



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



EDWIN FERNANDO RUIZ CONTRERAS
(Cirurgião-Dentista)

**INFLUÊNCIA DA SOLDAGEM “LASER”, ELETROEROSÃO
E CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA NO DESAJUSTE
MARGINAL DE PRÓTESES FIXAS IMPLANTO-RETIDAS
FUNDIDAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E
TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO**

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

PIRACICABA

-2004-

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



INFLUÊNCIA DA SOLDAGEM “LASER”, ELETROEROSÃO E CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA NO DESAJUSTE MARGINAL DE PRÓTESES FIXAS IMPLANTO-RETIDAS FUNDIDAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO

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

Orientador: Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Aderico Santana Guilherme
Prof. Dr. Ricardo Alexandre Zavanelli
Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita
Prof. Dr. Mauro Antonio Arruda Nobilo
Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Feste exemplar foi devidamente corrigido.
De acordo com a Resolução CCPG-026/R3
CPG. 20/11/04
Assinatura do Orientador

PIRACICABA

-2004-

UNIDADE	PL
Nº CHAMADA	
	F/UNICAMP
	88532
V	EX
TOMBO BC/	01819
PROC.	16-86-05
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	11,00
DATA	10-2-05
Nº CPD	

BIB 10- 344436

Ficha Catalográfica

6768i
 Contreras, Edwin Fernando/Ruiz.
 Influência da soldagem "lasër", eletroerosão e ciclos de cocção da porcelana na adaptação de próteses fixas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio antes e após a eletroerosão. / Edwin Fernando Ruiz Contreras – Piracicaba, SP : [s.n.], 2004.
 xvi, p. 131 : il.

Orientador : Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques.

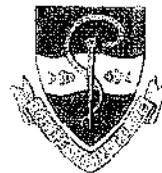
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Ligas de titânio. 2. Soldagem 3. Lasers 4. Porcelana. 5. Próteses dentárias. 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.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 30 de Setembro de 2004, considerou o candidato EDWIN FERNANDO RUIZ CONTRERAS aprovado.

A handwritten signature in black ink, appearing to be "G. P. H.", written above a horizontal line.

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in black ink, appearing to be "M. A. N.", written above a horizontal line.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NOBILO

A large, complex handwritten signature in black ink, written above a horizontal line.

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

A handwritten signature in black ink, appearing to be "A. S. G.", written above a horizontal line.

PROF. DR. ADÉRCIO SANTANA GUILHERME

A handwritten signature in black ink, appearing to be "R. A. Z.", written above a horizontal line.

PROF. DR. RICARDO ALEXANDRE ZAVANELLI

Dedico este trabalho,

Deus, que me fez transformar adversidades em estímulos;

Aos meus pais **Francisco** e **Maria**, meus exemplos de vida, força, garra e determinação em busca dos ideais. Devo-lhes muito mais do que este trabalho, devo-lhes a minha vida;

Ao meu irmão **Edgard**, que mesmo a distância, sempre foi um companheiro para todas as horas;

Aos meus avós **Antônio** (*em memória*) e **Manoel** (*em memória*)
Genoveva e **Beatriz** (*em memória*), pessoas que sempre acreditaram em mim;

A minha namorada **Talita**, que soube entender este momento de dificuldade e dedicação ao trabalho, ajudando-me e apoiando-me no possível e impossível. Obrigado pela prova de amor.

A meus sogros **Ana Maria** e **Moacir** pelo incentivo e carinho.

Meus Agradecimentos Especiais

Meu agradecimento especial ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP, um profissional ímpar, por quem tenho muito apreço e com o qual eu aprendi muito mais que conhecimentos técnicos e científicos, aprendi o que é dedicação, competência e responsabilidade. Pessoa imprescindível para a conclusão deste trabalho;

Meu agradecimento especial à Prof^ª. Dr^ª. **Suely Ruiz Giolo**, do Departamento de Estatística da Universidade Federal do Paraná pelas orientações na elaboração do projeto e essencial contribuição na análise estatística do trabalho. Outro exemplo de profissionalismo;



Meu agradecimento especial à **Fundação de Amparo à Pesquisa e ao Estudo do Estado de São Paulo – FAPESP**, que novamente confiou em minha intenção, fornecendo todo o suporte financeiro à execução do trabalho. (processo nº 2001/03128-0).

Meus Agradecimentos

À *Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP*, em nome do atual coordenador do curso de pós-graduação *Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen*, 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, minha primeira casa, onde tudo começou;

A *Faculdade Ingá – UNINGÁ*, em nome dos seus mantenedores *Ricardo de Oliveira e Roberto de Oliveira* que deram-me a primeira oportunidade de ingresso na vida docente.

Aos Profs. Drs. *Mauro Antônio Arruda Nóbilo e Marcelo Ferraz Mesquita*, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP – UNICAMP, pela nossa grande amizade e pelos auxílios em momentos importantes do trabalho;

Ao Prof. Dr. *Norberto Catanzarro Guimarães*, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da FOAr–UNESP, grande amigo e maior incentivador da minha carreira;

A Profª Drª *Altair Antoninha Del Bel Cury* do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP – UNICAMP, pelo espaço no laboratório de Prótese Parcial Removível e pela amizade;

A área de Materiais Dentários da FOP - UNICAMP, em nome do Prof. Dr. *Lourenço Correr Sobrinho*, pela colaboração na execução de algumas etapas do trabalho;

Aos professores *José Roberto Louvadino, Simonides Consani e Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia* pela valiosa contribuição no exame de qualificação;

Aos técnicos: *Joselena Casati Lodi*, do laboratório de Prótese Parcial Removível da FOP – UNICAMP, uma mãe para todos os pós-graduandos de Prótese e *Marcos Blanco Cangiani*, da área de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, pela generosa colaboração durante o uso do laboratório;

A todos os colegas de pós-graduação pela agradável convivência, em especial aos amigos: *Aderico Santana, Ricardo Zavanelli, Manoel Troia, Juvenil Diniz, Bruno Alves, Joane Júnior, Daniela Maffei, Priscila Serrano, Paulo Henrique, Rosena Rosa, Alysson Konno, Giovani Correa, Emilena Lima, Cristiane Machado, Viviane Maia, Wagner Fragoso, Wander José, Alessandra Damasceno, Luiz Gustavo e Juliana Moura*;

Aos amigos de infância: *Gilberto Jóia, Antônio Júnior, Ana Augusta e Carla Castro* e aos amigos de Faculdade: *Simone Lorena, Flávio Serikawa e Adolfo Penaloza*, pessoas fundamentais em minha vida;

Aos meus dois grandes amigos e colaboradores em todos os momentos *Fabio Ornellas Prado e Deborah Queiroz de Freitas*;

As minhas colegas de disciplina na Faculdade Ingá-UNINGÁ, *Carina Gisele Costa e Gisele Bianco*;

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

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

SUMÁRIO

Capítulo	Página
Lista de Abreviaturas e Símbolos	1
Resumo	5
<i>Abstract</i>	7
1. Introdução	9
2. Revisão de Literatura	15
3. Materiais e Métodos	57
4. Resultados	79
5. Discussão	95
6. Conclusão	105
Referências Bibliográficas	109
Anexo	119

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
%	Porcentagem
α	Alfa
β	Beta
°	Graus
°C	Graus celsius
°C/min	Graus celsius por minuto
±	Mais ou menos
μm	Micrometro
A	Ampere
AADR	<i>American Association for Dental Research</i>
Ag	Prata
Ag-Pd	Liga de prata e paládio
Al_2O_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
Dr. ^a	Doutora
E.D.M.	<i>Electrical Discharge Machining</i>
E.U.A.	Estados Unidos da América

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
<i>et al.</i>	E outros (abreviatura de <i>et alli</i>)
Fe	Ferro
FeTiO ₃	Ilmenita
FOAr	Faculdade de Odontologia de Araraquara
FOP	Faculdade de Odontologia de Piracicaba
g	Gramas
G1	Grupo 1 – Infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro não submetidas a tratamentos.
G2	Grupo 2 – Infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro submetidas a eletroerosão.
G3	Grupo 3 – Infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro submetidas a soldagem “ <i>laser</i> ”
G4	Grupo 1 – Infra-estruturas fundidas em titânio-alumínio-vanádio não submetidas a tratamentos.
G5	Grupo 1 – Infra-estruturas fundidas em titânio-alumínio-vanádio submetidas a eletroerosão
G6	Grupo 1 – Infra-estruturas fundidas em titânio-alumínio-vanádio submetidas a soldagem “ <i>laser</i> ”.
g/cm ³	Gramas por centímetro cúbico
Ga	Gálio
GPa	Giga pascal
H	Hidrogênio
H ₂ O	Molécula de água
H ₂ SO ₄	Ácido Sulfúrico
Hz	Hertz
IADR	<i>International Association for Dental Research</i>
Ind.	Indústria
J	Joule
kg	Quilograma
kgf	Quilograma força
kg/cm ²	Quilograma por centímetro quadrado
kgf/cm ²	Quilograma força por centímetro quadrado
LFC	<i>Low Fusion Ceramic</i>
Ltda	Limitada

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
Mg	Magnésio
MgO-A ₂ O ₃	Óxido de magnésio – Óxido de Alumínio
Min	Minuto
mL	Mililitro
mm	Milímetro
Mn	Manganês
Mo	Molibdênio
MOD	Mésio-ocluso-distal
Mpa	Mega pascal
ms	Milissegundos
N	Nitrogênio
N/cm ²	Newton por centímetro quadrado
n	Número
Nb	Nióbio
NBR	Norma brasileira de referências
Ni	Níquel
Ni-Cr	Liga de níquel e cromo
O	Oxigênio
p.	Página
Prof.	Professor
Prof. ^a .	Professora
Pd	Paládio
Pd-Ag	Liga de paládio e prata
pH	Potencial hidrogeniônico
PVC	Polivinil cloreto rígido
RJ	Rio de Janeiro
RMF	Restauração metálica fundida
RS	Rio Grande do Sul
S/A	Sociedade anônima
S/T	Sem tratamento
S	Segundos
SC	Santa Catarina
Si	Silício
Sn	Estanho
SL	Soldagem “laser”
SP	São Paulo
.STL	Stereolithography

Influência da Soldagem “Laser”, Eletroerosão e Ciclos de Cocção da Porcelana no Desajuste Marginal de Próteses Fixas Implanto-Retidas Fundidas em Titânio Comercialmente Puro e Titânio-Alumínio-Vanádio.

ABREVIATURA OU SÍMBOLO	SIGNIFICADO
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 ₂	Dióxido de titânio
TPD	Técnico em prótese dental
U	Urânio
UCLA	Universidade da Califórnia –Los Angeles
UNESP	Universidade Estadual Paulista
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
V	Vanádio
VHN	Vickers hardness number (número de dureza vickers)
X	Veze
Zn	Zinco

RESUMO

A confecção de artefatos protéticos implanto-retidos fundidos em titânio, vem destacando-se por aliar propriedades químicas, físicas e mecânicas altamente satisfatórias para este fim. Entretanto, distorções oriundas das diversas etapas da fundição e aplicação do recobrimento estético podem resultar em margens cervicais incompletas. Este estudo propôs-se a avaliar: solda “*laser*” e eletroerosão na redução do desajuste marginal de infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio; os efeitos do ciclo de cocção da porcelana no desajuste marginal e; o refinamento marginal com eletroerosão pós-simulação dos ciclos. Foram confeccionadas 60 infra-estruturas metálicas, sendo separadas aleatoriamente em 6 grupos (G1 – titânio puro + sem tratamento; G2 – titânio puro + eletroerosão; G3 – titânio puro + solda “*laser*”; G4- titânio-alumínio-vanádio + sem tratamento; G5 – titânio-alumínio-vanádio + eletroerosão; G6 – titânio-alumínio-vanádio + solda “*laser*”). Após a aplicação dos respectivos tratamentos, as infra-estruturas foram submetidas à simulação dos ciclos de cocção (bonder; opaco; corpo e; glaze) e, posterior, refinamento marginal com eletroerosão. As mensurações foram realizadas após todas as fases do estudo, os dados

foram tabulados e submetidos aos testes de Tukey e de Wilcoxon ($P < 0.05$).

Os desajustes marginais após o refinamento marginal foram: G1 ($81,0\mu\text{m}$); G2 ($47,6\mu\text{m}$); G3 ($28,2\mu\text{m}$); G4 ($59,5\mu\text{m}$); G5 ($46,6\mu\text{m}$); G6 ($28,2\mu\text{m}$).

Concluiu-se que: a solda “laser” e a eletroerosão foram eficazes na redução dos desajustes nas infra-estruturas em ambas as ligas; a etapa bonder interferiu no desajuste nas infra-estruturas em titânio comercialmente puro e as etapas bonder e corpo interferiram no desajuste nas infra-estruturas em titânio-alumínio-vanádio. O refinamento marginal com eletroerosão (pós-simulação) foi eficaz em ambas as ligas.

ABSTRACT

Titanium frameworks have been emerging to gather physical, chemical and mechanical characteristics that are very satisfying for implant prosthetic rehabilitation. Although the cast difficult and the large number of firing cycles can result in margins of the prostheses less complete. So, the aim of this study was to evaluate: the laser-welding and spark erosion process in the decrease of unfitted frameworks margins of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy; the effects of the ceramic firing cycle over the unfitted frameworks margins and; the marginal refinement by spark erosion after the simulation of firing cycles. Sixty castings frameworks were made from a master die and its divided (G1 –pure titanium + without treatment; G2 – pure titanium + spark erosion; G3 – pure titanium + laser welding; G4 – titanium-aluminum-vanadium + without treatment; G5 – titanium-aluminum-vanadium + spark erosion; G6 – titanium-aluminum-vanadium + laser welding). After respective treatments, frameworks were submitted to firing cycle (bonder, opaque, dentin and glaze) and marginal refinement by spark erosion. The marginal fit was measured after the studies' steps. Wilcoxon's and Tukey's tests were used in the statistical analysis of the results ($P < 0.05$). The final mean values of

marginal fit were: G1 (81,0 μ m); G2 (47,6 μ m); G3 (28,2 μ m); G4 (59,5 μ m); G5 (46,6 μ m); G6 (28,2 μ m). It was concluded that the spark erosion and the laser-welding were effective in the decrease of marginal unfit of the frameworks on both alloys; the bonder application did interfere on the marginal fit of the commercially pure titanium frameworks and; the bonder and dentin application interfered on the fit of the titanium-aluminum-vanadium alloy frameworks. The marginal refinement by spark erosion after firing cycle was effective in cast frameworks on both materials.

1 – INTRODUÇÃO

O Ti e suas ligas, especialmente o sistema Ti-6Al-4V (SYVERUD *et al.*, 1995), têm despertado grande atenção dos pesquisadores há várias décadas. A sua excelente biocompatibilidade e a ótima resistência à corrosão, mesmo em ambientes desfavoráveis como a cavidade oral (BOTHE *et al.*, 1940; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993, WANG & FENTON, 1996), fizeram-no metal de eleição na fabricação de implantes aloplásticos substitutos de dentes ausentes (LUCAS & LEMONS, 1992; WANG & FENTON, 1996).

O sucesso na Implantodontia resultou na expansão das indicações para outras áreas odontológicas. As propriedades químicas, físicas e mecânicas satisfatórias, aliadas ao baixo custo relativo do material, a baixa condutividade térmica (WANG & FENTON, 1996) e o baixo grau de radiopacidade (permitindo inspeções radiológicas) (NAKAJIMA & OKABE, 1996) transformaram-no numa opção vantajosa para o uso em prótese dental.

Embora possuam propriedades mecânicas desejáveis para confecção de artefatos protéticos, quer sobre implantes, quer sobre

dentes naturais (CECCONI *et al.*, 2002), o Ti e suas ligas apresentam desvantagens para a fundição odontológica convencional, como: baixa densidade - $4,5\text{g/cm}^3$, alto ponto de fusão - 1672°C e grande reatividade química com O em temperaturas elevadas - 800°C (IDA *et al.*, 1980; PARR *et al.* 1985; TAIRA *et al.* 1989; WANG & FENTON, 1996; CRAIG *et al.* 1997).

As infra-estruturas de próteses parciais fixas implanto-retidas, convencionalmente fundidas em monobloco pela técnica da cera perdida (TAGGART, 1907), nem sempre apresentam a adaptação marginal ideal sobre os implantes e/ou pilares que as retêm, deixando a desejar clinicamente (JEMT & LINDEN, 1992; JEMT, 1996). Faz-se necessário o emprego de métodos alternativos que possam melhorar a adaptação. Dentre estes, a secção da infra-estrutura, associada ao novo relacionamento e soldagem são alternativas viáveis para se minimizar as distorções oriundas das etapas do processo de fundição (BERTRAND *et al.*, 2001).

