8.8 (Anexo – p.107 e 108). Notou-se que o conjunto dente/troquel 9 do grupo fundido em Ti c.p. apresentou valores muito discrepantes em relação aos demais dentes do grupo. Optou-se por excluir este elemento da análise estatística, uma vez que, a diferença de valores detectada poderia interferir nos resultados finais. O grupo fundido em Ti c.p. ficou, portanto, com um elemento a menos (n=14) que os demais grupos (n=15). Os resultados obtidos a partir da análise estatística estão contidos nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3 e nas figuras 4.1 e 4.2.

### **4.1 – RESULTADOS OBTIDOS ANTES DA ELETROEROSÃO.**

As médias de desajustes marginais das coroas fundidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V antes da aplicação da eletroerosão e liga Pd-Ag, estão apresentadas na tabela 4.1 e figura 4.1. O teste de Kruskal-Wallis indicou haver pelo menos dois grupos com diferenças estatísticas significativas ao nível de significância menor que 1% (tabelas 8.12 e 8.13 -

Anexo – p.111). Os resultados das comparações múltiplas entre os grupos estão apresentados na tabela 4.1.

**Tabela 4.1 – Médias ( $\mu\text{m}$ ) e desvios padrões dos desajustes marginais das coroas antes da utilização da eletroerosão(inicial):**

<b>GRUPOS</b>	<b>MÉDIAS</b>	<b>DESVIOS PADRÕES</b>	<b>N</b>	<b>COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS*</b>
<b>Pd-Ag</b>	45,26	10,47	15	a
<b>Ti-6Al-4V</b>	50,80	17,20	15	a
<b>Ti c.p.</b>	83,96	26,17	14	b

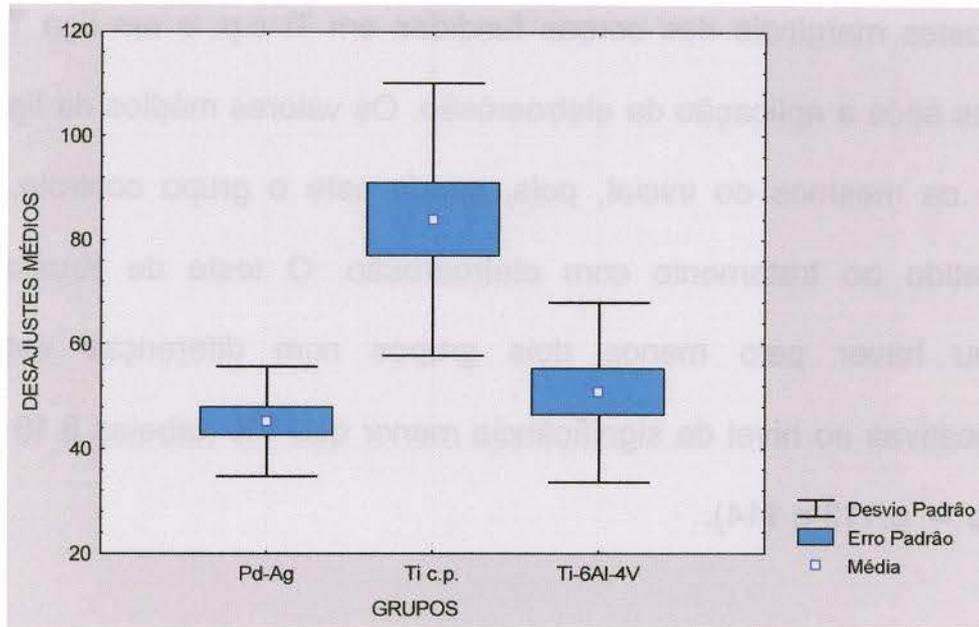
H = 15,30 e  $p = 0,0005$

\*Médias seguidas da mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ao nível de significância de menor que 1%.

Inicialmente, considerando-se apenas a fundição das ligas pelas técnicas recomendadas, verifica-se que a liga Pd-Ag (controle) apresentou valores médios de desajustes marginais menores do que os apresentados pelas ligas de Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Entretanto, não apresentou diferenças estatisticamente significantes em relação a liga Ti-6Al-4V.

A liga Ti c.p. apresentou os maiores valores médios de desajustes marginais dentre os três grupos avaliados, sendo esses

valores médios estatisticamente significantes com relação ao grupo controle (Pd-Ag) e ao grupo em Ti-6Al-4V.



**Figura 4.1 – Gráfico box-plot ilustrativo das médias, em  $\mu\text{m}$ , dos desajustes marginais das coroas totais fundidas nos três grupos antes da utilização da eletroerosão (inicial).**

Analisando o gráfico presente na figura 4.1, nota-se que o comportamento dos desajustes marginais nas ligas Pd-Ag e Ti-6Al-4V foram semelhantes, enquanto que o do Ti c.p. apresentou uma maior variabilidade dos dados, isto é, possuiu um comportamento menos regular.

#### 4.2 – RESULTADOS OBTIDOS APÓS A ELETROEROSÃO.

A tabela 4.2 e a figura 4.2 mostram os valores médios de desajustes marginais das coroas fundidas em Ti c.p. e em liga Ti-6Al-4V obtidos após a aplicação da eletroerosão. Os valores médios da liga Pd-Ag foram os mesmos do inicial, pois, sendo este o grupo controle, não foi submetido ao tratamento com eletroerosão. O teste de Kruskal-Wallis indicou haver pelo menos dois grupos com diferenças estatísticas significativas ao nível de significância menor que 1% (tabelas 8.16 e 8.17 - Anexo – p.113 e 114).