Entretanto, os processos de soldagem convencionais, com temperatura e ambiente não controlados, não são indicados para peças protéticas fabricadas em Ti. A solda “*laser*”, por ser realizada em

ambiente inerte, dispensar o uso de ligas de solda heterogêneas, apresentar maior precisão e aquecimento extremamente localizado, restringindo a zona afetada pelo calor é o procedimento mais apropriado e de resultados promissores (SJÖGREN *et al.*, 1988; BERG *et al.*, 1995; CHAI & CHOU, 1998).

Outro método alternativo para redução do desajuste de infra-estruturas metálicas é o refinamento das bordas marginais por meio de um processo de usinagem denominado eletroerosão. Esta tecnologia vem sendo empregada na indústria desde a década de 40 e foi adaptada à Odontologia em 1982 (VAN ROEKEL, 1992a e 1992b). O processo pode ser utilizado na fabricação de encaixes de precisão, utilizando-se blocos de metal usinado (SCHMITT & CHANCE, 1995; EVANS, 1997); coroas metalocerâmicas em Ti, cuja superfície externa era conformada por meio de processo computadorizado - CAD-CAM - e a superfície interna conformada por meio de eletroerosão (ANDERSON *et al.*, 1989; LEONG *et al.*, 1994) e; melhora na adaptação de infra-estruturas de próteses removíveis, especialmente apoios e retentores (RÜBELING & KREYLOS, 1984).

Além disso, a eletroerosão também pode ser usada na correção de imprecisões de próteses sobre implantes; no refinamento das irregularidades de fundições de pilares do tipo UCLA (SCHMITT & CHANCE, 1995; EVANS, 1997) e; no refinamento de bordas e correção de desajuste marginal de coroas unitárias fundidas em Ti (CONTRERAS *et al.*, 2002).

Na Odontologia moderna, além da função, a exigência estética faz com que a maioria das infra-estruturas metálicas de próteses parciais fixas seja recoberta com porcelana. Todavia, ao se revestir o Ti com porcelana, duas considerações devem ser feitas: 1) em temperaturas acima de 800°C, o metal reage com O e N, proporcionando a formação de uma espessa camada de óxidos – denominada “*alfa case*” – que tende a reduzir a resistência da estrutura (CRAIG *et al.*, 1997) e diminuir a resistência de união à porcelana (ADACHI *et al.*, 1990) e; 2) o metal passa por uma transformação cristalográfica à temperatura de 883°C, alterando sua estrutura cristalina do tipo hexagonal compacta para cúbica de corpo centrado, acarretando alterações diretas nas propriedades do metal (BERGMAN *et al.*, 1990; CRAIG *et al.*, 1997).

Levando-se em consideração que as porcelanas convencionais devem ser submetidas a temperaturas de cocções superiores à temperatura crítica para o Ti, estas não são apropriadas para combinações com este metal (TOGAYA *et al.*, 1983). Assim sendo, a solução encontrada pelos fabricantes foi o desenvolvimento de porcelanas especiais para o Ti com temperaturas de cocção e expansão térmica menores, denominadas de cerâmicas de baixa fusão (LFC – Low Fusion Ceramics) (TOGAYA *et al.*, 1983). A união de cerâmica de baixa fusão à infra-estrutura fundida em Ti e suas ligas apresentam menor resistência adesiva que a encontrada na associação entre ligas nobres e porcelana de alta fusão. (TROIA Jr. *et al.*, 2003).

Sabe-se ainda, que os ciclos de cocção da porcelana tendem a aumentar o desajuste marginal de “*copings*” metálicos de coroas unitárias (GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995; CAMPBELL *et al.*, 1995; ORUÇ & TULUNOGLU, 2000), e aumentar a distorção das infra-estruturas metálicas de próteses fixas convencionais (BRIDGER & NICHOLLS, 1981) e infra-estruturas metálicas de prótese sobre implantes (BYRNE *et al.*, 1998).

O fato do aquecimento causado pelos ciclos de cocção atuarem negativamente, modificando a adaptação das infra-estruturas fundidas (BYRNE *et al.*, 1998); a inexistência de relatos sobre os efeitos deste aquecimento em infra-estruturas previamente soldadas ou submetidas à correção marginal por eletroerosão; os poucos estudos relacionando o ciclo de cocção sobre pilares do tipo UCLA fundidos em Ti c.p. (BYRNE *et al.*, 1998); e a ausência de estudos com pilares fundidos em Ti-6Al-4V, fizeram com que este trabalho se propusesse à:

1. Avaliar os efeitos da solda “*laser*” e da eletroerosão sobre o desajuste marginal de infra-estruturas de prótese sobre implante fundidas em Ti c.p. e sistema Ti-6Al-4V;
2. Avaliar os efeitos de cada etapa do ciclo de cocção da porcelana sobre o desajuste marginal destas infra-estruturas;
3. Avaliar os efeitos da eletroerosão pós-simulação dos ciclos de cocção sobre o desajuste das infra-estruturas.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

A técnica da cera perdida proposta por TAGGART, em 1907, pode ser considerada um marco histórico, pois proporcionou a confecção de estruturas extensas fundidas em Au. O padrão em cera utilizado foi confeccionado diretamente na boca, incluído em revestimento e eliminado por calor. A fusão da liga de Au foi realizada com o auxílio de maçarico gás-ar, sendo a liga injetada no molde de revestimento por pressão de ar. Duas hipóteses foram levantadas: 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.

BOTHE *et al.*, em 1940, foram pioneiros no estudo de osseointegração de parafusos de fixação de Ti. Utilizando mandíbulas de cachorros, os autores testaram e comprovaram a capacidade biocompatível

deste material associando-a formação de uma camada passivadora à base de óxido de Ti.

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 de o 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 à 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.

FAUCHER & NICHOLLS, em 1980, estudaram os efeitos dos ciclos de cocção das porcelanas, considerando-se o tipo de término cervical empregado (chanfro, ombro e ombro biselado) e os estágios da cocção (inicial, oxidação, opaco, primeira e segunda camadas de corpo e *glaze*), nos quais ocorriam as distorções. Concluíram que o término em forma de chanfro apresentou maior desajuste cervical e, a distorção em todos os tipos de terminos ocorreu durante todas as fases do ciclo, sendo mais evidente no estágio de oxidação.

As distorções ocorridas durante os ciclos de cocção da porcelana em próteses fixas metalocerâmicas de 6 elementos foram analisadas por BRIDGER & NICHOLLS, em 1981. Os autores utilizaram um modelo mestre que continha ausência dos incisivos centrais (pônticos) e incisivos laterais e caninos preparados para receber próteses metalocerâmicas (pilares). Foram confeccionadas 10 infra-estruturas

metálicas, das quais 7 receberam porcelana e 3 não (controle). As mensurações foram realizadas após as seguintes etapas: fundição, oxidação, opaco, primeiro e segundo corpos da porcelana, *glaze* e remoção por ácido da porcelana. Concluíram que: as maiores distorções foram verificadas na mensuração inicial e na fase de oxidação do ciclo de cocção; as distorções ocorridas na etapa de oxidação poderiam estar relacionadas com liberação de tensões resultantes do processo de fundição e resfriamento da estrutura metálica e; as distorções geradas na cocção das porcelanas poderiam ser revertidas através da recuperação elástica por meio da remoção por ácido.

BUCHANAN *et al.*, em 1981, relataram que coroas unitárias metalocerâmicas apresentavam ajuste marginal pior após os ciclos de cocção. Estas alterações marginais eram resultados da repetição do aquecimento durante os ciclos. A primeira etapa do ciclo de cocção apresentou maior influência no desajuste das coroas, aumentando a fenda marginal.

TOGAYA *et al.*, em 1983, estudaram a compatibilidade das cerâmicas convencionais (cerâmica de alta fusão) ao Ti c.p. e relataram que devido ao baixo coeficiente de expansão térmica do metal e alto da

cerâmica, havia uma incompatibilidade entre os materiais que poderia comprometer a união entre eles, devido ao acúmulo de tensões na interface. Os autores citaram ainda que o uso de cerâmica de baixa fusão e a redução da temperatura da primeira etapa do ciclo de cocção (bonder) para 800° C eram alternativas viáveis para minimizar este problema.

Segundo SKALAK, em 1983, as forças, as quais os implantes e o osso de suporte são submetidos, não devem ser superiores as suportáveis por estes, desta forma, o sucesso da osseointegração estará diretamente relacionado com o equilíbrio destas. Ressaltou-se ainda que, pelo fato da prótese formar uma estrutura única com o implante em virtude da conexão rígida, qualquer desajuste entre estes dois componentes pode resultar em sérios danos na prótese, no implante ou no osso de suporte por gerar excesso de tensões na região.

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. Estudaram

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 a próteses parciais fixas com sistema de encaixe do tipo macho/fêmea, coroas unitárias ou esplintadas e próteses parciais removíveis com conector do tipo barra.

ANUSAVICE *et al.*, 1985, analisaram a distorção de 6 ligas utilizadas em restaurações metalocerâmicas em função da tensão flexural e das temperaturas dos ciclos de cocção da porcelana. Os autores citaram que as ligas sofreram alterações quando as temperaturas do ciclo de cocção da porcelana se aproximavam da temperatura final da queima da porcelana. Concluíram que as distorções nas infra-estruturas poderiam ser resultados da liberação de tensões adquiridas durante os ciclos em virtude da diferença entre os coeficientes de contração térmica dos metais e das porcelanas.

SCHIFFLEGER *et al.*, 1985, avaliaram o ajuste marginal de próteses parciais fixas fundidas em 3, 4 ou 5 elementos. Todas as infra-

estruturas foram confeccionadas pela técnica da fundição em monobloco, sendo, posteriormente, seccionadas. As leituras foram realizadas antes e após o seccionamento. Concluíram que: o seccionamento melhorou a adaptação de 50% das peças e; quanto maior a extensão da infra-estrutura maior a distorção das peças.

PARR *et al.*, em 1985, advogaram que o titânio vinha sendo estudado há vários anos por determinadas áreas industriais, tais como, engenharia de turbinas, industria 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 – rutilio 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 α -estabilizador e o V como β -estabilizador. Relatou-se ainda, que em Odontologia a principal aplicação do metal referia-se aos implantes, devido a excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão. O titânio passou a ser utilizado na Implantodontia a partir da década de 30. Outra característica importante deste metal, diz respeito ao fato dele poder ser acoplado ao corpo de um outro metal igualmente passivo, sem causar corrente galvânica.

SJÖGREN *et al.*, em 1988, avaliaram a resistência à tração, resistência à flexão e porcentagem de alongamento de amostras em Ti c.p. após soldagem “*laser*”. Foram utilizadas amostras com 2 e 5mm de espessura. O processo de soldagem foi realizado em atmosfera de gás inerte (argônio). As amostras foram divididas em 5 grupos variando a energia (15, 18, 12, 30 e 18J, respectivamente), tempo (5, 6, 6, 10 e 6ms, respectivamente) e frequência (10, 10, 10, 3 e 5Hz). O comportamento de fratura, verificado nas amostras submetidas à soldagem “*laser*” foi similar ao encontrado nas amostras não soldadas. As fraturas foram do tipo dúctil, com poros e rachaduras variando de acordo com a energia, tempo e frequência utilizada.

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. 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. Os resultados observados demonstraram que o Ti c.p. apresentou propriedades mecânicas semelhantes à do Au tipo IV enquanto a liga Ti-6Al-4V apresentou propriedades similares às 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 α (estrutura hexagonal compacta) fase β (estrutura cúbica de corpo centrado)

e fase alfa-beta (associação de ambas). A temperatura ambiente o Ti c.p. apresentava-se na fase α e quando era aquecido a altas temperaturas (882°C) sofria uma transformação cristalográfica em sua estrutura passando para a fase β . Os elementos metálicos adicionados ao Ti c.p. atuavam como estabilizadores destas fases elevando ou diminuindo as temperaturas de transformação. Al e O são α -estabilizadores enquanto o V, Cu e o Pd são β -estabilizadores. Os pontos de fusão do Ti c.p. (1720°C) e da liga Ti-6Al-4V (1650°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 bastante promissores, mas outros estudos ainda se faziam pertinentes.

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 conseguiam eliminar certos erros ou desajustes surgidos durante a fabricação das restaurações metálicas, portanto buscou-se alternativas que pudessem atingir este objetivo. O método proposto pelos autores associava a eletroerosão com a duplicação mecânica dos modelos - CAD-CAM. Após o vazamento dos troquéis 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 à superfície interna, melhorando o ajuste marginal. 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.

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. Concluíram que os métodos utilizados para a fabricação das coroas de Ti tinham um grande potencial para o futuro.

A aderência da camada de óxido às ligas de Ti c.p. e Ti-6Al-4V foi avaliada por ADACHI *et al.*, em 1990. Os autores verificaram que a espessura desta camada era de 32nm para o Ti c.p. e 32nm para o Ti-6Al-4V, em corpos-de-prova aquecidos à 750°C. Acima de 1000°C, esta espessura poderia atingir 1µm para ambas as ligas. Após a aplicação dos testes de flexão, concluíram que: o Ti c.p. e o Ti-6Al-4V possuíam adequada aderência à camada de óxidos dos corpos-de-prova aquecidos à 750°C, entretanto deixavam a desejar em relação à aderência à porcelana. Sugeriu-se que a diferença entre os coeficientes de expansão térmica da porcelana e do Ti, somado ao fato deste metal continuar oxidando-se durante as cocções da porcelana poderiam justificar a baixa aderência entre ambos os materiais.

O desajuste marginal em *copings* fundidos em Ti c.p. e a geometria dos preparos foram estudados por BLACKMAN *et al.*, em 1992. Confeccionou-se 20 *copings* fundidos com término em chanfro 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°. Conclui-se que: *copings* fundidos em Ti c.p. poderiam 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.

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 voltaico para fusão e injeção por centrifugação; Castamatic-S (Iwatani Co., Japão) e Cyclark (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 à 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 melhores resultados foram obtidos com o equipamento do tipo pressão/vácuo - Cyclarc.

CAMPBELL & PELLETIER, em 1992, estudaram a distorção de estruturas metálicas em função dos ciclos térmicos de cocção da

porcelana. Utilizou-se um modelo padrão simulando um preparo para coroa total com término em ombro de 90° e largura de 1mm. O modelo mestre foi duplicado em modelos em gesso com polivinilsiloxano. As infra-estruturas foram fundidas em liga de Au-Pd e adaptadas a réplicas de resina do modelo mestre para realização das mensurações. Estas foram realizadas após cada etapa do ciclo de cocção da porcelana. Verificou-se que as infra-estruturas metálicas apresentavam distorções após todos os ciclos de cocção da porcelana, sendo que a maior amplitude de distorção ocorria no primeiro ciclo (oxidação).

LUCAS & LEMONS, em 1992, realizaram um estudo sobre a biodegradação dos materiais utilizados em restaurações dentais, dando ênfase na resistência 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 à 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 à 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 a 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 se tornou 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. 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.

JEMT & LINDÉN, em 1992, compararam a incidência de falhas de próteses implanto-retidas confeccionadas pela técnica convencional (infra-estruturas fundidas em monobloco) com as em próteses implanto-retidas confeccionadas por um método alternativo (pilares pré-fabricados em Ti e unidos por soldagem “*laser*”). Foram confeccionadas 86 próteses pela técnica alternativa sendo que, após 1 ano de

acompanhamento, os resultados foram bastante favoráveis, sendo o índice de perda das próteses inferiores a 2%.

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. (Electrical Discharge Machininig), que era utilizado na indústria desde a década de 40, foi adaptado a Odontologia. Os autores descreveram o procedimento de eletroerosão (E.D.M.) como sendo relativamente simples, onde a restauração metálica sofria microerosões na porção interna em contato com o eletrodo (análogo metálico) 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 sobre implante, foi descrito também seu uso em encaixes de precisão para próteses parciais fixas associadas às próteses parciais removíveis. Outro fator importante citado foi à formação da camada de óxido sobre o metal fundido, cuja sua espessura 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 rutilo (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. 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 α (alfa) para a fase β (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 α , enquanto V, Nb, Ta e Mo estabilizavam a fase β , 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 o desenvolvimento de equipamentos de fundição específicos para o metal e suas ligas. 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 térmica 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, ressaltaram que devido às dificuldades encontradas durante o processo laboratorial de confecção de próteses fundidas em Ti, estas poderiam apresentar adaptação marginal inferior às alcançadas em outros materiais. Visando minimizar este entrave, testaram a utilização da eletroerosão na fabricação dos *copings*. Os autores 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. 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. 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 significativamente menor do que as médias apresentadas pelos grupos de Ti fabricado por eletroerosão e Ti fundido, entre estes dois grupos não houve diferenças significantes. Concluiu-se que os três grupos apresentaram médias de discrepâncias clinicamente aceitáveis, mas deixaram uma ressalvam, 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 adotado pelos autores. 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.

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 implanto-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 à 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 implanto-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 confeccionava-se 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 concluiu-se que a utilização do *Laser Scanning*, CAD-CAM e eletroerosão podem ser indicadas na fabricação de restaurações metálicas implanto-retidas, obtendo resultados mais versáteis e precisos do que os obtidos pelas técnicas convencionais.

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 à 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 $MgO-Al_2O_3$ e fundidas em uma máquina de gás argônio/pressão a vácuo contendo duas câmaras: 1) superior, onde a liga foi fundida, abrigava um cadinho em Cu e um eletrodo em tungstênio e; 2) inferior, onde ficava o bloco de revestimento na temperatura ambiente. Observaram que tanto o Ti c.p. quanto à 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 à fadiga, limite de escoamento superior (830 MPa contra 280 MPa do Ti grau II) e melhores valores de dureza Knoop.

BERG *et al.*, em 1995, avaliaram as propriedades do Ti fundido e fresado (intacto e soldados a *laser*) e compararam com fundições

em Au tipo IV (intacto e soldados a *laser*) que serviram de grupo controle ao estudo. O grupo 1 era composto por estruturas fresadas em Ti c.p.; o grupo 2 por estruturas fundidas em Ti c.p. e; grupo 3 por estruturas fundidas em Au tipo IV. Verificou-se que a resistência de união das estruturas em Ti e em Au soldadas a *laser* apresentaram valores semelhantes e a ductilidade de ambos os metais após a soldagem foi reduzida. Entre o Ti fundido e o fresado não houve diferenças estatísticas significativas quanto à resistência. Baseado nestes resultados, os autores sugerem que o uso clínico do Ti é perfeitamente viável.

Em 1995, CAMPBELL, *et al.*, afirmaram que a avaliação do desajuste marginal sem aplicação da porcelana previne que: o aumento da rigidez da restauração; a formação de óxidos na superfície interna da estrutura durante o aquecimento e; a contaminação da superfície interna da fundição com vestígios de porcelana atuem como variáveis interferindo na interpretação objetiva dos resultados.

GEMALMAZ & ALKUMRU, em 1995, estudaram as alterações no desajuste marginal de restaurações metalocerâmicas em relação a: ciclos de cocção, tipo de liga, tipo de térmico cervical, cobertura de porcelana e proximidade da porcelana. As mensurações foram

realizadas nas seguintes etapas: antes da oxidação, após a oxidação, após aplicação do opaco, após aplicação do corpo e após aplicação do *glaze*. Os autores concluíram que: os maiores valores de desajuste marginal ocorreram durante o ciclo de oxidação; os *copings* em Ni-Cr apresentaram menores valores de desajustes marginais do que os fundidos em Pd-Cu e; as alterações no desajuste marginal apresentaram-se independentes do tipo de término empregado e da proximidade com a porcelana.

JEMT, em 1996, utilizou um método computadorizado para avaliar a precisão do ajuste marginal de próteses sobre implantes a partir dos modelos comparando os resultados com medidas obtidas numa análise clínica. Foram selecionados 17 pacientes com próteses sobre implante (7 maxilar e 10 mandibular). Das 17 estruturas, 5 foram fabricadas em Ti e soldadas a laser e 12 fabricadas em Au, sem soldagem. Todas as estruturas analisadas apresentaram-se com ajustes aparentemente aceitáveis. Entretanto, pela análise da média tridimensional de distorção do ponto central do cilindro em Au, verificou-se que esta distorção foi significativamente maior nas mensurações realizadas na cavidade oral. Desta forma, o autor concluiu que próteses com aparência aceitável podem apresentar distorções de vários microns na interface entre as infra-estruturas.

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 à descoberta de propriedades alergênicas e carcinogênicas 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 (TiO_2) e da ilmenita ($FeTiO_3$). 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 às 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 à 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.

RIEDY *et al.*, em 1997, estudaram a adaptação marginal de próteses implanto-retidas de 5 elementos, obtidas pela técnica da fundição em monobloco e obtidas pela técnica da usinagem computadorizada – sistema CAD-CAM. As infra-estruturas fundidas foram seccionadas e unidas por solda “*laser*”. Os resultados mostraram que a secção e união por meio de solda “*laser*” foi o método mais preciso, apresentando os menores valores de desajuste marginal.

MAY *et al.*, em 1997, avaliaram a estabilidade da interface parafuso de fixação do implante/pilar intermediário e pilar intermediário/cilindro de ouro, por meio de um instrumento denominado Periotest®, variando as condições de estresse sobre estes. Neste estudo, os autores verificaram que o desajuste na interface parafuso de fixação do implante/pilar intermediário não interferiu de forma significativa na estabilidade das próteses sobre implante, entretanto, quando avaliada a interface pilar intermediário/cilindro de ouro, percebeu-se uma interferência significativa na estabilidade das próteses. Além disso, os autores citaram que uma prótese bem adaptada é essencial para garantir a longevidade dos implantes e manutenção da qualidade e quantidade do osso de suporte.

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 à 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 à 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 às 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.

Em 1998, CHAI & CHOU, avaliaram as propriedades mecânicas do Ti c.p. em diferentes condições de soldagem a *laser* para determinar os melhores parâmetros de níveis de energia em relação à duração e voltagem. Os parâmetros testados foram 8, 10 e 12ms (duração) e 290, 300 e 310V (voltagem). Os autores concluíram que 300v/12ms apresentaram ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de N e O na área de soldagem para produzir propriedades favoráveis. O aumento de impurezas (N e O) melhorou a resistência a tensão, mas comprometeu consideravelmente a ductilidade, aumento a fragilidade.

BYRNE *et al.*, em 1998, avaliaram a adaptação marginal entre os pilares intermediários (pré-fabricados – tipo CeraOne®, fundidos – tipo UCLA calcinável e pré-fabricados com sobrefundição – tipo UCLA) e a interface do parafuso de fixação do implante. As infra-estruturas foram submetidas aos ciclos de cocção da porcelana. Concluíram que a utilização de pilares pré-fabricados do tipo CeraOne® e a de pilares pré-fabricados do tipo UCLA com sobrefundição resulta em melhor adaptação marginal que a utilização de pilares calcináveis fundidos.

ORUÇ & TULUNOGLU, em 2000, avaliaram a adaptação marginal e interna de restaurações metalocerâmicas em Ti c.p. e Ni-Cr. O protocolo de leitura utilizado para as duas ligas foi o mesmo, metade dos corpos-de-prova (n=8) receberam o recobrimento estético com porcelana, enquanto a outra metade (n=8) não recebeu nenhum tipo de tratamento. Os resultados mostraram um aumento no desajuste marginal das coroas em Ti c.p. após a aplicação da porcelana ($50\mu\text{m}$ para $58\mu\text{m}$), o inverso do ocorrido nas restaurações em Ni-Cr ($53\mu\text{m}$ para $46\mu\text{m}$). As diferenças entre revestimentos, equipamentos de fundição, sistemas de porcelana e temperaturas de cocção dos diferentes materiais utilizados são inevitáveis e podem ter influenciado na diferença de comportamento entre as ligas.

A partir de corpos-de-prova compostos por dois parafusos de fixação, ROMERO *et al.*, 2000, investigaram a adaptação marginal de infra-estruturas compostas por dois pilares e uma barra fundida. Segundo os autores, todas as etapas do processo de fundição geram distorções que podem resultar em interferências significativas na adaptação das peças protéticas. Foram confeccionadas 30 infra-estruturas e divididas em 3 grupos. Os autores submeteram as infra-estruturas ao processo de soldagem “*laser*” (grupo 2) e eletroerosão (grupo 3). Os melhores resultados foram obtidos com o processo de eletroerosão.

Em seu trabalho de revisão de literatura, SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, levantaram os fatores que afetam diretamente a adaptação das próteses sobre implantes. Assentamento passivo corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes sem geração de tensões entre eles. Adaptação marginal corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes resultando na menor distância horizontal possível entre estes componentes. Desta forma, pode-se encontrar uma infra-estrutura com boa adaptação, mas sem assentamento passivo. A adaptação marginal e o assentamento passivo são pré-requisitos fundamentais para a manutenção da osseointegração e longevidade tanto dos implantes quanto das próteses

sobre implantes. Segundo os autores, os métodos clínicos e laboratoriais, existentes para confecção das infra-estruturas protéticas, não são precisos e portanto não permitem a obtenção de assentamento passivo absoluto, sendo necessário à utilização de métodos alternativos para melhorá-los. Isto ocorre, devido a distorções que ocorrem em todas as etapas da confecção das infra-estruturas. O seccionamento e a soldagem da infra-estrutura é um dos métodos alternativos mais empregados. Entretanto, nem a soldagem convencional, nem a soldagem "laser" provem o assentamento passivo absoluto e sim a redução nas tensões ao redor dos implantes.

BERTRAND *et al.*, em 2001, apontaram as principais vantagens da técnica de solda a laser para união de estruturas metálicas protéticas. 1) Economia de tempo, pois todos os passos são realizados diretamente sobre o modelo de trabalho; 2) Correção de imprecisões causadas por erros na moldagem de transferência e/ou das distorções geradas no processo de fundição; 3) Possibilidade de soldar regiões próximas às áreas com recobrimento estético, sem afetá-los; 4) Potencialmente, todos os metais podem ser unidos por este processo, em especial o Ti e suas ligas; 5) Alta resistência mecânica das regiões soldadas em todos os materiais.

PAPAZOGLU *et al.*, 2001, afirmaram que as distorções ocorridas nas infra-estruturas metálicas fundidas após as fundições e durante os ciclos de cocção da porcelana interferiam na adaptação marginal, sendo portanto necessário corrigi-los para não inviabilizar o uso clínico destes artefatos. Os autores citaram IWASHITA *et al.*, que em 1977 relataram alterações significativas no ajuste marginal de infra-estruturas protéticas submetidas aos ciclos de cocção da porcelana, sendo notadas piora na adaptação das peças após todas as etapas do ciclo.

BERNARDON-SILVA & NOBILO, em 2001, avaliaram a adaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, utilizando pilares tipo UCLA e pilares intermediários tipo Esteticone, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem “*laser*”, antes e após serem submetidas a eletroerosão. Uma matriz metálica contendo cinco implantes foi desenvolvida e utilizada como modelo mestre durante o trabalho. Os autores não encontraram diferenças significativas entre o grupo fundido em monobloco e submetido a eletroerosão e o grupo fundido em monobloco, seccionado e unido por soldagem “*laser*”, sendo as duas técnicas eficazes em relação à redução do desajuste marginal quando comparado com estruturas fundidas em monobloco somente. Citaram

ainda, que os melhores resultados foram obtidos pela associação das técnicas.

CECCONI *et al.*, em 2002, analisaram, por meio de exames radiográficos, a viabilidade do uso de Ti c.p. na confecção de próteses parciais removíveis. Foram avaliadas 300 estruturas metálicas, as quais foram classificadas em: aceitável clinicamente; aceitável clinicamente após correção por soldagem a *laser* e; inaceitáveis clinicamente, com necessidade de repetição. Ressaltaram que em relação ao sucesso biológico das ligas para fundição, o fator mais importante a ser considerado era a corrosão. Portanto, durante a seleção dos materiais, os profissionais deveriam optar por ligas com alta resistência a corrosão, como o Ti, que reduziriam os riscos biológicos para os pacientes. Além disso, o uso do Ti em infra-estruturas de próteses sobre implante eliminaria possíveis efeitos biológicos adversos entre diferentes tipos de ligas. Os autores verificaram que todas as estruturas apresentavam-se excelentes ao exame visual, entretanto ao exame radiográfico, 3% das estruturas foram consideradas inaceitáveis clinicamente, com necessidade de repetição. Das 97% consideradas aceitáveis clinicamente, 15% só atingiram este estágio após correção de imprecisões por meio de soldagem a *laser*. Com isso,

concluíram que próteses a base de Ti podem ser utilizadas clinicamente com sucesso.

CONTRERAS *et al.*, em 2002, testaram a eficácia do processo de eletroerosão na redução do desajuste marginal de coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Foram confeccionadas 15 coroas em Pd-Ag (grupo controle) e 15 coroas em cada uma das ligas experimentais (Ti c.p. e Ti-6Al-4V). Os desajustes foram mensurados imediatamente após a fundição nos 3 grupos e após a aplicação da eletroerosão somente nos grupos a base de Ti. O grupo controle não recebeu o tratamento de eletroerosão. Os resultados obtidos foram: Pd-Ag ($45\mu\text{m}$), Ti c.p. ($83\mu\text{m}$), Ti-6Al-4V ($50\mu\text{m}$), Ti c.p. após a eletroerosão ($50\mu\text{m}$) e Ti-6Al-4V após a eletroerosão ($24\mu\text{m}$). Os autores concluíram que: a eletroerosão é um método alternativo eficaz na redução de desajustes marginais em coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V e; as restaurações em Ti c.p. e Ti-6Al-4V apresentam valores de desajustes marginais aceitáveis para sua utilização clínica.

Em 2003, ALVES & NOBILO, avaliaram a adaptação marginal de infra-estruturas protéticas para overdentures com pilares do tipo UCLA fundidos em Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Foram confeccionadas 30 infra-

estruturas em cada liga, sendo divididas em 3 grupos por liga: Grupos 1 - componentes pré-fabricados unidos por soldagem "laser"; Grupo 2 - fundidas em monobloco e; Grupo 3 - fundidas em monobloco, seccionadas e unidas com soldagem "laser". Os autores concluíram que, em relação à adaptação marginal, a utilização de componente pré-fabricados unidos por soldagem "laser" apresentou os melhores resultados, enquanto que a técnica com componentes fundidos em monobloco resultou em infra-estruturas mais desadaptadas.

TROIA Jr. *et al.*, em 2003, avaliaram a resistência de união de substratos metálicos fundidos em Ti c.p. e Ti-6Al-4V a uma porcelana de baixa fusão específica. Os valores de resistência de união foram comparados aos obtidos nos substratos fundidos em Pd-Ag associados à porcelana convencional. Os autores verificaram que as uniões entre Ti/LFC e Ti-6Al-4V/LFC sofreram fraturas predominantemente adesivas enquanto que a união entre Pd-Ag/porcelana convencional sofreram fraturas predominantemente coesivas.

FONSECA *et al.*, em 2003, analisaram a influência das temperaturas de cocção de porcelanas no desajuste marginal de *copings* em Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag. Foram confeccionados 10 *copings* em Pd-Ag

(grupo controle), 20 *copings* em Ti c.p. e 20 em Ti-6Al-4V – sendo 10 sem tratamento e 10 com tratamento térmico antes da simulação dos ciclos de cocção de porcelana. Foram obtidos os seguintes valores de desajustes marginais iniciais: Pd-Ag ($58\mu\text{m}$), Ti c.p. ($86\mu\text{m}$), Ti-6Al-4V ($84\mu\text{m}$) Ti c.p. TT ($97\mu\text{m}$) e Ti-6Al-4V TT ($76\mu\text{m}$). Após a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, os valores obtidos foram: Pd-Ag ($98\mu\text{m}$), Ti c.p. ($117\mu\text{m}$), Ti-6Al-4V ($106\mu\text{m}$) Ti c.p. TT ($115\mu\text{m}$) e Ti-6Al-4V TT ($86\mu\text{m}$). Concluíram que as temperaturas de cocção da porcelana influenciaram de forma significativa no desajuste marginal das restaurações em Ti c.p. somente na etapa “bonder” e em Ti-6Al-4V nas etapas “bonder” e “opaco”. Associado a este fato, os autores citaram ainda que o tratamento térmico realizado nas coroas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V previamente à simulação dos ciclos de cocção da porcelana não apresentou melhora significativa no resultado final.

Influência da Soldagem “Laser”, Eletroerosão e Ciclos de Cocção da Porcelana no Desajuste Marginal de Próteses Fixas Implanto-Retidas Fundidas em Titânio Comercialmente Puro e Titânio-Alumínio-Vanádio.

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* (%)
Ti c.p. (Tritan)	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Pforzheim Alemanha**	99,50% Ti; 0,25% O; 0,03% Ni; 0,30% Fe; 0,10% C; 0,015% H.
Ti-6Al-4V	Brodene Dahl A/S Oslo Noruega***	Ti: balanço; 6,15% Al; 4,08% V; 0,026% C; 0,21% Fe; 0,009% Ni.