**Tabela 4.2 – Médias ( $\mu\text{m}$ ) e desvios padrões dos desajustes marginais das coroas totais fundidas após a utilização da eletroerosão.(final):**

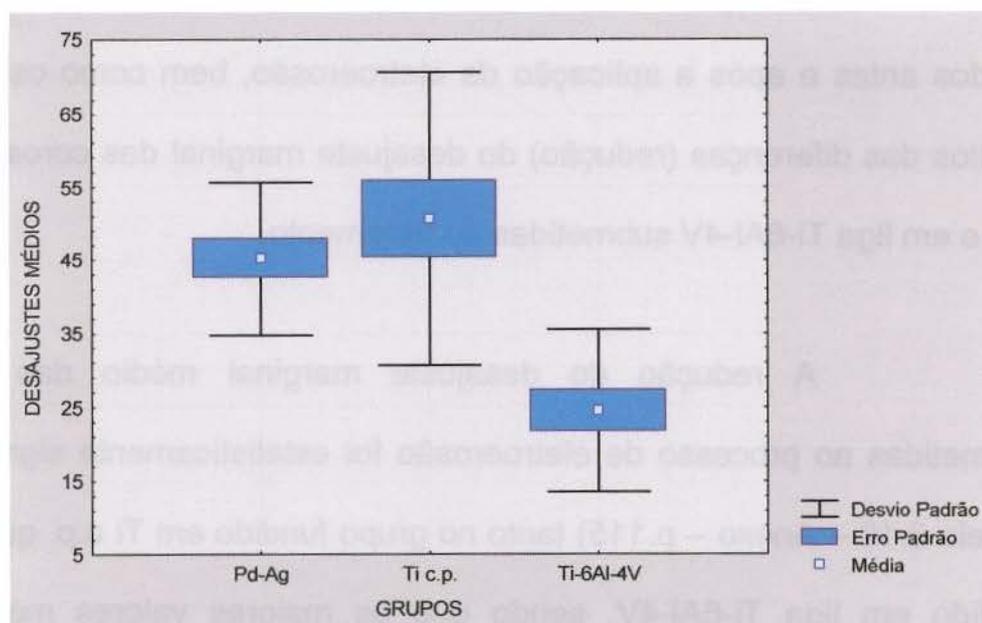
GRUPOS	MÉDIAS	DESVIOS PADRÕES	N	COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS*
Ti-6Al-4V	24,56	10,96	15	a
Pd-Ag	45,26	10,47	15	b
Ti c.p.	50,66	20,00	14	b

H = 18,08686 e p= 0,0001

\*Médias seguidas da mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ao nível de significância menor que 1%.

Após a aplicação da eletroerosão nas coroas fundidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V, verificou-se os menores valores médios de desajustes marginais em liga Ti-6Al-4V, sendo estes, diferentes estatisticamente em relação aos valores médios apresentados pelos grupos fundidos em Ti c.p. e liga de Pd-Ag.

Os valores médios apresentados pelo Ti c.p. foram maiores do que os apresentados pela liga de Pd-Ag, no entanto, não apresentaram diferenças estatísticas significativas.



**Figura 4.2 – Gráfico box-plot ilustrativo das médias, em  $\mu\text{m}$ , dos desajustes marginais das coroas totais fundidas nos três grupos após a utilização da eletroerosão(final).**

Na análise do gráfico após o tratamento com eletroerosão, notou-se que os comportamentos em relação a variabilidade dos desajustes marginais médios dos grupos fundidos em ligas Pd-Ag e Ti-6Al-4V continuaram semelhantes, enquanto que o do grupo fundido em Ti c.p. permaneceu irregular, apresentando uma maior amplitude de seus valores médios.

#### **4.3 RESULTADO OBTIDOS PARA A COMPARAÇÃO ENTRE OS DESAJUSTES ANTES E APÓS A ELETROEROSÃO.**

A tabela 4.3 apresenta as médias de desajustes marginais obtidos antes e após a aplicação da eletroerosão, bem como os valores médios das diferenças (redução) do desajuste marginal das coroas em Ti c.p. e em liga Ti-6Al-4V submetidas ao tratamento.

A redução do desajuste marginal médio das coroas submetidas ao processo de eletroerosão foi estatisticamente significativa (tabela 8.18 – Anexo – p.115) tanto no grupo fundido em Ti c.p. quanto no fundido em liga Ti-6Al-4V, sendo que os maiores valores médios de redução foram encontrados no grupo do Ti c.p. (tabela 8.19 – Anexo – p.115). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os grupos. Observa-se, assim, a equivalência na

efetividade da eletroerosão na redução dos valores médios de desajuste marginal em ambas as ligas.

**Tabela 4.3 – Médias ( $\mu\text{m}$ ) e desvios padrões da diferença de desajustes marginais das coroas totais fundidas antes e após a utilização da eletroerosão nos grupos fundidos em Ti c. p. e Ti-6Al-4V:**

<b>GRUPOS</b>	<b>MÉDIA (ANTES)</b>	<b>MÉDIA (APÓS)</b>	<b>DIFERENÇA (ANTES – APÓS)</b>	<b>DESVIO PADRÃO</b>
<b>Ti c.p.</b>	83,96 a*	50,66 b*	33,30 A*	19,88
<b>Ti-6Al-4V</b>	50,80 a*	24,56 b*	26,23 A*	10,20

\*Médias seguidas da mesma letra minúscula na horizontal e maiúscula na vertical não diferem estatisticamente pelo teste t-Student ao nível de significância menor que 1%.



## 5 - DISCUSSÃO

O grande desafio da Odontologia é a obtenção de restaurações livres de desajustes marginais. Sabe-se que o fato é uma cogitação teórica, desde que há justaposição de duas superfícies distintas e formação de lacuna na região de interface. A alegação foi confirmada por EAMES *et al.*, 1978, ao atestar que nenhuma fundição adaptava-se perfeitamente sobre o dente preparado devido a falhas oriundas dos diversos passos clínicos e laboratoriais necessários para a sua confecção. Busca-se, portanto, restaurações que apresentem o menor grau possível de desajuste marginal dentro das limitações dos materiais e técnicas existentes.

Ligas contendo Au, Co, Cr, Ni, Pd e Ag, utilizadas a várias décadas, persistem como foco de considerável número de pesquisas visando o aprimoramento de técnicas e propriedades específicas que culminem com um melhor ajuste marginal possível (MUENCH & MALUF, 1973; PORTO, 1982; MUENCH *et al.*, 1984; MILAN, 1997). Outras ligas, recentemente incorporadas, como as contendo Ti, despertam interesse cada vez maior no meio científico (TAIRA *et al.*, 1989; SYVERUD *et al.*,

1995; NAKAJIMA & OKABE, 1996; WANG & FENTON, 1996; ZAVANELLI *et al.*, 2000).

Contudo, quaisquer que sejam as técnicas e materiais envolvidos, qual o valor de desajuste marginal clinicamente aceitável para restaurações fundidas? Analisando a literatura, verificam-se controvérsias: SCHWARTZ, 1986, referiu-se ao intervalo de 10 a 160 $\mu$ m; LEONG *et al.*, 1994, consideraram aceitável 120 $\mu$ m. Já KARLSSON, 1993; SAMET *et al.*, 1995; e, MELONCINI, 2000; concordaram que uma discrepância das margens abaixo de 100 $\mu$ m seria o mais indicado para maior longevidade das restaurações.