*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 confeccionadas 60 infra-estruturas metálicas fundidas a partir de um modelo-mestre (30 em Ti c.p. e 30 em Ti-6Al-4V). As infra-estruturas foram distribuídas aleatoriamente dentro de 6 grupos experimentais, respeitando-se a liga utilizada para fundição (Ti c.p. – grupos 1, 2 e 3; Ti-6Al-4V – grupos 4, 5 e 6) (Quadro 3.1). Neste estudo, a variável independente “desajuste marginal” (em μm) foi avaliada quantitativamente. Os tratamentos utilizados para minimizar o desajuste marginal foram: solda “*laser*” e eletroerosão. As infra-estruturas dos grupos 2 e 5 foram submetidas ao processo de eletroerosão enquanto que, as dos grupos 3 e 6 foram seccionadas e reunidas por meio de solda “*laser*”. As infra-estruturas dos grupos 1 e 4, não sofreram nenhum tipo de tratamento para correção de desajuste marginal, atuando como grupos controles. Nas infra-estruturas dos 6 grupos, simulou-se os ciclos de cocção da porcelana, a fim de se averiguar seus efeitos sobre o desajuste marginal. Em seguida, todas as infra-estruturas foram submetidas ao processo de eletroerosão, para se avaliar a eficácia do processo após os ciclos de cocção da porcelana.

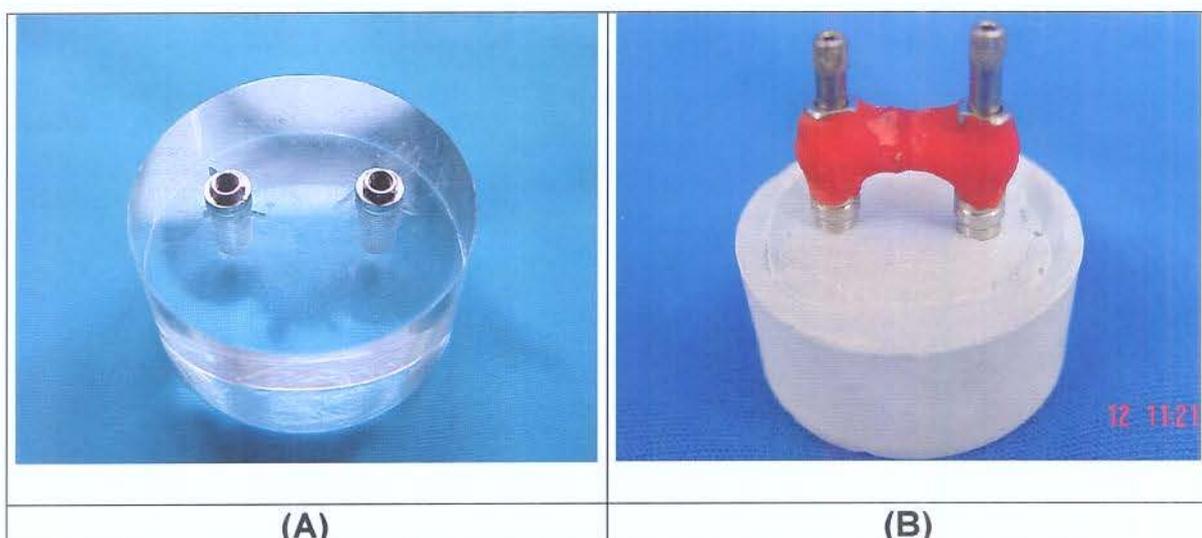
Quadro 3.1 – Distribuição dos grupos, números de corpos-de-prova, materiais e tipos de tratamentos:

GRUPOS	N	MATERIAIS	TRATAMENTOS			
			SOLDAGEM A LASER	EDM	CICLOS DE COCÇÃO	EDM PÓS-COCÇÃO
G1	10	Ti c.p.	Não	Não	Sim	Sim
G2	10	Ti c.p.	Não	Sim	Sim	Sim
G3	10	Ti c.p.	Sim	Não	Sim	Sim
G4	10	Ti-6Al-4V	Não	Não	Sim	Sim
G5	10	Ti-6Al-4V	Não	Sim	Sim	Sim
G6	10	Ti-6Al-4V	Sim	Não	Sim	Sim

3.2.2 CARACTERÍSTICAS DO MODELO-MESTRE:

Com o auxílio de um torno mecânico de bancada, preparou-se um bloco de acrílico incolor com geometria circular. Este bloco foi posicionado em delineador (B2 - Bio-Art Equipamentos Odontológicos – São Carlos – SP - Brasil) equipado com um micromotor e peça reta (181-DB – Kavo do Brasil – Joinville – SC - Brasil), sendo confeccionados dois orifícios, paralelos entre si, a partir do centro da matriz, onde foram posicionados os

parafusos de fixação do implante (Master Screw - Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) e fixados ao bloco acrílico com adesivo a base de cianoacrilato (Adesivo Instantâneo Scotch-Bond – 3M do Brasil – Sumaré –SP - Brasil), obtendo o modelo mestre (Figura 3.1-A).



**Figura 3.1 – (A) Configuração do modelo-mestre.
(B) Postes de moldagem unidos com resina acrílica.**

3.2.3 OBTENÇÃO DO TROQUÉIS EM GESSO

Sobre o modelo-mestre, foi confeccionada uma moldeira individual em resina acrílica incolor (OrtoClass – Artigos Odontológicos Clássico Ltda – São Paulo – SP – Brasil). O material de moldagem de escolha foi o silicone polimerizado por reação de adição de consistência

ultra-leve (Aquasil Ultra Low Viscosity – Dentisply DeTrey GmbH – Konstanz – Alemanha).

Os postes de moldagem quadrados para moldeira aberta (Master Screw - Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) foram adaptados aos respectivos parafusos de fixação dos implantes e unidos entre si com fio dental (Reach – Johnson & Johnson Comércio e Distribuição LTDA – São José dos Campos – SP – Brasil) e resina acrílica (Duralay – Reliance Dental Mfg Co. - Worth - E.U.A.) (ROMERO *et al.*, 2000) (Figura 3.1-B). Após a polimerização da resina, a moldeira individual foi preenchida com o silicone, sendo posicionada sobre o modelo mestre contendo os postes de moldagem. Após a polimerização do material, os postes de moldagem foram desparafusados e o conjunto (postes de moldagem/material de moldagem/moldeira individual) foi removido. Os análogos (Master Screw - Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) foram fixados aos respectivos postes de moldagem e após o período de 2 horas, adaptou-se uma matriz de silicone polimerizado por reação de adição de consistência regular (Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) ao redor do molde para a confecção da base do modelo.

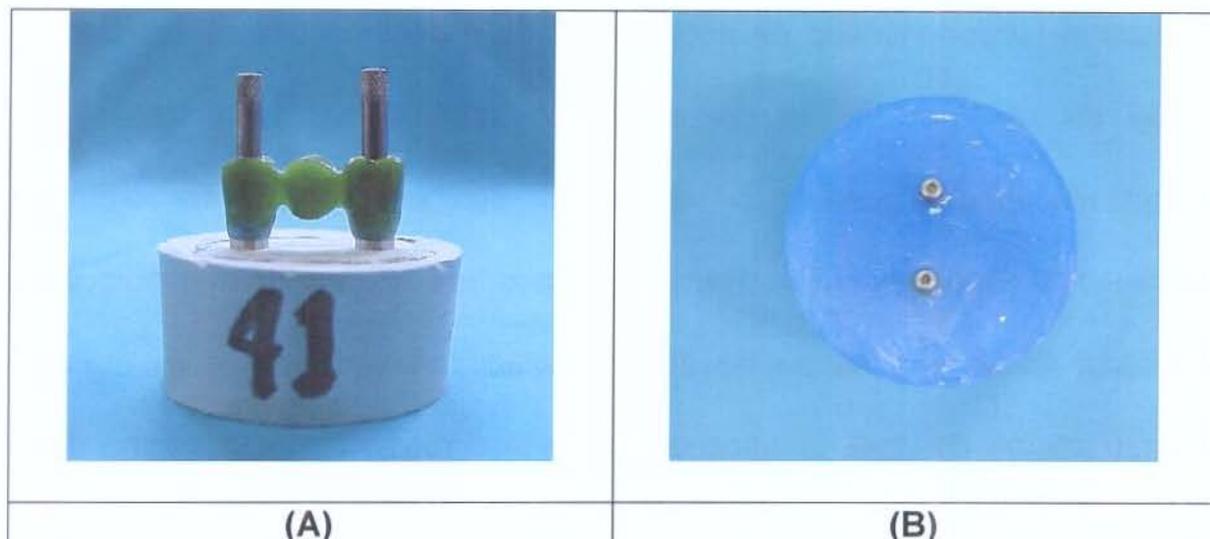
O molde foi preenchido, sob vibração, com gesso pedra tipo V (Exadur V – Polidental Indústria e Comércio Ltda – São Paulo – SP – Brasil), devidamente proporcionado (35g de pó/7mL de líquido) e espatulado mecanicamente a vácuo por 40s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Após o período de presa do gesso, os postes de moldagem foram desparafusados dos análogos e o modelo em gesso (modelo de trabalho) separado do molde. Esta seqüência foi repetida até a confecção dos 60 modelos de trabalho.

3.2.4 CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS

METÁLICAS

Pilares calcináveis tipo UCLA (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) foram adaptados aos análogos do implante sobre o modelo de trabalho em gesso para a escultura do padrão de fundição em cera (Explorer-Wachs - Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) (Figura 3.2-A). Mediante o primeiro padrão obtido, confeccionou-se matriz em silicone polimerizado por reação de adição de consistência regular (Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) (Figura 3.2-B) que permitiu a padronização da arquitetura dos demais 60 padrões em cera. Todos os padrões foram obtidos a partir de

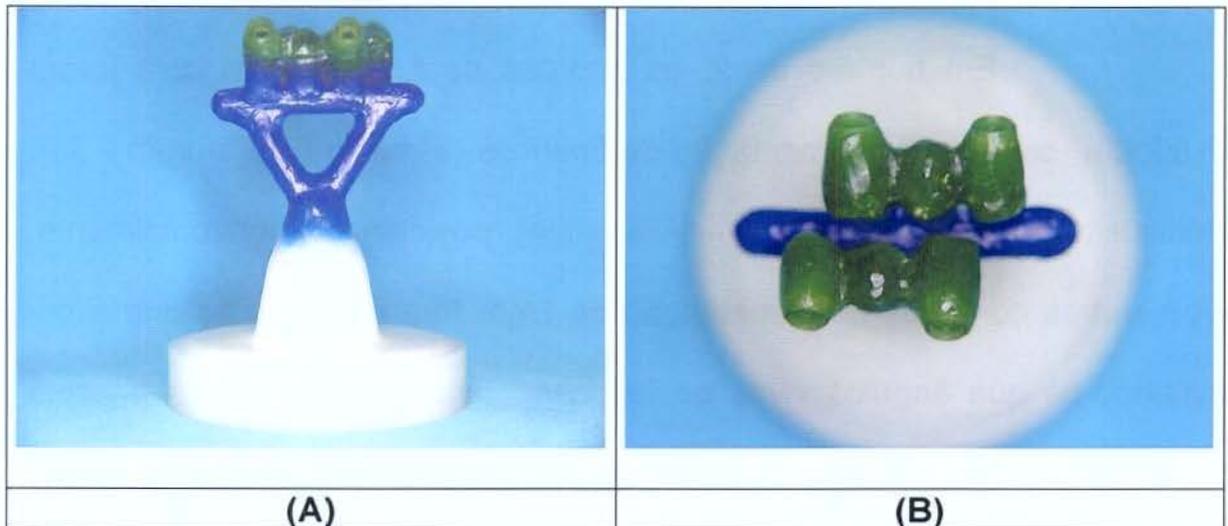
pilares calcináveis, constituindo infra-estruturas de próteses parciais fixas de 3 elementos retida por implantes.



**Figura 3.2 – (A) Padrão de fundição em cera.
(B) Matriz em silicone.**

Em número de 2, os padrões de fundição em cera foram fixados a conduto de alimentação de 5mm de diâmetro (Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), posicionado horizontalmente. Dois outros condutos de alimentação de 5mm foram unidos ao primeiro - evitando-se que ângulos vivos se formassem nas interseções - e estes unidos à base formadora de cadinho de anel de silicone (Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) (Figura 3.3-A e 3.3-B). O conjunto foi pulverizado com um líquido redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa Hüls – Hanau – Alemanha), sendo deixado à temperatura ambiente para secagem dos excessos.

Os padrões foram incluídos em revestimento especial para Ti (Rematitan Plus – Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (250g de pó/40ml de líquido específico para coroas e próteses) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Ao final da manipulação, a massa foi vertida no molde sob vibração constante até completar o espaço interno do anel, certificando-se do total preenchimento interno dos pilares UCLA.



**Figura 3.3 – (A) Vista lateral dos padrões de fundição em cera.
(B) Vista oclusal dos padrões de fundição em cera.**

O bloco obtido em revestimento foi deixado à temperatura ambiente até a completa presa. Após 50min do início de sua manipulação e

com a respectiva base formadora de cadinho voltada para baixo, foi levado a forno elétrico de aquecimento (Vulcan 3.550 NDI Box Furnace – Degussa – Ney Dental Inc. – Yucaipa – E.U.A.) seguindo o ciclo de aquecimento preconizado pelo fabricante (Tabela 3.2).

Transcorrido o ciclo de aquecimento, o bloco foi posicionado na máquina de fundição (Rematitan - Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) programada para 22 gramas de material, sendo realizada a fundição. O processo foi repetido até a obtenção de 30 infra-estruturas em Ti c.p. e outras 30 em liga Ti-6Al-4V. O procedimento foi o mesmo para ambos os materiais variando-se o cadinho de cobre a fim de se evitar eventuais contaminações.

Tabela 3.2 – Ciclo de aquecimento dos blocos de revestimento.

ESTÁGIO	TEMPERATURA (°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (°C/Min.)	PATAMAR DE AQUECIMENTO (Min.)
1	250	7	60
2	1000	7	90
3	550	7	120

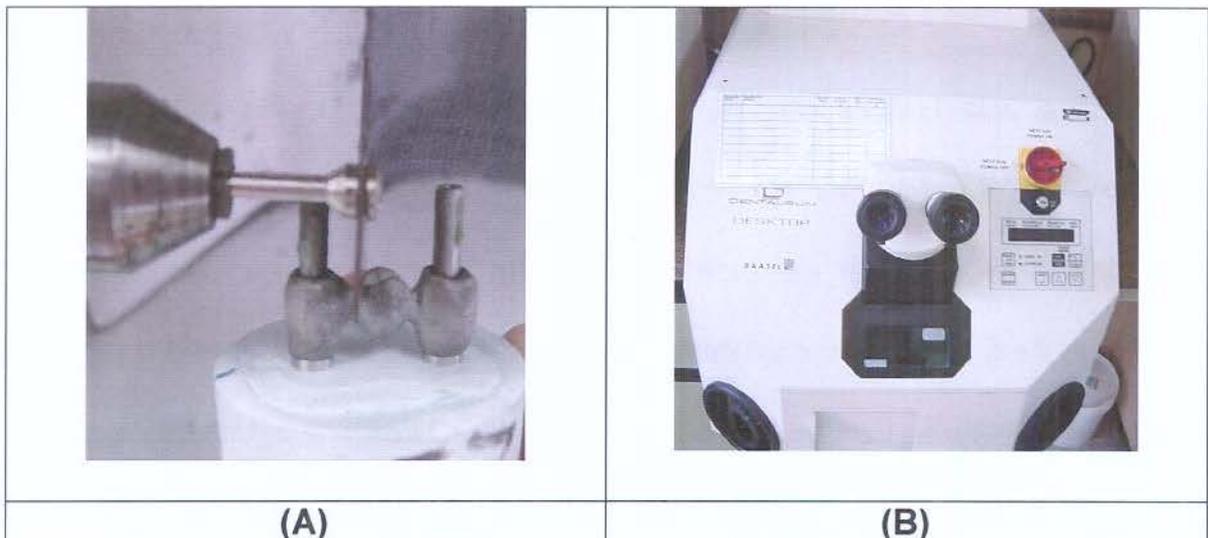
3.2.5 DESINCLUSÃO E ACABAMENTO

As infra-estruturas metálicas foram desincludidas do revestimento com o auxílio de desincludor pneumático (Modelo 320 – Silfradent – F. LLI Manfred – Itália) e submetidas a jateamento com partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de $150\mu\text{m}$ (Pasom Ind. e Com. Materiais Odontológicos LTDA – São Paulo – SP – Brasil), sob pressão de $5,6\text{kgf/cm}^2$, em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM28 – F. LLI Manfred – Itália). Foram separados dos condutos de alimentação com o auxílio de disco de óxido de alumínio (Dentorium SDM – Dentorium – Nova Iorque – E.U.A.) acoplado em torno de bancada (Knebel Produtos Dentários LTDA – Porto Alegre – RS - Brasil).

Em seguida, utilizou-se o protocolo de acabamento para infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V para recobrimento com porcelana descrito por FONSECA *et al.*, em 2003, que consistiu de: uso de fresas especiais para Ti (Maxi Plus e Midi – Dentaurum – Pforzheim – Alemanha) ; e, jateamento com partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de $150\mu\text{m}$ sob pressão de $2,04\text{kgf/cm}^2$ em jateador elétrico.

3.2.6 PROCESSO DE UNIÃO POR SOLDA “LASER”

As infra-estruturas dos grupos 3 e 6 foram, uma a uma, parafusadas sobre seus respectivos modelos de trabalho e com o auxílio de disco de óxido de alumínio de 0,5mm (Dentorium SDM – Dentorium – Nova Iorque – E.U.A.) acoplado em torno de bancada (Knebel Produtos Dentários LTDA – Porto Alegre – RS – Brasil), cortadas na região correspondente à conexão do pré-molar ao pântico (Figura 3.4-A). Em seguida, os segmentos foram posicionados sobre o modelo mestre e o conjunto levado à máquina de solda por irradiação “laser” (Desktop F – Dentaurum – Alemanha) (Figura 3.4-B), previamente configurada para 300V/10ms com foco e frequência regulados em zero.



**Figura 3.4 – (A) Infra-estrutura metálica sendo seccionada com disco de óxido de alumínio
(B) Máquina de soldagem “laser”**

Interpondo-se aos segmentos da infra-estrutura (pré-molar e pântico + molar), foi posicionado fio de Ti (Rematitan Drant - Dentaurum J. P. Winkelstroeter - Pforzheim – Alemanha), permitindo a realização da soldagem, realizada seguindo o protocolo descrito por ALVES & NOBILO, em 2003, realizando a alternância diametral dos pontos de solda a fim de se evitar superaquecimento e distorções.

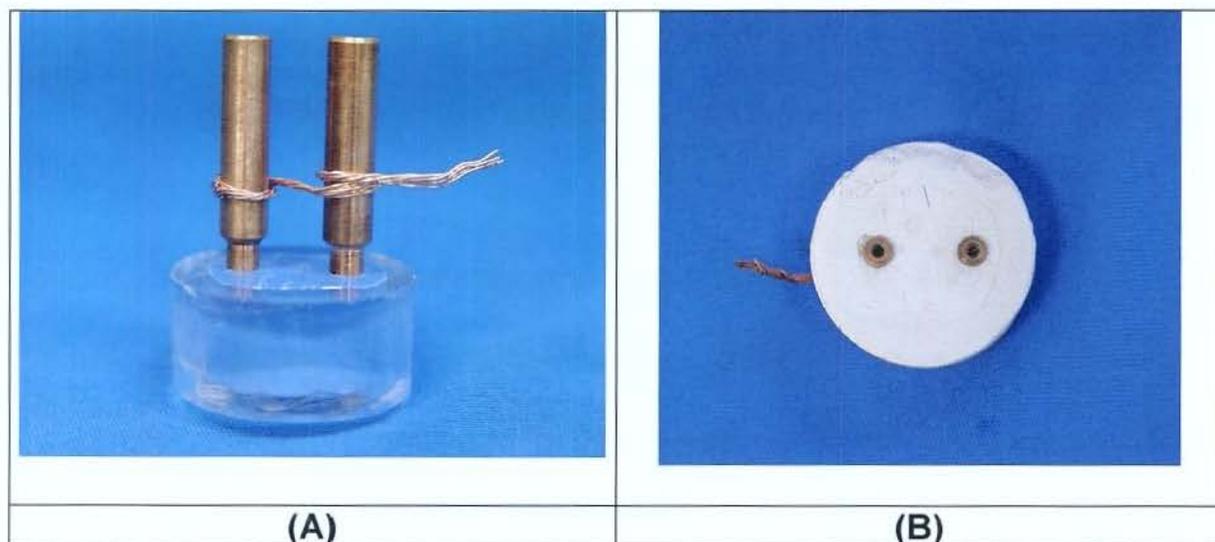
3.2.7. OBTENÇÃO DOS TROQUÉIS PARA ELETROEROSÃO

Para obtenção dos troquéis em gesso, contendo os análogos em Cu, utilizados no processo de eletroerosão foi necessária a substituição dos tradicionais postes de moldagem quadrados - com hexágono interno - por pilares tipo UCLA, em Ti, sem hexágono interno. Os pilares sem hexágono (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) utilizados como postes de moldagem foram adaptados aos respectivos parafusos de fixação dos implantes e unidos entre si com fio dental e resina acrílica (Duralay – Reliance Dental Mfg Co. - Worth - E.U.A.). Após a polimerização da resina, a moldeira individual foi preenchida com o silicone polimerizado por reação de adição de consistência leve (Aquasil Ultra Low Viscosity – Dentisply DeTrey GmbH – Konstanz – Alemanha), sendo

posicionada sobre o modelo mestre contendo os pilares tipo UCLA (atuam como postes de moldagem para moldeira aberta).

Após a polimerização do material, os pilares foram desparafusados e o conjunto (pilares/material de moldagem/moldeira individual) foi removido. Em substituição aos análogos tradicionais, nesta etapa, utilizou-se réplicas em Cu (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) que atuaram como eletrodos, permitindo a passagem de corrente elétrica e possibilitando a ocorrência das descargas elétricas durante o processo de eletroerosão.

Ao redor dos análogos em Cu foi trançado um fio de Cu de 0,5mm unindo-os entre si (Figura 3.5-A). Após o período de 2 horas, adaptou-se a matriz de silicone (Dentaurum - J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) ao redor do molde para a confecção da base do modelo de trabalho para eletroerosão.



**Figura 3.5 – (A) Fio de Cu unindo os eletrodos (análogos em Cu)
(B) Troquel em gesso contendo os eletrodos**

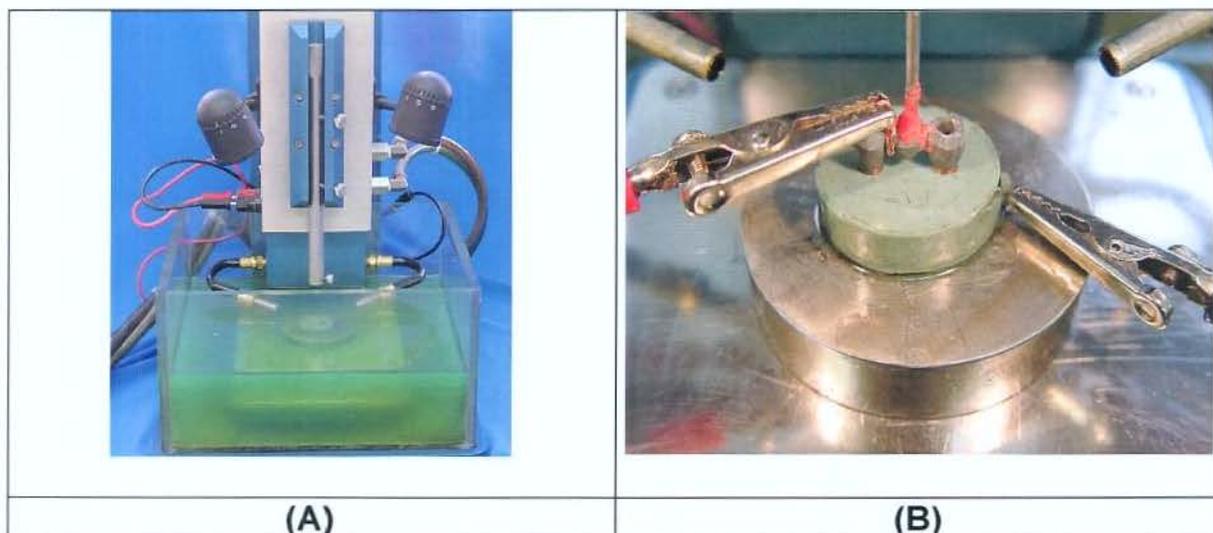
O molde foi preenchido, sob vibração, com gesso pedra tipo V (Exadur V – Polidental Indústria e Comércio Ltda – São Paulo – SP – Brasil), devidamente proporcionado (35g de pó/7mL de líquido) e espatulado mecanicamente a vácuo por 40s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Após o período de presa do gesso, os pilares foram desparafusados dos análogos em Cu e o modelo em gesso, contendo os eletrodos (Figura 3.5-B), foi separado do molde. Esta seqüência foi repetida até a confecção dos 80 modelos de trabalho para uso no processo de eletroerosão (20 para a eletroerosão pré-simulação dos ciclos de cocção e 60 para a eletroerosão pós-simulação).

3.2.8. PROCESSO DE ELETROEROSÃO

As infra-estruturas dos grupos 2 e 5 foram submetidas, uma a uma, ao processo de eletroerosão. Para a aplicação da eletroerosão foi utilizada uma máquina de eletroerosão (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.) (Figura 3.6-A). Com o auxílio de uma cola específica (Quick Lock – Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.), fixou-se o modelo em gesso contendo os análogos em Cu à base metálica do equipamento e a infra-estrutura correspondente, à haste de movimentação vertical. O prolongamento do fio de Cu, utilizado na união dos análogos de Cu nos modelos, foi conectado ao pólo negativo do aparelho de eletroerosão. Ao redor da infra-estrutura metálica, na região correspondente a união do pântico com o pré-molar, posicionou-se um outro fio de Cu de mesmo diâmetro, e este foi conectado ao pólo positivo do aparelho (figura 3.6-B).

Os movimentos da haste do equipamento foram controlados pela base geradora, a qual permitia ajustar amperagem e freqüência das descargas elétricas. A amperagem estava relacionada ao poder de usinagem do aparelho, enquanto a freqüência, relacionava-se ao número de

descargas elétricas por minuto. Ajustou-se a voltagem entre eletrodos em 80 volts conforme recomendada pelo fabricante.



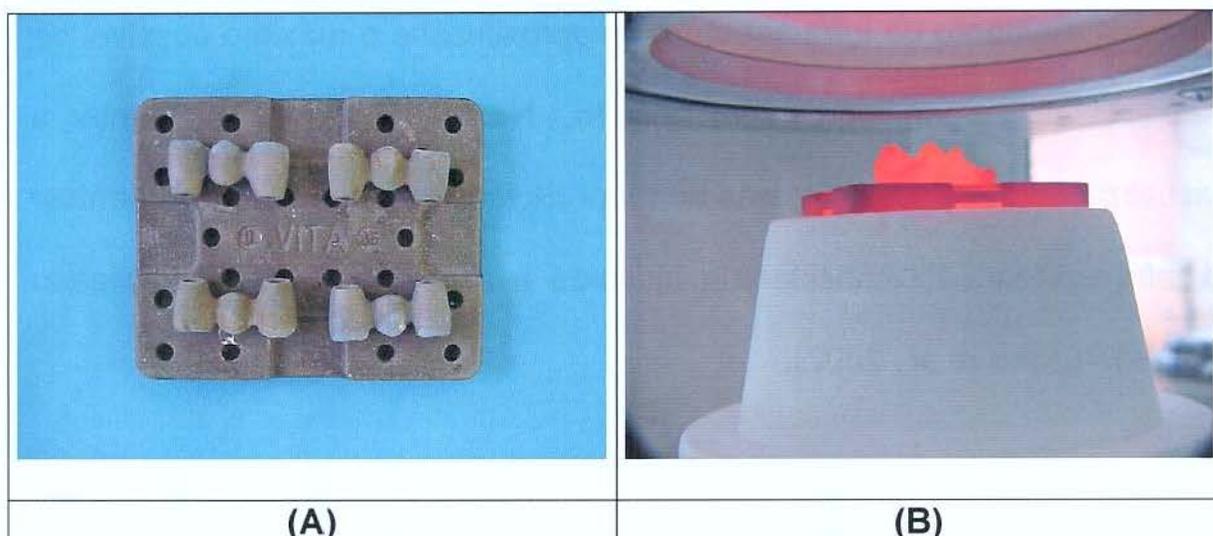
**Figura 3.6 – (A) Máquina de eletroerosão (EDM)
(B) Infra-estrutura em Ti c.p. posicionada na máquina de eletroerosão**

Na íntima aproximação da infra-estrutura metálica e seus respectivos análogos em Cu (eletrodo) - sem o contato entre ambos – ocorria a formação de campo elétrico, cuja diferença de potencial gerava descargas elétricas visíveis ao olho nu em forma de faíscas. Durante o procedimento, o conjunto foi mantido submerso em líquido dielétrico (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan – E.U.A.) responsável pelo resfriamento das estruturas, isolamento e remoção de depósitos de resíduos. O processo ocorreu de forma contínua até que toda a extensão

de cada elemento da infra-estrutura se aproximasse o máximo possível de seu respectivo análogo, sem tocá-lo. Neste momento, mediante a visualização de faíscas elétricas ao redor de toda a margem dos elementos, a infra-estrutura foi considerada ajustada e o equipamento foi desligado (CONTRERAS *et al.*, 2002).

3.2.9 CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA

As infra-estruturas foram posicionadas – em agrupamentos de 4 – em suporte para cocção de porcelana (Porcelain Trays – Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen – Alemanha) (Figura 3.7-A). As infra-estruturas foram submetidas à simulação dos ciclos de cocção da porcelana Vitatitaniceramic (Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen – Alemanha) em forno elétrico específico (Austromat M – Dekema Austromat-Keramiköfen – Freilassing – Alemanha) (Figura 3.7-B) (FONSECA *et al.*, 2003). As temperaturas de cocção da porcelana Vitatitaniceramic utilizadas neste estudo estão descritas na Tabela 3.3.



**Figura 3.7 – (A) Infra-estruturas posicionadas sobre o suporte
(B) Forno elétrico específico para porcelana**

Tabela 3.3 – Ciclos de cocção da porcelana Vitatitankeramic

ETAPAS	TEMPERATURA (°C inicial)	TEMPERATURA (°C final)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (°C/min)	VÁCUO
Bonder	400	800	60	Presente
Opaco	400	790	100	Presente
Dentina	400	770	50	Presente
Glaze	400	770	50	Ausente

3.2.10. PROCESSO DE ELETROEROSÃO PÓS-COCÇÃO

Após a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, as infra-estruturas de todos os seis grupos foram submetidas, uma a uma, ao processo de eletroerosão. A aplicação da eletroerosão nesta etapa seguiu os mesmos critérios descritos no item 3.2.8.

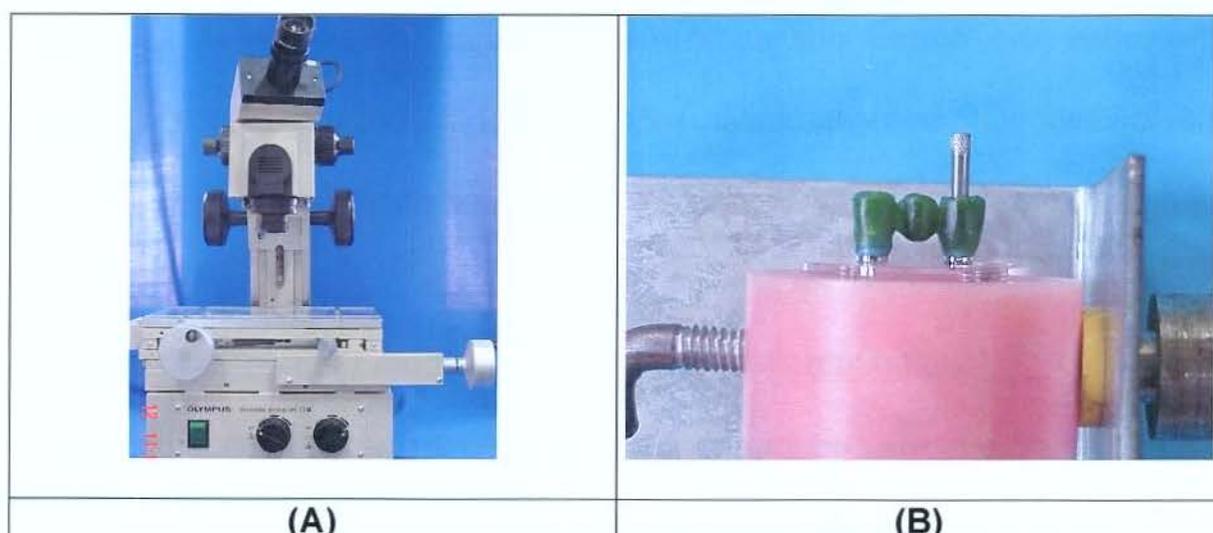
3.2.11 LEITURA DOS DESAJUSTES MARGINAIS

Neste estudo, considerou-se como desajuste marginal, a distância linear vertical (em μm) entre a margem de cada pilar da infra-estrutura à margem do implante correspondente. As mensurações foram realizadas em 4 pontos pré-determinados - pequenas perfurações realizadas nas laterais dos parafusos de fixação representando as faces: méso-vestibular, disto-vestibular, méso-lingual e disto-lingual. Cada ponto foi mensurado 3 vezes, totalizando 24 leituras por infra-estrutura.