A observação da tabela 4.1 (Resultados – p.78) que contém dados provenientes das leituras dos desajustes marginais realizadas após as fundições das coroas, mostra que o grupo fundido em Ti c.p. apresentou os maiores valores médios de desajustes (83 $\mu$ m), com diferenças estatísticas significativas em relação aos grupos fundidos em ligas Ti-6Al-4V (50 $\mu$ m) e Pd-Ag (45 $\mu$ m). Assim sendo, levando-se em consideração estes valores, as coroas dos três grupos poderiam ser consideradas com ajuste marginal aceitável clinicamente.

Os valores encontrados no presente estudo, corroboram com os obtidos por LEONG *et al.*, 1994, cujo desajuste marginal médio foi de 60 $\mu$ m em coroas fundidas em Ti c.p., embora diferenças em relação as máquinas de fundição, fossem verificadas. Já, os valores obtidos com o grupo fundido em liga Pd-Ag (45 $\mu$ m) foram consideravelmente menores que os 147 $\mu$ m obtidos por MILAN, 1997, utilizando-se da mesma técnica de fundição. Entretanto, ressalvas podem ser feitas quanto às discordâncias: naquele estudo, além do maior ângulo de convergência das paredes axiais dos preparos (10° contra 8° adotado neste estudo), a usinagem interna das coroas para remoção de eventuais irregularidades da fundição e obtenção de assentamento passivo (SCHWARTZ, em 1986; BESSING & BERGMAN, 1992; MELONCINI, 2000), foi um procedimento negligenciado, ao contrário da presente investigação.

O processo de eletroerosão na Odontologia, foi inicialmente proposto para a fabricação de coroas e próteses em Ti, infra-estruturas para próteses sobre implantes (EVANS, 1997) e encaixes em próteses fixas associadas a próteses parciais removíveis (RUBBELING & KREYLOS, 1994). O aumento das pesquisas e aperfeiçoamento de conhecimentos, extrapolou suas indicações, passando a ser utilizado no refinamento de bordas marginais de componentes do tipo UCLA fundidos em Ti e na

correção de irregularidades resultantes dos processos de fundição de próteses sobre implante (SCHMITT *et al.*, 1995; SCHMITT & CHANCE, 1995, EVANS, 1997).

Na tabela 4.2 (Resultados - p.80), que contém os dados das leituras dos desajustes marginais médios realizadas após a aplicação da eletroerosão, observa-se que o grupo fundido em Ti c.p. manteve-se com os maiores valores médios de desajustes ( $50\mu\text{m}$ ), seguido pelo grupo em liga Pd-Ag ( $45\mu\text{m}$ ), ambos diferentes estatisticamente em relação àquele fundido em liga Ti-6Al-4V ( $24\mu\text{m}$ ).

Na comparação dos valores obtidos dentro do mesmo grupo, antes e após a eletroerosão, a redução do desajuste marginal verificada foi estatisticamente significativa, sendo melhor após o procedimento, conforme demonstrado na tabela 4.3 (Resultados – p.83). Verificou-se que as coroas fundidas em Ti c.p. apresentaram reduções médias de  $33,3\mu\text{m}$ , enquanto que, as fundidas em liga Ti-6Al-4V reduziram, em média,  $26,2\mu\text{m}$ . Apesar da maior redução ter ocorrido nas coroas em Ti c.p., não foi constatada diferenças estatísticas significativas na comparação entre os grupos, isto é, o processo foi igualmente eficaz para ambos.

Em relação aos valores médios obtidos com a liga Ti-6Al-4V, quer antes ou após a eletroerosão, praticamente não há dados disponíveis para comparações. SYVERUD *et al.*, 1995, advogaram que as margens cervicais de próteses fundidas em liga Ti-6Al-4V apresentavam-se mais rugosas e imperfeitas que as em Ti c.p., discordando da atual investigação, na qual as coroas fundidas em liga Ti-6Al-4V apresentaram-se com melhor ajuste marginal em ambas as fases. Os resultados observados para as fundições em liga Ti-6Al-4V também foram promissores quando comparados com as fundições em liga Pd-Ag, haja vista que, os desajustes médios de ambas apresentaram semelhanças estatísticas imediatamente após as fundições, sendo significativamente melhores para as fundições em Ti-6Al-4V após a utilização da eletroerosão.

Os valores obtidos em Ti c.p. na presente pesquisa, corroboram com BOENING *et al.*, 1992 e LEONG *et al.*, 1994, que obtiveram 53 e 54 $\mu$ m, respectivamente, estando abaixo dos obtidos por KARLSSON, 1993, que relatou desajustes médios de 70 $\mu$ m para coroas adaptadas ao respectivo dente e 60 $\mu$ m, quando em relação ao troquel de gesso. No entanto, o método utilizado por ambos os autores, associou a eletroerosão às coroas previamente fabricadas por usinagem - CAD-CAM. Logo após as fundições, os desajustes médios apresentados pelas coroas

em Ti c.p., embora aceitáveis clinicamente, deixaram a desejar em relação aos apresentados pelas coroas fundidas em liga de Pd-Ag. Entretanto os desajustes médios conseguidos com a utilização do processo de eletroerosão foram satisfatórios, haja vista a semelhança estatística verificada em relação aos valores obtidos nas coroas em Pd-Ag.

Em estudos, onde avalia-se o desajuste marginal de coroas, comumente verifica-se alta variabilidade de dados, sendo, nestes casos, alertado que o mais apropriado seria o uso dos valores absolutos para expressar a verdadeira situação clínica, como advogado por LEONG *et al.*, 1994. O fato foi particularmente ilustrado neste estudo, onde em algumas coroas, verificou-se que os valores absolutos distanciaram-se consideravelmente dos valores médios. Baseando-se em relatos prévios (KARLSSON, 1993; SAMET, 1995 e MELONCINI, 2000), na presente investigação adotou-se um desajuste marginal de até 100 $\mu$ m como viável clinicamente. Sendo assim, considerando-se os valores absolutos (tabelas 8.1 a 8.3 – Anexo – p.101 a 103), verificou-se que 93,3% das coroas em Pd-Ag, 80% das coroas em liga Ti-6Al-4V e somente 42,9% das coroas em Ti c.p. imediatamente após a fundição, apresentaram-se com desajustes marginais abaixo do aceitável (tabela 8.6 – Anexo – p.106), tornando-se portanto, a maioria das coroas do grupo em Ti c.p. inviáveis clinicamente.