As mensurações foram realizadas pelo mesmo avaliador em um microscópio mensurador com aumento de 50 vezes e precisão de $0,5\mu\text{m}$ (STM – Olympus Optical Co. Ltda – Tóquio - Japão) (Figura 3.8-A) com o auxílio de uma matriz desenvolvida para auxiliar o posicionamento espacial do conjunto, possibilitando que a infra-estrutura e o parafuso de fixação fossem dispostos no mesmo plano focal do microscópio (Figura 3.8-B).

O protocolo de leitura consistiu: posicionamento da infra-estrutura metálica sobre o modelo-mestre; aperto de $10\text{N}/\text{cm}^2$ do parafuso do pilar correspondente ao molar com o auxílio de um torquímetro (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo – SP – Brasil) (ALVES & NOBILO, 2003)

e realização da leitura dos pontos de referência no pré-molar (sem parafuso); em seguida, o parafuso foi removido do pilar correspondente ao molar e posicionado no correspondente ao pré-molar, sendo apertado com 10N com o auxílio do torquímetro, permitindo as leituras dos pontos de referência no molar (sem parafuso).



**Figura 3.8 – (A) Microscópio mensurador
(B) Conjunto modelo mestre/infra-estrutura
em cera posicionado na matriz**

Este protocolo foi conduzido para todas as leituras (leituras 2 a 9), exceção feita à leitura 1, que foi realizada com pilares plásticos individuais do tipo UCLA. Neste caso, as mensurações foram feitas nos pilares parafusados, sendo que os pilares que apresentaram desajustes marginais superiores a $0,5\mu\text{m}$ foram considerados defeituosos desde a

fabricação, sendo excluídos do trabalho e descartados. As leituras foram realizadas em etapas distintas de fabricação das infra-estruturas, conforme descrito na Tabela 3.4.

3.2.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os valores obtidos de desajuste marginal foram tabulados, sendo calculados as médias e os desvios-padrões. Para os dados obtidos neste estudo, em relação a comparação entre os 6 grupos (análise estatística fatorial), os pressupostos de normalidade e homocedasticidade das variâncias foram atendidos e o procedimento estatístico escolhido foi à análise de variância paramétrica, utilizando-se o teste de comparação múltipla proposto por Tukey. Por outro lado, na comparação dos dados dentro do mesmo grupo (análise estatística pareada), estes pressupostos não foram atendidos e o teste estatístico adotado foi o não paramétrico das ordens assinaladas proposto por Wilcoxon.

Tabela 3.4 Fases das leituras dos desjustes marginais

LEITURAS	FASES
Leitura 1	Pilares calcináveis individuais do tipo UCLA
Leitura 2	Padrões de fundição, em cera
Leitura 3	Infra-estruturas metálicas imediatamente após a fundição
Leitura 4	Infra-estruturas metálicas após a aplicação dos tratamentos: eletroerosão (grupos 2 e 5) e solda “laser” (grupos 3 e 6). Os grupos 1 e 4 não foram submetidos a tratamentos, atuando como controles.
Leitura 5	Infra-estruturas metálicas após a simulação do ciclo de cocção: Bonder
Leitura 6	Infra-estruturas metálicas após a simulação do ciclo de cocção: Opaco
Leitura 7	Infra-estruturas metálicas após a simulação do ciclo de cocção: Dentina ou Corpo
Leitura 8	Infra-estruturas metálicas após a simulação do ciclo de cocção: Glaze
Leitura 9	Infra-estruturas metálicas após serem submetidas ao processo de eletroerosão pós-simulação dos ciclos de cocção da porcelana

4 - RESULTADOS

Foram realizadas 24 mensurações (8 pontos x 3 repetições = 24) - sendo 12 realizadas no pilar correspondente ao molar (4 pontos) e 12 no correspondente ao pré-molar (4 pontos) - em cada corpo-de-prova após cada etapa do trabalho (calcinável, enceramento, fundido, tratamentos, bonder, opaco, corpo, glaze, EDM pós-ciclos de cocção da porcelana). Visando viabilizar a análise estatística, obteve-se a média aritmética dos desajustes marginais para cada corpo-de-prova após cada etapa (Tabelas 8.1a 8.6 – Anexo – p. 119 a 124). Os valores médios dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas de todos os grupos do estudo após cada etapa estão apresentados nas Tabelas 4.1 e 4.2.

Neste estudo, foram aplicadas duas análises estatísticas: uma pareada, para comparação dos dados dentro do mesmo grupo após serem submetidos a cada etapa do trabalho e; uma fatorial, que permitiu a comparação dos dados entre os grupos em cada etapa do trabalho. Assim sendo, dividiu-se a apresentação do capítulo de resultados em dois tópicos de acordo com o tipo de análise que foi realizada.

Tabela 4.1– Desajustes marginais médios (μm) das infra-estruturas fundidas – comparação entre as etapas do trabalho:

grupos etapas	G 1	G 2	G 3	G 4	G 5	G 6
	Ti c.p. S/T	Ti c.p. EDM	Ti c.p. SL	Ti-6Al-4V S/T	Ti-6Al-4V EDM	Ti-6Al-4V SL
Calcinável	0,5 a * (0,0)					
Enceramento	10,4 b * (1,8)	10,2 b * (1,6)	12,8 b * (1,8)	11,1 b * (1,6)	8,4 b * (1,1)	10,5 b * (1,7)
Fundido	138,6 c * (14,7)	113,6 c * (18,4)	113,2 c * (18,0)	147,1 c * (16,2)	126,0 c * (14,7)	119,1 c * (19,4)
Tratamento	138,6 c * (14,7)	72,4 d * (14,9)	40,6 d * (8,1)	147,1 c * (16,2)	82,8 d * (8,2)	31,0 d * (5,7)
Bonder	147,1 d * (15,4)	77,8 e * (16,0)	47,6 d * (7,8)	143,0 c * (15,6)	95,5 e * (7,4)	32,6 d * (5,4)
Opaco	153,7 d * (16,3)	85,5 f * (16,3)	46,1 d * (4,7)	144,6 c * (15,9)	97,8 e * (9,6)	42,5 e * (6,6)
Corpo	155,7 d * (16,6)	85,7 f * (17,1)	51,3 e * (5,1)	150,1 d * (15,9)	102,3 e * (7,3)	46,2 f * (6,9)
Glaze	158,8 d * (16,5)	87,2 f * (17,9)	46,2 f * (4,7)	147,3 d * (17,9)	97,2 f * (8,4)	48,2 f * (8,4)
EDM pós-cocção	81,0 e * (14,1)	47,6 g * (18,8)	28,2 g * (3,1)	59,5 e * (17,9)	46,6 g * (6,7)	28,2 g * (5,1)

* Valores Médios seguidos da mesma letra minúscula na vertical (coluna) não apresentam diferenças estatísticas significativas pelo teste das ordens assinaladas proposto por Wilcoxon, ao nível de significância de 5%.
() desvio-padrão.

4.1 – Análise Estatística Pareada

Neste tópico, comparou-se os valores de desajustes marginais de cada corpo-de-prova dentro do seu próprio grupo: Ti c.p. S/T (não recebeu nenhum tratamento para correção dos desajustes marginais); Ti c.p. + EDM (correção por eletroerosão); Ti c.p. + SL (correção por solda “laser”); Ti-6Al-4V S/T (não recebeu nenhum tratamento para correção dos desajustes marginais); Ti-6Al-4V + EDM (correção por eletroerosão) e Ti-6Al-4V + SL (correção por solda “laser”). As análises foram realizadas após cada uma das etapas do trabalho (calcinável; enceramento; fundido; tratamentos; bonder; opaco; corpo; glaze e EDM pós-ciclos de cocção).

Para a aplicação do teste estatístico proposto por Wilcoxon, calculou-se as diferenças médias entre os valores médios de desajuste marginal de cada corpo-de-prova, em cada etapa do estudo, para permitir as comparações seqüenciais entre duas etapas subseqüentes. Valores de diferenças médias próximas a zero indicavam que as duas etapas seqüenciais comparadas não diferiram entre si. Este teste foi utilizado para a análise estatística dos dados pareados nos 6 grupos estudados.

4.1.1 – Grupo 1 – Ti c.p. sem tratamento (controle)

Observando a primeira coluna da Tabela 4.1, verificou-se aumento nos valores médios de desajustes marginais desde a etapa calcinável até a etapa bonder, a partir da qual observou-se uma relativa estabilidade com pequenas variações de valores médios até a etapa glaze. Na etapa seguinte - EDM pós-ciclos de cocção da porcelana - ocorreu um decréscimo acentuado nos valores médios dos desajustes marginais.

Os valores das diferenças médias entre as etapas seqüenciais estão apresentados na Tabela 8.7 (Anexo – p. 125). O teste *das ordens assinaladas de Wilcoxon* indicou haver diferenças estatísticas significativas ao nível de significância de 5% entre as seguintes etapas: calcinável e enceramento; enceramento e fundido; fundido e bonder e; glaze e EDM pós-ciclos de cocção.

4.1.2 – Grupo 2 – Ti c.p. associado com eletroerosão (EDM)

Averiguando a segunda coluna da Tabela 4.1, observou-se aumento nos valores médios de desajustes marginais nas três primeiras etapas (desde a etapa calcinável até a etapa fundido), seguido por um

acentuado decréscimo na etapa tratamento (correção dos desajustes marginais pelo processo de eletroerosão – EDM), novo acréscimo nos valores médios na etapa bonder, seguido por uma relativa estabilidade até a etapa glaze e decréscimo acentuado na etapa seguinte - EDM pós-ciclos de cocção da porcelana.

Os valores das diferenças médias entre as etapas seqüenciais estão apresentados na Tabela 8.8 (Anexo – p. 125). O teste das ordens assinaladas de Wilcoxon indicou haver diferenças estatísticas significativas ao nível de significância de 5% entre as seguintes etapas: calcinável e enceramento; enceramento e fundido; fundido e tratamento (EDM); tratamento (EDM) e bonder; bonder e opaco e; glaze e EDM pós-ciclos de cocção.

4.1.3 – Grupo 3 – Ti c.p. associado com solda “laser”

Observando a terceira coluna da Tabela 4.1, notou-se aumento nos valores médios de desajustes marginais nas três primeiras etapas (desde a etapa calcinável até a etapa fundido), seguido por um acentuado decréscimo na etapa tratamento (correção dos desajustes marginais por meio de solda “laser”) e relativa estabilidade dos valores

médios até a etapa opaco. Nas duas etapas seguintes – corpo e glaze – ocorreu pequena oscilação nos valores médios, seguido por novo decréscimo na etapa EDM pós-ciclos de cocção da porcelana.

Os valores das diferenças médias entre as etapas seqüenciais estão apresentados na Tabela 8.9 (Anexo – p. 126). O teste *das ordens assinaladas de Wilcoxon* indicou haver diferenças estatísticas significativas ao nível de significância de 5% entre as seguintes etapas: calcinável e enceramento; enceramento e fundido; fundido e tratamento (solda “laser”); opaco e corpo; corpo e glaze e; glaze e EDM pós-ciclos de cocção.

4.1.4 – Grupo 4 – Ti-6Al-4V sem tratamento (controle)

Observando a quarta coluna da Tabela 4.1, verificou-se aumento nos valores médios de desajustes marginais desde a etapa calcinável até a etapa fundido. Nas etapas seguintes (bonder até glaze) notou-se pequenas oscilações nos valores médios de desajustes marginais. Contudo, na última etapa - EDM pós-ciclos de cocção da porcelana - ocorreu decréscimo acentuado de tais valores médios.

Os valores das diferenças médias entre as etapas seqüenciais estão apresentados na Tabela 8.10 (Anexo – p. 126). O teste das ordens assinaladas de Wilcoxon indicou haver diferenças estatísticas significativas ao nível de significância de 5% entre as seguintes etapas: calcinável e enceramento; enceramento e fundido; opaco e corpo e; glaze e EDM pós-ciclos de cocção.

4.1.5 – Grupo 5 – Ti-6Al-4V associado com eletroerosão (EDM)

Na observação da quinta coluna da Tabela 4.1, notou-se aumento nos valores médios de desajuste marginal nas três primeiras etapas (desde a etapa calcinável até a etapa fundido), seguido por acentuado decréscimo na etapa tratamento (EDM), novo acréscimo na etapa bonder e relativa estabilidade com pequenas oscilações dos valores médios até a etapa glaze. Contudo, novo decréscimo acentuado na etapa seguinte - EDM pós-ciclos de cocção da porcelana.

Os valores das diferenças médias entre as etapas seqüenciais estão apresentados na Tabela 8.11 (Anexo – p. 127). O teste das ordens assinaladas de Wilcoxon indicou haver diferenças estatísticas significativas ao nível de significância de 5% entre as seguintes etapas:

calcinável e enceramento; enceramento e fundido; fundido e tratamento (EDM); tratamento (EDM) e bonder; corpo e glaze e; glaze e EDM pós-ciclos de cocção.

4.1.6 – Grupo 6 – Ti-6Al-4V associado com solda “laser”

Pela observação da sexta coluna da Tabela 4.1, verificou-se aumento nos valores médios de desajustes marginais até a etapa fundido. Em seguida, acentuado decréscimo na etapa tratamento (solda “laser”), novo acréscimo na etapa opaco e relativa estabilidade até a etapa glaze. Entretanto, na última etapa - EDM pós-ciclos de cocção da porcelana – novo decréscimo acentuado foi verificado.

Os valores das diferenças médias entre as etapas seqüenciais estão apresentados na Tabela 8.12 (Anexo – p. 127). O teste *das ordens assinaladas de Wilcoxon* indicou haver diferenças estatísticas significativas ao nível de significância de 5% entre as seguintes etapas: calcinável e enceramento; enceramento e fundido; fundido e tratamento (solda “laser”); bonder e opaco e; glaze e EDM pós-ciclos de cocção.

4.2 – Análise Estatística Fatorial

Neste tópico, em cada uma das etapas do trabalho (calcinável; enceramento; fundido; tratamentos; bonder; opaco; corpo; glaze e EDM pós-ciclos de cocção), comparou-se os valores de desajustes marginais de cada corpo-de-prova entre os grupos: Ti c.p. S/T (não recebeu nenhum tratamento para correção dos desajustes marginais); Ti c.p. + EDM (correção por eletroerosão); Ti c.p. + SL (correção por solda “*laser*”); Ti-6Al-4V S/T (não recebeu nenhum tratamento para correção dos desajustes marginais); Ti-6Al-4V + EDM (correção por eletroerosão) e Ti-6Al-4V + SL (correção por solda “*laser*”). O teste de Tukey foi utilizado para comparação fatorial dos grupos.

4.2.1 – Etapa Calcinável

Para esta fase não foi necessária a aplicação de nenhum teste estatístico, uma vez que não ocorreram variabilidades dos valores médios dos corpos-de-prova tanto entre, quanto dentro dos grupos. Em todos os seis grupos sob estudo foram observados desajustes médios iguais a $0,5\mu\text{m}$ para todos os corpos de prova. A observação da primeira linha da Tabela 4.2 confirma a não variabilidade dos dados.

Tabela 4.2–Desajustes marginais médios (μm) das infra-estruturas fundidas – comparação entre os grupos.

grupos etapas	G 1	G 2	G 3	G 4	G 5	G 6
	Ti c.p. S/T	Ti c.p. EDM	Ti c.p. SL	Ti-6Al-4V S/T	Ti-6Al-4V EDM	Ti-6Al-4V SL
Calcinável	0,5 a * (0,0)	0,5 a * (0,0)	0,5 a * (0,0)	0,5 a * (0,0)	0,5 a * (0,0)	0,5 a * (0,0)
Enceramento	10,4 a * (1,8)	10,2 a * (1,6)	12,8 a * (1,8)	11,1 a * (1,6)	8,4 a * (1,1)	10,5 a * (1,7)
Fundido	138,6 a * (14,7)	113,6 a * (18,4)	113,2 a * (18,0)	147,1 a * (16,2)	126,0 a * (14,7)	119,1 a * (19,4)
Tratamento	138,6 a * (14,7)	72,4 bc * (14,9)	40,6 bc * (8,1)	147,1 a * (16,2)	82,8 b * (8,2)	31,0 c * (5,7)
Bonder	147,1 a * (15,4)	77,8 bd * (16,0)	47,6 bd * (7,8)	143,0 ac * (15,6)	95,5 bc * (7,4)	32,6 d * (5,4)
Opaco	153,7 a * (16,3)	85,5 bd * (16,3)	46,1 bd * (4,7)	144,6 ac * (15,9)	97,8 bc * (9,6)	42,5 d * (6,6)
Corpo	155,7 a * (16,6)	85,7 bd * (17,1)	51,3 bd * (5,1)	150,1 ac * (15,9)	102,3 bc * (7,3)	46,2 d * (6,9)
Glaze	158,8 a * (16,5)	87,2 b * (17,9)	46,2 b * (4,7)	147,3 ac * (17,9)	97,2 bc * (8,4)	48,2 b * (8,4)
EDM pós-cocção	81,0 a * (14,1)	47,6 b * (18,8)	28,2 b * (3,1)	59,5 ab * (17,9)	46,6 ab * (6,7)	28,2 b * (5,1)

* Valores Médios seguidos da mesma letra minúscula na horizontal (linha) não apresentam diferenças estatísticas significativas pelo teste das comparações múltiplas proposto por Tukey, ao nível de significância de 5%.
() desvio-padrão.