Após a aplicação da eletroerosão (Tabelas 8.6 – Anexo – p.106) apenas 21,4% das coroas em Ti c.p. permaneceram com desajustes marginais acima de 100 $\mu$ m. Já no grupo fundido em liga Ti-6Al-4V, 100% das coroas apresentaram-se com desajuste marginal abaixo deste valor.

Na presente investigação, uma interessante observação pode ser feita em relação ao grupo fundido em Ti c.p. Imediatamente após a fundição, o conjunto dente/corona número 9 apresentou valores de desajustes marginais superiores aos encontrados nos demais, atingindo 400,0 $\mu$ m num dos pontos medidos, contra 209,0 $\mu$ m para o maior valor imediatamente abaixo do conjunto em questão. Em princípio, suspeitou-se que o fato tivesse ocorrido por uma possível distorção no padrão em cera desde a escultura até a inclusão em revestimento ou pela presença de falha de fundição, que culminou no escoamento insuficiente de metal na margem cervical. No entanto, após ser submetido ao processo de eletroerosão, a discrepância de valores deixou de ocorrer, fato ilustrado pelos 156,8 $\mu$ m no ponto de maior desajuste neste conjunto, contra 146,5 $\mu$ m - o maior valor encontrado num dos demais conjuntos. Mesmo isolado, este fato sugere uma possível indicação do processo de eletroerosão na correção de distorções, vazios ou falhas de fundição nas margens cervicais, evitando-se desprezar a restauração, substituindo-a por nova fundição – não imune da

mesma eventualidade. Para tanto, estudos acerca do assunto devem ser desenvolvidos a fim de se confirmar a suspeita.

Apesar de eficaz, a fabricação de coroas associando a eletroerosão ao sistema de usinagem de precisão - CAD-CAM - aos poucos implantada na Europa, E.U.A e Japão, é um método pouco acessível a países emergentes devido ao custo dos equipamentos. Seguindo-se a tendência de aprimoramento de conhecimentos e técnicas, no presente estudo, buscou-se adequar o processo de eletroerosão à realidade nacional, avaliando sua efetividade em relação ao refinamento das margens cervicais das coroas em Ti c.p. e em liga Ti-6Al-4V obtidas por fundição. Com isto, em relação ao desajuste marginal, pôde-se obter resultados satisfatórios e semelhantes aos encontrados pela associação da eletroerosão ao sistema CAD-CAM para fabricação das coroas (BOENING et al., 1992; BESSING & BERGMAN, 1992; KARLSSON, 1993 e LEONG, 1994), com um ônus consideravelmente menor.

## **6 - CONCLUSÃO**

1. As coroas em Ti c.p. apresentaram-se significativamente menos adaptadas que as em Ti-6Al-4V, tanto antes (83,9 contra 50,8 $\mu$ m), quanto após a eletroerosão (50,6 contra 24,5 $\mu$ m);

2. A eletroerosão foi igualmente eficaz na redução do desajuste marginal nas coroas em Ti c.p. (redução de 33,3 $\mu$ m) e Ti-6Al-4V (redução de 26,2 $\mu$ m), sendo os resultados, significativamente melhores após a aplicação do processo;

3. As coroas em Pd-Ag (45,2 $\mu$ m) apresentaram-se significativamente melhores que as em Ti c.p. imediatamente após a fundição, entretanto, após a eletroerosão, ambas se equívalem.

4. O desajuste marginal obtido nas coroas em Ti-6Al-4V imediatamente após a fundição foi equivalente aos obtidos em Pd-Ag, entretanto, após a eletroerosão, as coroas em Ti-6Al-4V foram significativamente melhores.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. ANDERSSON, M. *et al.* Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.47, n.5, p.279-286, 1989.
2. BERG, E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. *J Dent*, Bristol, v.25, n.2, p.113-117, Jan.1996.
3. BERGMAN, B. *et al.* A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.48, n.2, p.113-117, Apr. 1990.
4. BESSING, C., BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J*, Jönköping, v.16, n.3, p.109-113, 1992.
5. BOENING, K.W., WALTER, M.H., REPEL, P.D. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J. Oral Rehabil*, Birmingham, v.19, n.3, p.281-7, Mar. 1992.
6. BLACKMAN, R., BAEZ, R., BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.4, p.435-440, Apr. 1992.

\* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas de Periódicos "Medline".

7. CRAIG, R.G. *et al.* *Restorative dental materials*. 10.ed. Saint Louis: Mosby, 1997. Cap.15: Cast and wrought base metal alloys, p.428-432.
8. DESCHAUMES, C., EL MOHTARIM, B., MORENAS, M. Le titane coelé: vitesse de refroidissement et caractéristiques mécaniques. *Cah Prothese*, Paris, n.98, p.35-44, Juin 1997.
9. EAMES, W.B., MACNAMARA, J.F. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. *Oper Dent*, Seattle, v.3, n.4, p.137-141, 1978.
10. EVANS, D.B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.2, p.212-215, 1997.
11. GARONE NETTO, N., BURGER, R.C. *Inlay e Onlay: metálica e estética*. São Paulo: Santos: 1998. Cap.5: Moldagem, p.63-105.
12. IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T. Titanium and titanium alloys for dental castings. *J Dent Res*, Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstract, 397].
13. KARLSSON S. The fit of procera titanium crowns. an in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.51, p.129-134,1993.

14. LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent Res*, Guildford, v.43, p.245-253, June 1993.
15. LEONG, D. *et. al.* Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.7, n.5, p.440-447, Sept./Oct.1994.
16. LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*, Washington, v.6, p.32-37, 1992.
17. MELONCINI, M.A. *Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas.* São Paulo, 2000 (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
18. MILAN, F.M. *Influência de três fontes de calor sobre o ajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas.* Piracicaba, 1997 (Mestrado – Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
19. MUENCH, A., MALUF, W.I. Alterações dimensionais de blocos, tipos classe I e coroas, em função dos seus diâmetros e orientação no anel de fundição. *Rev.Fac. Odontol S Paulo*, São Paulo, v.11, n.2, p.271-278, jul./dez. 1973.

20. \_\_\_\_\_. *et al.* Desajuste de blocos tipo classe I/coroa, em função da granulometria dos revestimentos. *Rev Paul Odontol*, São Paulo, v.6, n.2, p.47-50, mar. 1984.
21. NAKAJIMA, H., OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. *Dent Mater J*, Tokyo, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.
22. PETERSEN, G.F., ASMUSSEN, E. Distortion of impression materials used in the double-mix technique. *Scand J Dent Res*, Copenhagen, v.99, p.343-348, 1991.
23. PORTO, C.L.A. *Liga do sistema cobre/alumínio. Estudo comparativo da precisão de fundição. Efeito do enceramento, tipo de preparo e alívio interno.* Araraquara, 1982. Tese (Livre-Docência – Dentística) - Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho.
24. RÜBELING, G., KREYLOS, H.A. Spark erosion in dental technology: possibilities and limitations. *Quintessence Dent Technol*, Chicago, v.8, n.10, p.649-657, Nov./Dez. 1984.
25. SAMET, N. *et al.* A CAD-CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.73, n.5, p.457-463, May 1995.

26. SCHMITT, S.M., CHANCE, D.A. Fabrication of titanium implant-retained restorations with nontraditional machining techniques. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.8, n.4, p.332-336, 1995.
27. \_\_\_\_\_., \_\_\_\_\_., CRONIN, R.J. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.73, n.3, p.280-283, Mar. 1995.
28. SCHWARTZ, I.S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.56, n.3, p.212-215, Sept.1986.
29. SYVERUD, M., OKABE, T., HERO, H. Casting of Ti - 6Al - 4V alloy compared with pure Ti in Ar-Arc casting machine. *Eur J Oral Sci*, Copenhagen, v.103, n.5, p.327-330, Oct. 1995.
30. TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. *Dent Cosmos*, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-9, Nov.1907.
31. TAIRA, M., MOSER, J.B., GREENER, E.H. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*, Oxford, v.5, n.1, p.45-50, Jan.1989.
32. VALERA, R.C. *Estudo da adaptação gengival de coroas totais fundidas a partir de padrões de cera, de resinas acrílicas ativada quimicamente e mistos (R.A.A.Q. + cera)*. Bauru, 1976. Dissertação (Mestrado - Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

33. VAN ROEKEL, N.B. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.5, n.2, p.114-121, 1992.
34. \_\_\_\_\_. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Chicago, v.7, n.1, p.56-61, 1992.
35. WALTER, M., BÖNING, K., REPPEL, P.D. Clinical performance of machined titanium restorations. *J Dent*, Bristol, v.22, n.6, p.346-348, 1994.
36. WANG, R.R., FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.6, p.401-8, June 1996.
37. WEBER, H., FRANK, G. Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.69, n.2, p.222-227, 1993.
38. ZAVANELLI, R.A. *et al.* Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V in different storage. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.84, n.3, p.274-279, Sept. 2000.

## ANEXO

### 8.1 – VALORES ORIGINAIS

Tabela 8.1 – Valores originais, em  $\mu\text{m}$ , nos quatro pontos selecionados em cada dente para as coroas confeccionadas com liga de paládio-prata.

COROAS	PONTO 1	PONTO 2	PONTO 3	PONTO 4
1	32,8	67,2	90,7	53,0
2	28,5	51,3	54,5	22,3
3	54,3	35,8	6,2	45,2
4	49,8	53,8	30,5	36,8
5	36,3	21,3	69,8	63,5
6	108,5	32,7	73,7	1,8
7	2,8	61,2	21,0	36,2
8	51,5	49,3	59,2	32,8
9	21,2	2,7	33,0	42,5
10	43,0	69,8	52,3	37,8
11	28,3	28,0	76,0	83,5
12	28,5	29,8	44,7	41,3
13	45,5	48,8	93,7	40,2
14	92,5	90,8	29,3	4,7
15	30,7	83,7	11,0	47,8

\*Este grupo não foi submetido ao processo da eletroerosão

**Tabela 8.2 – Valores originais, em  $\mu\text{m}$ , nos quatro pontos selecionados em cada dente para as coroas confeccionadas com liga de titânio comercialmente puro, antes da aplicação da eletroerosão.**

COROAS	PONTO 1	PONTO 2	PONTO 3	PONTO 4
1	98,8	57,5	54,3	87,7
2	41,5	34,5	39,7	54,3
3	45,7	70,2	96,2	99,8
4	23,5	85,7	44,5	36,5
5	129,7	170,8	92,8	51,0
6	48,3	53,7	68,5	19,5
7	98,0	66,5	71,2	109,5
8	118,7	8,7	108,2	116,5
<b>9</b>	<b>153,2</b>	<b>400,0</b>	<b>392,7</b>	<b>194,3</b>
10	155,0	99,5	97,3	49,5
11	152,8	58,2	123,7	209,3
12	104,2	116,2	63,7	114,0
13	155,8	85,2	136,5	32,8
14	78,7	81,3	84,8	55,2
15	25,5	75,0	127,5	118,3

\*o dente número 9 do grupo Ti c. p. não foi utilizado na análise estatística

**Tabela 8.3 – Valores originais, em  $\mu\text{m}$ , nos quatro pontos selecionados em cada dente para as coroas confeccionadas com liga de titânio-alumínio-vanádio, antes da aplicação da eletroerosão.**

<b>COROAS</b>	<b>PONTO 1</b>	<b>PONTO 2</b>	<b>PONTO 3</b>	<b>PONTO 4</b>
1	42,5	72,7	100,8	108,3
2	11,0	6,7	17,7	98,3
3	15,8	26,8	19,7	34,2
4	26,8	54,7	61,3	65,2
5	36,2	73,0	64,7	50,8
6	41,7	86,5	70,0	44,2
7	39,8	48,2	44,7	10,7
8	45,3	23,0	40,5	34,7
9	57,5	99,8	73,0	37,3
10	23,3	63,2	51,5	52,5
11	49,3	42,8	56,0	66,8
12	77,7	125,5	38,0	47,5
13	2,2	66,7	51,5	9,3
14	53,0	33,3	49,2	19,5
15	35,7	141,8	88,8	19,2

**Tabela 8.4 – Valores originais, em  $\mu\text{m}$ , nos quatro pontos selecionados em cada dente para as coroas confeccionadas com liga de titânio comercialmente puro, após a aplicação da eletroerosão.**

<b>COROAS</b>	<b>PONTO 1</b>	<b>PONTO 2</b>	<b>PONTO 3</b>	<b>PONTO 4</b>
1	58,0	60,3	77,8	55,2
2	37,3	27,3	13,7	22,3
3	2,0	64,7	64,0	53,7
4	12,0	67,7	6,3	32,8
5	101,3	126,5	73,8	23,7
6	20,0	25,5	37,7	11,2
7	70,8	80,8	66,8	52,0
8	30,0	1,0	53,5	44,3
<b>9</b>	<b>72,8</b>	<b>156,8</b>	<b>126,7</b>	<b>74,7</b>
10	128,7	87,0	55,3	76,3
11	44,5	42,7	48,3	72,8
12	45,5	68,8	54,8	90,0
13	146,5	59,3	0,5	0,7
14	67,5	57,0	23,3	18,8
15	7,7	32,8	94,3	39,5