4.2.2 – Etapa Enceramento

Na observação da segunda linha da Tabela 4.2 e da Figura 8.1 (Anexo – p. 128), notou-se que as diferenças de valores médios apresentados pelos seis grupos não foram estatisticamente significativas.

4.2.3 – Etapa Fundido

Na observação da terceira linha da Tabela 4.2 e da Figura 8.2 (Anexo – p. 128), a exemplo da etapa anterior, não verificou-se diferenças estatísticas significativas entre os valores médios dos seis grupos.

4.2.4 – Etapa Tratamento

Na observação da quarta linha da Tabela 4.2 e Figura 8.3 (Anexo – p. 129), verificou-se diferenças estatísticas significativas entre os grupos controle e os grupos que receberam tratamento. Os grupos controle 1 (Ti c.p. S/T) e 4 (Ti-6Al-4V S/T) não apresentaram diferenças estatísticas significativas entre si, entretanto, ao serem comparados aos grupos que receberam tratamento (2 - Ti c.p.+ EDM; 3 - Ti c.p. + SL; 5 – Ti-6Al-4V + EDM e; 6 - Ti-6Al-4V + SL) verificou-se diferenças estatísticas significativas,

sendo os maiores valores médios de desajustes apresentados pelos dois grupos controle (1 e 4). Entre os grupos que receberam tratamentos, notou-se diferença estatística significativa entre os grupos 5 (Ti-6Al-4V + EDM) e 6 (Ti-6Al-4V + SL), sendo os melhores resultados apresentados pelo grupo 6. Os grupos 2 (Ti c.p. + EDM) e 3 (Ti c.p. + SL) não apresentaram diferenças estatísticas significativas nem entre si e nem quando comparados com os outros grupos que receberam tratamento (grupo 5 e 6).

4.2.5 – Etapa Bonder

Na observação da quinta linha da Tabela 4.2 e Figura 8.4 (Anexo – p. 129), notou-se que o maior valor médio de desajuste foi apresentado pelo grupo 1, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os demais grupos do estudo (2; 3; 5 e; 6), com exceção do grupo 4, cuja diferença de valores não teve significância estatística. Observou-se ainda, que o menor valor médio de desajuste marginal foi apresentado pelo grupo 6, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os grupos 1; 4 e 5. Os grupos 1 e 4; 2, 3 e 5 e; 4 e 5 não apresentaram diferença estatística significativa quando comparados entre si.

4.2.6 – Etapa Opaco

Na observação da sexta linha da Tabela 4.2 e Figura 8.5 (Anexo – p. 130), verificou-se maior valor médio de desajuste marginal nas infra-estruturas do grupo 1, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os demais grupos do estudo (2; 3; 5 e; 6), com exceção do grupo 4, cuja diferença estatística não foi significativa.

Observou-se ainda, que o menor valor médio de desajuste marginal foi apresentado pelo grupo 6, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os grupos 1; 4 e 5. Os grupos 1 e 4; 2, 3 e 5 e; 4 e 5 não apresentaram diferença estatística significativa quando comparados entre si.

4.2.7 – Etapa Corpo (Dentina)

Na observação da sétima linha da Tabela 4.2 e Figura 8.6 (Anexo – p. 130), notou-se que o maior valor médio de desajuste foi apresentado pelo grupo 1, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os demais grupos do estudo (2; 3; 5 e; 6), com exceção do grupo 4, cuja diferença não apresentou significância estatística. Observa-

se ainda, que o menor valor médio de desajuste marginal foi apresentado pelo grupo 6, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os grupos 1; 4 e 5. Os grupos 1 e 4; 2, 3 e 5 e; 4 e 5 não apresentaram diferença estatística significativa quando comparados entre si.

4.2.8 – Etapa Glaze

Na observação da oitava linha da Tabela 4.2 e Figura 8.7 (Anexo – p. 131), verificou-se que o maior valor médio de desajuste foi apresentado pelo grupo 1, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os demais grupos do estudo (2; 3; 5 e; 6), exceto o grupo 4, cuja diferença estatística não foi significativa. Observou-se ainda, que o menor valor médio de desajuste marginal foi apresentado pelo grupo 3, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os grupos 1; 4 e 5. Os grupos 1 e 4 e; 4 e 5 não apresentaram diferença estatística significativa quando comparados entre si.

4.2.9 – Etapa EDM pós-cocção

Na observação da nona linha da Tabela 4.2 e Figura 8.8 (Anexo – p. 131), verificou-se que o maior valor médio de desajuste foi apresentado pelo grupo 1, sendo verificada diferença estatística significativa entre este grupo e os grupos 2; 3 e; 6. Observou-se ainda, que os menores valores médios de desajustes marginais foram apresentados pelos grupos 3 e 6, entretanto ao se comparar os valores médios destes dois grupos com os apresentados pelos demais grupos (2; 3 e; 5), não se verificou diferença estatística significativa, exceto em relação ao grupo 1, onde tais diferenças foram notadas.

Influência da Soldagem “Laser”, Eletroerosão e Ciclos de Cocção da Porcelana no Desajuste Marginal de Próteses Fíxas Implanto-Retidas Fundidas em Titânio Comercialmente Puro e Titânio-Alumínio-Vanádio.

DISCUSSÃO

A adaptação marginal de artefatos protéticos, seja sobre dentes naturais preparados ou sobre implantes osseointegrados, segue sendo um dos maiores desafios para profissionais e pesquisadores da área de Odontologia. A perfeita adaptação destas estruturas é uma cogitação utópica, pois a justaposição de duas superfícies distintas – mesmo lisas e polidas – resulta na formação de uma fenda na região de adaptação, comprometendo o íntimo contato (CONTRERAS *et al.*, 2002). Em próteses sobre implantes, uma peça mal adaptada pode levar à fratura do parafuso entre o componente protético e o implante e/ou estimular o processo de reabsorção óssea culminando, eventualmente, com a perda do implante (SKALAK, 1983; MAY *et al.*, 1997; SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

Preocupado com os efeitos danosos gerados por peças com adaptação marginal insatisfatória, o presente estudo avaliou o nível de desajuste marginal de infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e sistema Ti-6Al-4V, obtidos pela técnica da cera perdida, proposta por TAGGART em 1907. As infra-estruturas fundidas em Ti c.p. (G1 - 138,6 μ m; G2 - 113,6 μ m e; G3 - 113,2 μ m) apresentaram-se com valores médios de desajuste marginal

menores que os verificados nas fundidas em Ti-6Al-4V (G4 - 147,1 μ m; G5 - 126,0 μ m e; G6 - 119,1 μ m), entretanto, não houve diferença estatística significativa entre os materiais. Assim sendo, notou-se que a desadaptação ocorrida nas fundições em Ti c.p. e em liga Ti-6Al-4V foram similares.

Os valores médios de desajuste marginal encontrados nas infra-estruturas fundidas em ambas as ligas podem estar relacionados com alguns fatores: distorções ocorridas em todas as etapas do processo de fundição (enceramento, inclusão em revestimento e fundição propriamente dita) – como citado na literatura por EAMES *et al.*, 1978; BLACKMAN *et al.*, 1992; BESSING & BERGMAN, 1992 e ROMERO *et al.*, 2000; obtenção de artefatos protéticos fundidos em monobloco, relatado por SCHIFFLEGER *et al.*, em 1985; irregularidades nas bordas ou na porção interna dos pilares do tipo UCLA e problemas no assentamento do parafuso de trabalho, descritos por SCHMITT *et al.*, 1995; SCHMITT & CHANCE, 1995 e EVANS, 1997.

Ciente das interferências negativas das etapas do processo de fundição no desajuste marginal das infra-estruturas fundidas, procurou-se neste estudo identificar seus efeitos através da análise dos desajustes marginais dos pilares calcináveis, excluindo do trabalho, os que não apresentassem adaptação marginal inferior a 0,5 μ m. Na análise dos

padrões de fundição em cera, verificou-se pequeno aumento no desajuste marginal, muito semelhante entre todos os 60 padrões (G1 – 10,4; G2 – 10,2; G3 – 12,8; G4 – 11,1; G5 – 8,4; G6 – 10,5). Assim sendo, pode-se relatar que a etapa de enceramento teve pouca influência no desajuste marginal das infra-estruturas fundidas - em Ti c.p e em Ti-6Al-4V - não podendo ser considerada como a principal responsável pelos altos valores de desajustes marginais.

Em contrapartida, o fato das 60 infra-estruturas terem sido obtidas em monobloco pode ter sido preponderante para os altos valores médios de desajuste marginal verificado nas infra-estruturas fundidas em ambos os materiais, pois segundo SCHIFFLEGER *et al.*, em 1985, a obtenção das peças protéticas em monobloco pode aumentar a distorção destas estruturas por deixá-las mais susceptíveis aos efeitos da contração da liga (tensão de resfriamento).

Os altos valores de desajuste marginal médio verificados no presente estudo corroboram aqueles obtidos em estudos cujas estruturas foram obtidas em monobloco (SCHIEFFLEGER *et al.*, 1985; JEMT, 1996; RIEDY *et al.*, 1997; ROMERO *et al.*, 2000; ALVES & NOBILO, 2003). Considerando este fato, pode-se dizer que infra-estruturas fundidas obtidas

em monobloco apresentam valores médios de desajuste marginal superiores aos recomendáveis clinicamente - abaixo de 100 μ m (LEONG *et al.*, 1994; JEMT, 1996; CONTRERAS *et al.*, 2002), sendo indicado a utilização de meios alternativos para obtenção de infra-estruturas mais adaptadas.

Baseado nisso, deve-se buscar métodos alternativos que possam evitar ou minimizar os altos valores de desajuste marginal das infra-estruturas fundidas em monobloco. Na literatura, encontram-se vários métodos alternativos com esta finalidade. Dentre os métodos disponíveis para correção do desajuste marginal destacam-se: fundição em monobloco, com posterior seccionamento e união das infra-estruturas com solda “*laser*” (ALVES & NOBILO, 2003) e refinamento das bordas por meio de eletroerosão (SCHMITT & CHANCE, 1995; SCHMITT *et al.*, 1995; EVANS, 1997; CONTRERAS *et al.*, 2002). Dentre estes métodos, no Brasil, o mais utilizado é a fundição em monobloco, seccionamento e união por soldagem “*laser*”. Esta técnica, quando bem executada, pode apresentar resultados satisfatórios quanto à correção do desajuste e à resistência à fratura, entretanto, se má executada pode resultar em fratura da infra-estrutura na área de solda (ANUSAVICE *et al.*, 1985). Neste âmbito, o refinamento marginal pelo processo de eletroerosão é uma alternativa mais interessante,

pois não influencia na resistência a fratura das infra-estruturas, uma vez que atua exclusivamente na região marginal, sem a necessidade de seccionamento das infra-estruturas (SCHMITT *et al.*, 1995).

A eficácia dos métodos de eletroerosão e solda “*laser*” na redução do desajuste marginal de infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V foi avaliada no presente estudo. Na análise dos resultados, quando se comparou a eficácia de cada um dos métodos na redução do desajuste médio das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V, verificou-se que o processo de eletroerosão foi igualmente eficaz tanto nas infra-estruturas em Ti c.p. (redução média de 41,2 μ m) quanto nas em liga de Ti-6Al-4V (redução média de 43,2 μ m). O mesmo comportamento foi observado em relação à solda “*laser*”, que foi igualmente eficaz tanto nas infra-estruturas em Ti c.p. (redução média de 72,6 μ m) quanto nas em Ti-6Al-4V (redução média de 88,1 μ m).

Em relação à comparação entre os dois métodos para o mesmo tipo de liga, verificou-se que os valores médios de redução do desajuste marginal encontrado nas infra-estruturas fundidas em Ti c.p., não apresentaram diferença estatística significativa entre os métodos de solda “*laser*” e eletroerosão (72,6 μ m e 41,2 μ m, respectivamente) sendo ambos

igualmente eficazes. Em relação à redução dos valores médios de desajuste marginal nas infra-estruturas em Ti-6Al-4V, verificou-se diferença estatística significativa, sendo que o método de solda “*laser*” foi mais eficaz que a eletroerosão (88,1µm e 43,2µm, respectivamente), entretanto ambos tiveram a sua eficácia comprovada. Estes resultados corroboram aqueles obtidos por BERNARDON-SILVA & NOBILO, em 2001 que encontraram o mesmo comportamento de desajuste marginal de infra-estruturas de 5 elementos fundidas em Ti c.p. submetidas à correção por eletroerosão e solda “*laser*”.

IWASHITA *et al.*, 1977 citado por PAPAZOGLU *et al.*, 2001, relataram que todas as etapas do ciclo de cocção da porcelana interferiam de forma significativa na adaptação marginal, aumentando a fenda marginal em coroas unitárias e a distorção das infra-estruturas de próteses parciais fixas. Por outro lado, FONSECA *et al.*, 2003, relatou pequenos aumentos no desajuste marginal em “*copings*” metálicos fundidos em Ti c.p. e Ti-6Al-4V durante a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, sendo significativos os aumentos verificados na etapa bonder e opaco nos “*copings*” em Ti-6Al-4V e na etapa bonder nos em Ti c.p.

Na análise dos resultados encontrados no presente estudo, pôde-se observar aumento no desajuste marginal médio nas infra-estruturas fundidas tanto em Ti c.p. quanto em Ti-6Al-4V. Contudo, este aumento não foi significativo para todas as etapas do ciclo variando entre os grupos do estudo. Nas infra-estruturas em Ti c.p. livres de solda e correções por eletroerosão, naquelas em Ti c.p. + EDM e nas em Ti-6Al-4V + EDM verificou-se que a primeira etapa do ciclo de cocção da porcelana (etapa “*bonder*”) teve maior influência no aumento do desajuste marginal das infra-estruturas fundidas. Este comportamento corrobora com os relatados por ANUSAVICE *et al.*, 1985; FAUCHER & NICHOLLS, 1980; BUCHANAN *et al.*, 1981; CAMPBELL & PELLETIER, 1992; CAMPBELL *et al.*, 1995 e; GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995, que apontam ser a primeira etapa do ciclo de cocção da porcelana a responsável pelo maior aumento nos valores médios de desajuste marginal de infra-estruturas e “*copings*” fundidos. Segundo estes autores, as demais etapas pouco interferem no desajuste final das infra-estruturas.

Entretanto, nas infra-estruturas fundidas em Ti c.p. + SL e nas em Ti-6Al-4V + EDM, a maior influência no aumento do desajuste marginal foi verificada durante a terceira etapa do ciclo de cocção, conhecida como “*dentina ou corpo*”. A segunda etapa do ciclo de cocção, conhecida como

“opaco” resultou no maior aumento de desajuste marginal nas infra-estruturas fundidas em Ti-6Al-4V + SL. Segundo PAPAZOGLU *et al.*, em 2001, o aumento no desajuste marginal durante os ciclos de cocção da porcelana está relacionado com a tensão residual, resultante do processo de resfriamento da liga pós-fundição. O aquecimento da infra-estrutura durante os ciclos de cocção, faz com que a liga libere a tensão adquirida na fundição, ocasionando pequenas distorções nas próteses fixas, aumentando as fendas marginais nas infra-estruturas. A liberação das tensões, em geral, ocorre de forma mais significativa durante o primeiro ciclo de cocção, conhecido como “bonder” para as ligas a base de Ti e “oxidação” nas demais ligas. Entretanto, este fato também ocorre nas demais etapas, só que de forma menos incisiva.

Outro fator importante que pode ter influenciado nas alterações ocorridas no desajuste marginal das infra-estruturas durante os ciclos de cocção são às temperaturas as quais as infra-estruturas são submetidas durante as cocções da porcelana. Normalmente estas temperaturas, mesmo nas porcelanas de baixa fusão, se aproximam da temperatura em que o Ti e suas ligas sofrem alterações cristalográficas em sua estrutura, podendo resultar em alterações diretas nas propriedades mecânicas (BERGMAN *et al.*, 1990; CRAIG *et al.*, 1997).