\*o dente número 9 do grupo Ti c. p. não foi utilizado na análise estatística

**Tabela 8.5 – Valores originais, em  $\mu\text{m}$ , nos quatro pontos selecionados em cada dente para as coroas confeccionadas com liga de titânio-alumínio-vanádio, após a aplicação da eletroerosão.**

<b>COROAS</b>	<b>PONTO 1</b>	<b>PONTO 2</b>	<b>PONTO 3</b>	<b>PONTO 4</b>
1	10,5	46,3	0,8	73,8
2	12,3	4,0	7,0	40,5
3	0,8	5,5	9,0	13,0
4	12,8	12,5	28,0	26,0
5	28,7	49,0	48,2	27,3
6	10,5	29,0	52,0	0,8
7	19,2	23,0	9,3	1,8
8	11,8	13,5	17,3	9,3
9	30,3	58,8	53,8	19,2
10	21,7	20,0	18,8	50,7
11	37,2	27,0	33,7	26,0
12	25,8	52,8	24,3	36,2
13	3,8	23,8	4,5	2,8
14	32,3	24,3	37,2	19,2
15	1,3	70,0	55,0	9,5

**Tabela 8.6 – Número de dentes, em porcentagem, com desajustes marginais inferiores a 100 $\mu$ m considerando somente os valores originais encontrados para as coroas confeccionadas em paládio-prata, titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio.**

<b>LIGAS</b>	<b>ANTES DA ELETROEROSÃO</b>	<b>DEPOIS DA ELETROEROSÃO</b>
<b>Pd-Ag</b>	93,3%	-
<b>Ti-6Al-4V</b>	80,0%	100,0%
<b>Ti c.p.</b>	42,9%	78,6%

## 8.2 – VALORES MÉDIOS

Tabela 8.7 – Valores médios, em  $\mu\text{m}$ , das doze leituras das coroas confeccionadas com as ligas de paládio-prata, titânio comercialmente puro, titânio-alumínio-vanádio antes da aplicação da eletroerosão.

COROAS	Pd-Ag	Ti c. p.	Ti-6Al-4V
1	60,917	74,583	81,083
2	39,167	42,500	33,417
3	35,375	77,958	24,125
4	42,750	47,542	52,000
5	47,750	111,083	56,167
6	54,167	47,500	60,583
7	30,292	86,292	35,833
8	48,208	88,000	35,875
9	24,833	<b>285,042*</b>	66,917
10	50,750	100,333	47,625
11	53,958	136,000	53,750
12	36,083	99,500	72,167
13	57,042	102,583	32,417
14	54,333	75,000	38,750
15	43,292	86,583	71,375

\*o dente número 9 do grupo Ti c. p. não foi utilizado na análise estatística

**Tabela 8.8 – Valores médios, em  $\mu\text{m}$ , das doze leituras das coroas confeccionadas com as ligas de titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio após a aplicação da eletroerosão.**

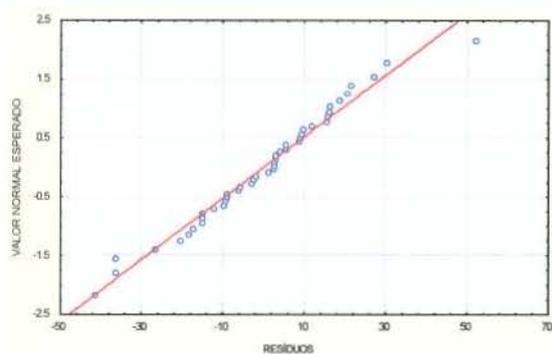
<b>COROAS</b>	<b>Pd-Ag*</b>	<b>Ti c. p.</b>	<b>Ti-6Al-4V</b>
1	60,917	62,833	32,875
2	39,167	25,167	15,958
3	35,375	46,083	7,083
4	42,750	29,708	19,833
5	47,750	81,333	38,292
6	54,167	23,583	23,083
7	30,292	67,625	13,333
8	48,208	32,208	13,000
9	24,833	<b>107,750**</b>	40,542
10	50,750	86,833	27,792
11	53,958	52,083	30,958
12	36,083	64,792	34,792
13	57,042	51,750	8,750
14	54,333	41,667	28,250
15	43,292	43,583	33,958

\* o grupo fundido em Pd-Ag não foi submetido ao processo de eletroerosão

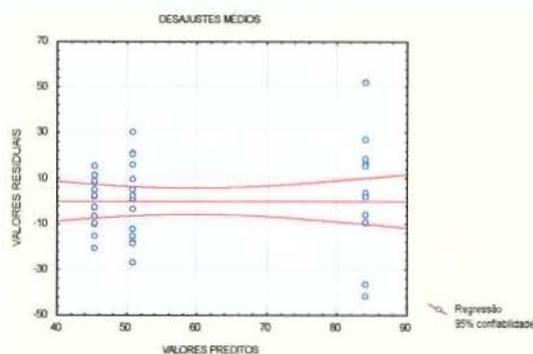
\*\* o dente 9 do grupo fundido em Ti c.p. não foi utilizado na análise estatística

### 8.3 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL SEM O

#### CONJUNTO DENTE/COROA 9 (Grupo Ti c.p.)

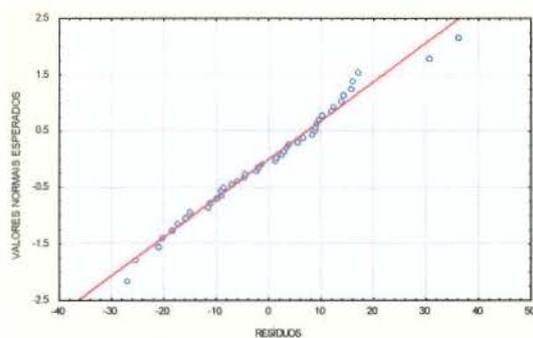


(A)

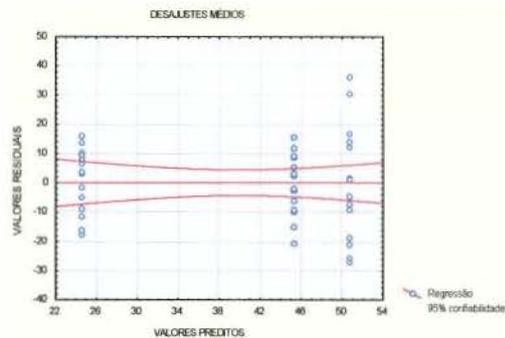


(B)

Figura 8.1: (A) – gráfico da Normalidade dos dados antes da aplicação da eletroerosão; (B) – gráfico da não homogeneidade das variâncias antes da aplicação do da eletroerosão.



(A)



(B)

Figura 8.2: (A) – gráfico da Normalidade dos dados depois da aplicação da eletroerosão; (B) – gráfico da não homogeneidade das variâncias depois da aplicação do da eletroerosão.

**Tabela 8.9 – Teste de Levene para homogeneidade das variâncias.**

<b>MÉDIAS</b>	<b>F<sub>(2;41)</sub></b>	<b>valor p</b>
<b>Antes da eletroerosão</b>	3,779804	0,031148
<b>Após a eletroerosão</b>	4,18	0,022199

**Tabela 8.10 – Análise de variância antes da aplicação da eletroerosão.**

	<b>S.Q.</b>	<b>g.l.</b>	<b>Q.M</b>	<b>F</b>	<b>valor p</b>
<b>Grupos</b>	12552,01	2	6276,007	17,63703	0,000003
<b>Erros</b>	14589,55	41	355,843		

**Tabela 8.11 – Resultados de três testes estatísticos paramétricos antes da aplicação da eletroerosão.**

<b>Grupos comparados</b>	<b>Valores p para os testes</b>		
	<b>LSD</b>	<b>Tukey</b>	<b>Scheffé</b>
<b>Pd-Ag/Ti c.p.</b>	0,000002	0,000123	0,000011
<b>Pd-Ag/Ti-6Al-4V</b>	0,425502	0,702197	0,725115
<b>Ti c.p./Ti-6Al-4V</b>	0,000027	0,000188	0,000133

**Tabela 8.12 – Teste de Kruskal-Wallis (não paramétrico) antes da aplicação da eletroerosão.**

GRUPOS	SOMA DOS RANKINGS	NÚMERO DE REPETIÇÕES	R <sub>i</sub>
Pd-Ag	243,0000	15	16,200
Ti c.p.	469,0000	14	33,500
Ti-6Al-4V	278,0000	15	18,533

$$H_{(2; 44)} = 15,30; p = 0,0005$$

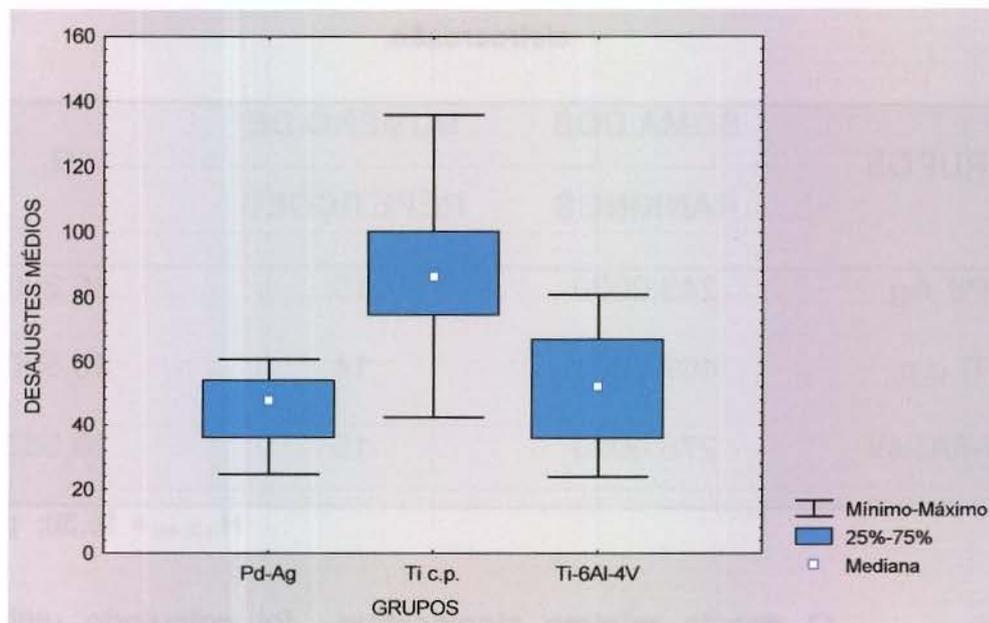
O desvio mínimo significativo foi calculado utilizando a

fórmula:  $dms_{(\alpha = 0.01)} = Z_{\alpha/[k(k-1)]} \sqrt{\frac{N(N+1)}{12} \left( \frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)}$ , em que, k = 3 = número

de grupos e N = 44 = número de dentes utilizados.

**Tabela 8.13 – Comparações dos grupos 2 a 2 pela técnica não paramétrica proposta por Kruskal-Wallis antes da aplicação da eletroerosão.**

Grupos Comparados	R <sub>i</sub> - R <sub>j</sub>	Dms <sub>(α = 0.01)</sub>	Comparações múltiplas
Pd-Ag/Ti c.p.	17,300	13,98	Diferem
Pd-Ag/Ti-6Al-4V	2,333	13,74	Não diferem
Ti c.p./Ti-6Al-4V	14,967	13,98	Diferem



**Figura 8.3 – Gráfico box-plot ilustrativo das medianas, em  $\mu\text{m}$ , dos desajustes marginais das coroas totais fundidas nos três grupos antes da aplicação da eletroerosão. (inicial):**

**Tabela 8.14 – Análise de variância após a aplicação da eletroerosão.**

	S.Q.	g.l.	Q.M	F	valor p
<b>Grupos</b>	5578,865	2	2789,433	13,57599	0,000030
<b>Erros</b>	8424,191	41	205,468		

**Tabela 8.15 – Resultados de três testes estatísticos paramétricos após a aplicação da eletroerosão.**

Grupos comparados	Valores p para os testes		
	LSD	Tukey	Scheffé
Pd-Ag/Ti c.p.	0,316681	0,572646	0,602035
Pd-Ag/Ti-6Al-4V	0,000297	0,000953	0,001331
Ti c.p./Ti-6Al-4V	0,000016	0,000158	0,000079

**Tabela 8.16 – Teste de Kruskal-Wallis (não paramétrico) após a aplicação da eletroerosão.**

Grupos	Soma dos Rankings	Número de Repetições	$R_i$
Pd-Ag	418,0000	15	27,867
Ti c.p.	406,0000	14	29,000
Ti-6Al-4V	166,0000	15	11,067

$$H_{(2;44)} = 18,08686; p = 0,0001$$

Tabela 8.17 – Comparações dos grupos 2 a 2 pela técnica não paramétrica proposta por Kruskal-Wallis após a aplicação da eletroerosão.

Grupos Comparados	$R_i - R_j$	$D_{ms} (\alpha = 0.01)$	Comparações múltiplas
Pd-Ag/Ti c.p.	1,133	13,98	Não diferem
Pd-Ag/Ti-6Al-4V	16,800	13,74	Diferem
Ti c.p./Ti-6Al-4V	17,933	13,98	Diferem

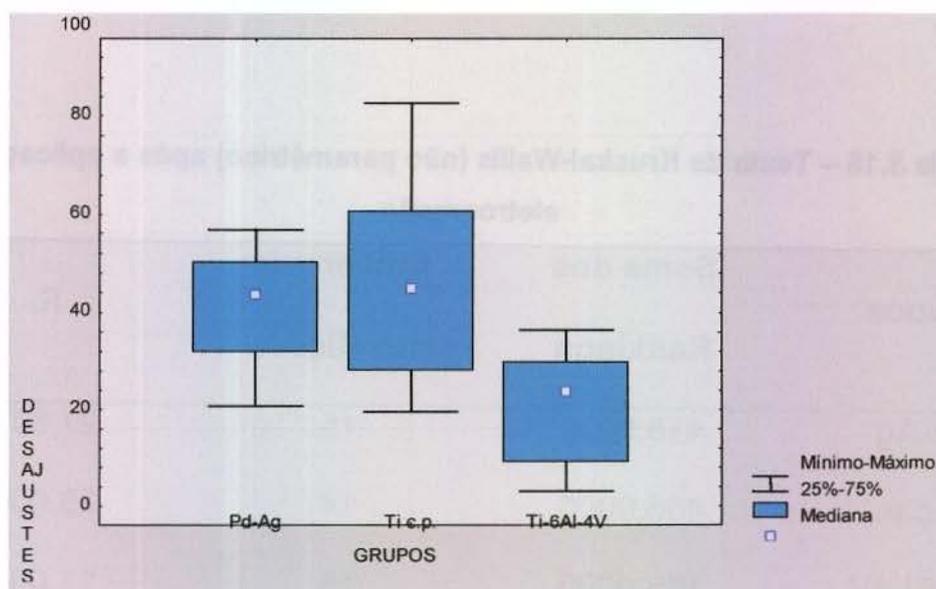


Figura 8.4 – Gráfico box-plot ilustrativo das medianas, em  $\mu\text{m}$ , dos desajustes marginais das coroas totais fundidas nos três grupos após a aplicação da eletroerosão. (final).

**Tabela 8.18 – Teste t-Student pareado para verificação da efetividade da eletroerosão dentro dos grupos titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio.**

GRUPOS	MÉDIAS	ERROS	VALOR t	VALOR p
		PADRÕES		
Ti c.p.	33,30060	5,313689	6,267	0,000014
Ti-6Al-4V	26,23889	2,634715	9,9589	≈ 0,000000

**Tabela 8.19 – Teste t-Student para verificação da efetividade da eletroerosão entre os grupos Ti c.p e Ti-6Al-4V**

teste t	valor t	g.l.	valor p
Ti c.p/Ti-6Al-4V	1,215745	27	0,234605

#### 7.4 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL COM O CONJUNTO DENTE/COROA 9 (Grupo Ti c.p.)

Tabela 8.20 – Resultados de três testes estatísticos paramétricos antes da aplicação da eletroerosão.

Grupos comparados	Valores p para os testes		
	LSD	Tukey	Scheffé
Pd-Ag/Ti c.p.	0,000221	0,000744	0,001005
Pd-Ag/Ti-6Al-4V	0,669265	0,903330	0,911810
Ti c.p./Ti-6Al-4V	0,000804	0,002368	0,003406

Tabela 8.21 – Teste de Kruskal-Wallis (não paramétrico) antes da aplicação da eletroerosão.

Grupos	Soma dos Rankings	Número de Repetições	$R_i$
Pd-Ag	243,0000	15	16,200
Ti c.p.	514,0000	15	34,267
Ti-6Al-4V	278,0000	15	18,533

$$H_{(2, 45)} = 16,79382; p = 0,0002$$

**Tabela 8.22 – Comparações dos grupos 2 a 2 pela técnica não paramétrica proposta por Kruskal-Wallis antes da aplicação da eletroerosão.**

<b>Grupos Comparados</b>	<b><math>R_i - R_j</math></b>	<b><math>D_{ms} (\alpha = 0.01)</math></b>	<b>Comparações múltiplas</b>
<b>Pd-Ag/Ti c.p.</b>	17,300	13,98	Diferem
<b>Pd-Ag/Ti-6Al-4V</b>	2,333	13,74	Não diferem
<b>Ti c.p./Ti-6Al-4V</b>	14,967	13,98	Diferem

**Tabela 8.23 – Resultados de três testes estatísticos paramétricos após a aplicação da eletroerosão.**

<b>Grupos comparados</b>	<b>Valores p para os testes</b>		
	<b>LSD</b>	<b>Tukey</b>	<b>Scheffé</b>
<b>Pd-Ag/Ti c.p.</b>	0,134556	0,289436	0,322093
<b>Pd-Ag/Ti-6Al-4V</b>	0,001365	0,003925	0,005594
<b>Ti c.p./Ti-6Al-4V</b>	0,000012	0,000149	0,000063

**Tabela 8.24 – Teste de Kruskal-Wallis (não paramétrico) após a aplicação da eletroerosão.**

Grupos	Soma dos Rankings	Número de Repetições	$R_i$
Pd-Ag	418,0000	15	27,867
Ti c.p.	451,0000	15	27,867
Ti-6Al-4V	166,0000	15	11,067

$$H_{(2; 45)} = 18.78493; p = 0.0001$$

**Tabela 8.25 – Comparações dos grupos 2 a 2 pela técnica não paramétrica proposta por Kruskal-Wallis após a aplicação da eletroerosão.**

Grupos Comparados	$R_i - R_j$	$Dms_{(\alpha = 0.01)}$	Comparações múltiplas
Pd-Ag/Ti c.p.	2,200	13,97	Diferem
Pd-Ag/Ti-6Al-4V	16,800	13,97	Não diferem
Ti c.p./Ti-6Al-4V	19,000	13,97	Diferem

UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
SEÇÃO CIRCULANTE