A simulação dos ciclos de cocção da porcelana realizada neste estudo resultou em alterações significativas e semelhantes no desajuste marginal médio de todas as infra-estruturas fundidas analisadas no presente estudo. Desta forma, pode-se relatar que a aplicação de métodos alternativos para correção de desajuste marginal - solda “*laser*” e eletroerosão - previamente a aplicação da porcelana, não interferem nas distorções resultantes dos ciclos de cocção.

PAPAZOGLU *et al.*, 2001, relataram que as distorções ocorridas nas infra-estruturas metálicas, após as fundições e durante os ciclos de cocção da porcelana, podem interferir de forma significativa na adaptação marginal e devem ser corrigidas para não inviabilizar o uso clínico destes artefatos. O seccionamento seguido da soldagem pós-cerâmica ou a repetição das infra-estruturas são as formas de correção mais utilizadas. Entretanto, o processo de soldagem pós-aplicação da porcelana, pode comprometer o recobrimento estético, sendo por vezes evitado. SCHMITT *et al.*, 1995; SCHMITT & CHANCE, 1995 e EVANS, 1997 relatam a utilização da eletroerosão na correção de desajuste marginal de próteses sobre implantes recobertas por resina ou porcelana, atestando não haver qualquer comprometimento ao substrato estético. Isto é possível já que as descargas elétricas responsáveis pelo reajuste marginal atuam

somente na porção interna e metálica da peça. Estes trabalhos são relatos de técnica e caso clínico, não existindo dados oriundos de avaliações científicas da efetiva eficácia do processo.

Na avaliação realizada no presente estudo, constatou-se que a eletroerosão reduziu de forma significativa o desajuste marginal em todas as infra-estruturas. As infra-estruturas submetidas, na primeira etapa do estudo, à solda “*laser*” - fundidas em Ti c.p. e em Ti-6Al-4V - apresentaram os menores valores médios de desajuste marginal (28,2 μ m e 28,2 μ m, respectivamente). Entretanto, a diferença verificada entre os valores médios destas infra-estruturas e os valores médios das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. (47,6 μ m) e em Ti-6Al-4V (46,6 μ m) submetidas à eletroerosão na primeira etapa e; as em Ti-6Al-4V não submetidas a tratamento na primeira etapa (59,5 μ m) não foi significativa. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por BERNARDON-SILVA & NOBILO, em 2001, que verificaram menores valores médios de desajuste marginal na associação de solda “*laser*” e eletroerosão. Os maiores valores médios de desajuste marginal foram verificados nas infra-estruturas fundidas em Ti c.p. não submetidas a tratamento na primeira etapa (81,0 μ m), sendo a diferença estatística significativa em relação as infra-estruturas fundidas em Ti c.p. submetidas à

eletroerosão e solda "*laser*" na primeira etapa e; as em Ti-6Al-4V submetidas à solda "*laser*".

Os resultados obtidos com a correção de desajuste marginal de próteses fixas implanto-retidas por meio de eletroerosão, após a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, mostraram-se bastante satisfatórios. Baseado neste fato pode-se indicar a utilização clínica deste processo na correção de desajuste marginal em próteses fixas implanto-retidas com recobrimento estético, pois haveria a redução do desajuste marginal sem o comprometimento da parte estética, dado que o processo atua somente na porção interna das infra-estruturas. A correção do desajuste marginal por meio de solda "*laser*" em próteses fixas implanto-retidas com recobrimento estético também pode ser utilizada, entretanto compromete a porção estética, pois necessita da remoção de parte do recobrimento para permitir a soldagem do metal.

No Brasil, os pilares intermediários mais utilizados são os calcináveis do tipo UCLA, devido a sua versatilidade e relativo baixo custo. O maior desajuste marginal e o pior assentamento passivo das infra-estruturas confeccionadas com estes pilares são os grandes inconvenientes em relação aos pilares intermediários pré-fabricados. Isso deve-se ao fato

dos pilares do tipo UCLA serem obtidos pelo processo de fundição, resultando em bordas marginais mais irregulares e rugosas e culminando numa maior amplitude de fendas marginais (EAMES *et al.*, 1978; BLACKMAN *et al.*, 1992; BESSING & BERGMAN, 1992; ROMERO *et al.*, 2000).

O refinamento marginal dos pilares do tipo UCLA de infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V pelo processo de eletroerosão, conforme descrito por SCHMITT *et al.*, 1995 e EVANS, 1997 soluciona os problemas de irregularidades das bordas e diminui o desajuste marginal das infra-estruturas, conforme verificado no presente estudo. Custos podem ser reduzidos sem que, contudo, haja comprometimento da qualidade do tratamento.

Espera-se que esta investigação contribua para uma maior aplicabilidade clínica do processo de eletroerosão e da solda “*laser*” na correção de desajustes marginais nas infra-estruturas tanto em próteses fixas convencionais quanto em prótese fixas implanto-retidas, cuja eficácia das técnicas foram comprovadas no presente estudo.

6 – CONCLUSÃO

1. A eletroerosão e a solda “*laser*” foram eficazes na redução do desajuste marginal das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. (redução de 41,2 μ m e 72,6 μ m, respectivamente) e em Ti-6Al-4V (redução de 43,2 μ m e 88,1 μ m, respectivamente), sendo os resultados, significativamente melhores após a aplicação dos tratamentos;
2. Nas infra-estruturas fundidas em Ti-6Al-4V, a solda “*laser*” mostrou-se mais eficaz que o processo de eletroerosão, entretanto nas infra-estruturas fundidas em Ti c.p., os tratamentos foram equivalentes na redução do desajuste marginal médio;

3. Todas as etapas do ciclo de cocção da porcelana alteraram os valores de desajuste marginal médio das infra-estruturas em ambas as ligas, sendo significativo o aumento verificado na etapa “bonder” nas infra-estruturas em Ti c.p. e nas etapas “bonder” e “corpo” nas em Ti-6Al-4V;

4. A correção do desajuste marginal médio, pós-simulação dos ciclos de cocção da porcelana, pelo processo de eletroerosão, foi eficaz tanto nas infra-estruturas fundidas em Ti c.p. quanto nas em Ti-6Al-4V.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ADACHI M., MACKERT, J. R., PARRY, E. E., FAIRHURST, C.W.
Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. *J. Dent. Res.*, v.69, p.1230-5, 1990.
2. ALVES, B. P. & NOBILO, M. A. A. *Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser*. Piracicaba, 2003 (Doutorado – Clínica Odontológica – Concentração em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
3. 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.
4. ANUSAVICE, K. J., SHEN, C., HASHINGER, D., TWIGGS., S. W.
Interactive effect os stress and temperature on creep of PFM alloys. *J. Dent. Res.*, v.64, n.8, p.1094-1099, Aug., 1985
5. BERG et al. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.74, n.3, p.250-257, Set., 1995.

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

6. 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.
7. BERNARDON-SILVA, T. & NOBILO, M. A. A. *Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-retidas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo.* Piracicaba, 2001 (Mestrado – Clínica Odontológica – Concentração em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
8. BERTRAND, C., Le PETITCORPS, Y, ALBRINGRE, L., DUPUIS, V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br. Dental J.* v.190, n.5, p. 255-7, Mar., 2001.
9. BESSING, C., BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in tree different coting machines. *Swed Dent J*, Jönköping, v.16, n.3, p.109-113, 1992.
10. BLACKMAN, R., BAEZ, R., BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.67, n.4, p.435-40, Apr., 1992.
11. BOTHE T. R., BEATON, L. E., DAVENPORT, H. A.. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Sur Gynecol Obst*, v.71, n.6, p.598-602, 1940.

12. BRIDGER, D. V., NICHOLLS, J. I. Distorsion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.45, n.5, p.507-14, May, 1981
13. BUCHANAN, W. T., SVARE, C. W., TURNER, K. A. The effect of repeated firings and strenght on marginal distortion in two ceramometal systems *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.45, n.5, p.502-6, May, 1981.
14. BYRNE, D. HOUSTON, F., CLEARY, R., CLAFFEY, N. The fit of cast and premachined implant abutments *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.80, n.2, p.184-92, Aug. 1998.
15. CAMPBELL, S. D., PELLETIER, L.B. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part I – Metal collar width. *J. Prosth. Dent.*, St. Louis, v.67, n.5, p.603-608, May 1992.
16. CAMPBELL, S. D., *et al.*, Effects of firing cycle and surface finishing on distorsion of metal ceramic castings. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.74, n.5, p.476-81, Nov., 1995.
17. CECCONI, B.T., KOEPPEN, R.G., PHOENIX, R.D., CECCONI, M.L. Cast titanium partial denture framework: a radiographic evaluation. *J. Prosth. Dent.* Saint Louis, v.87, n.3, p.277-80, Mar., 2002.

18. CHAI, T., CHOU, C.K. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.79, n.4, p.477-83, Abr., 1998
19. CONTRERAS, E. F. R., HENRIQUES, G. E. P., GIOLO, S. R., NOBILO, M. A. A. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J. Prosthet. Dent.* v.88, n.5, p.467-472, Nov., 2002.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. FAUCHER, R.R., NICHOLLS, J.I. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *J. Prosth. Dent.*, St. Louis, v.43, n.2, p.149-155, Feb. 1980.

24. FONSECA, J.C., HENRIQUES, G.E.P., SOBRINHO, L.C., de GÓES, MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.*, v.19, n.7, p.686-691, 2003.
25. GEMALMAZ, D., ALKUMRU, H. N. Marginal fit changes during porcelain firing cycle. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.73, n.1, p.49-54, Jan., 1995.
26. IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T. Titanium and titanium alloys for dental castings. *J Dent Res*, Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstract, 397].
27. JEMT, T. & LINDEN, B. Fixed implant-supported protheses with welded titanium frameworks. *Int. J. Periodont. Rest Dent.* v.12, p.177-83, 1992
28. JEMT, T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported protheses in the edentulous jaw. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, Lombard, v.11, n.2, p.151-8, Mar/Apr., 1996.
29. LAUTENSCHLAGER, E.P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent Res*, Guildford, v.43, p.245-253, June 1993.

30. 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.
31. LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*, Washington, v.6, p.32-37, 1992.
32. MAY, K.B., EDGE, M.J., RUSSELL, M.M., RAZZOOG, M.E., LANG, B.R. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Den*, Saint Louis, v.77, n.5, p.497-502, May., 1997.
33. 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.
34. ORUÇ, S., TULUNOGLU, Y. Fit of titanium and a base metal alloy metalceramic crown. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.83, n.3, p.314-8, Mar. 2000.
35. PAPAZOGLU, E., BRANTLEY, W.A., JOHNSTON, W.M. evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.85, n.2, p.133-40, Feb. 2001.
36. PARR, G. R., GARDNER, L. K., TOTH, R. W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.54, n.3, p.410-4, Sept. 1985.

37. RIEDY, S.J; LANG, B.R; LANG, B.E: Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.78, n. 6, p. 444-7, Apr. 1997.
38. ROMERO, G.G., ENGELMEIER, R., POWERS, J.M, CANTERBURY, A. A. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.84, n. 6, p.602-607, Dec. 2000.
39. 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.
40. SAHIN, S., ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant. Dent.* Baltimore, v.10, n.2, p.85-90, 2001.
41. SCHIEFFLEGER, B.E., *et al.* Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J. Prosth. Dent.*, Saint Louis, v.54, n.6, p.770-776, Dec. 1985.
42. 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.
43. _____., _____., 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.

44. SJÖGREN, G., ANDERSSON, M., BERGMAN, M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol. Scand.*, v.46, n.4, p.247-253, Ago., 1988.
45. SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, Jun. 1983.
46. SOUSA, S.A., NOBILO, M.A.A. *Análise do assentamento passivo de infra-estruturas em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem laser*. Piracicaba, 2001 (Mestrado – Clínica Odontológica – Concentração em Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
47. 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.
48. TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. *Dent Cosmos*, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-9, Nov.1907.
49. 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.

50. TOGAYA, T., et al. Na application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J.* v.2, n.2, p.210-9, Dec. 1983.
51. TROIA JR., M.G., HENRIQUES, G.E., NOBILO, M.A., MESQUITA, M.F. *Dent Mater.* v.19, n.8, p.790-6, Dec. 2003.
52. VAN ROEKEL, N.B. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont, Lombard,* v.5, n.2, p.114-121, 1992.
53. _____. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants, Chicago,* v.7, n.1, p.56-61, 1992.
54. WANG, R. R., FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence int., Berlin,* v.27, n.6, p.401-408, June 1996.

Influência da Soldagem “Laser”, Eletroerosão e Ciclos de Cocção da Porcelana no Desajuste Marginal de Próteses Fixas Implanto-Retidas Fundidas em Titânio Comercialmente Puro e Titânio-Alumínio-Vanádio.

ANEXO

8.1 – VALORES ORIGINAIS

Tabela 8.1 – Valores médios, em μm , por implantes (P – Pré-Molar e M – Molar) de cada infra-estrutura fundida em titânio comercialmente puro (Grupo 1) após cada etapa do estudo.

Grupo 1 - Ti c.p. sem Tratamento										
C. Prova	Implante	Calcina-vel	Encera-mento	Fundido	Sem Tra-tamento	Bonder	Opaco	Corpo	Glaze	EDM pós-cocção
1	P	0,5	3,8	125,2	125,2	96,9	112,8	119,8	133,8	23,0
1	M	0,5	6,3	210,9	210,9	238,8	228,0	230,9	233,8	55,2
6	P	0,5	8,5	106,3	106,3	120,4	123,9	123,5	130,8	56,0
6	M	0,5	14,4	66,4	66,4	74,8	68,8	79,8	90,0	48,3
9	P	0,5	27,6	156,3	156,3	165,9	180,5	175,0	178,8	151,5
9	M	0,5	16,5	219,8	219,8	159,8	207,7	229,2	238,3	178,5
14	P	0,5	23,8	237,0	237,0	240,0	230,2	221,3	225,7	168,1
14	M	0,5	11,3	103,2	103,2	112,2	122,1	115,9	111,8	48,6
15	P	0,5	17,8	53,5	53,5	51,7	60,5	69,5	61,5	40,5
15	M	0,5	8,3	106,4	106,4	129,4	139,3	146,6	110,0	46,8
19	P	0,5	5,2	105,1	105,1	113,3	113,8	122,8	121,0	58,3
19	M	0,5	11,7	97,1	97,1	128,5	125,3	119,5	103,2	32,0
29	P	0,5	3,6	57,6	57,6	68,5	76,1	74,8	84,3	88,1
29	M	0,5	14,2	191,9	191,9	170,4	163,7	149,8	197,3	163,4
43	P	0,5	6,7	135,0	135,0	150,4	145,5	144,5	135,1	96,0
43	M	0,5	5,7	125,3	125,3	130,0	122,5	118,9	134,6	102,2
59	P	0,5	11,0	245,3	245,3	284,8	287,3	287,3	266,8	73,0
59	M	0,5	6,4	197,6	197,6	234,6	246,4	255,0	249,7	126,3
60	P	0,5	3,1	71,8	71,8	77,6	81,8	87,5	88,0	14,0
60	M	0,5	3,0	161,2	161,2	194,3	239,0	243,1	282,4	50,9

Tabela 8.2 – Valores médios, em μm , por implantes (P – Pré-Molar e M – Molar) de cada infra-estrutura fundida em titânio comercialmente puro (Grupo 2) após cada etapa do estudo.

Grupo 2 - Ti c.p. com EDM										
C. Prova	Implante	Calcina- vel	Encera- mento	Fundido	EDM	Bonder	Opaco	Corpo	Glaze	EDM pós- cocção
4	P	0,5	18,0	42,0	23,2	24,4	27,1	33,8	33,5	10,7
4	M	0,5	14,4	48,2	21,7	21,3	33,4	33,9	32,8	7,8
7	P	0,5	4,0	33,5	20,6	25,1	28,8	26,6	35,7	12,6
7	M	0,5	9,0	40,7	15,3	24,5	34,1	25,2	26,5	10,7
13	P	0,5	1,3	50,1	50,3	52,7	48,0	44,9	53,5	28,7
13	M	0,5	13,2	168,8	131,1	139,7	119,9	108,8	136,2	51,6
27	P	0,5	3,7	38,5	44,3	64,0	81,2	71,5	73,4	20,4
27	M	0,5	3,2	91,3	43,4	35,2	40,9	41,0	36,6	22,8
28	P	0,5	7,6	57,5	25,6	21,2	29,0	26,8	37,2	16,0
28	M	0,5	19,1	106,2	72,2	73,8	84,3	82,7	92,1	57,5
30	P	0,5	9,8	172,0	184,0	197,2	213,5	210,9	225,8	194,3
30	M	0,5	5,8	207,5	149,1	170,6	186,2	202,8	217,3	194,5
36	P	0,5	21,2	190,8	130,8	113,3	109,4	133,5	114,3	3,2
36	M	0,5	17,3	65,5	56,6	64,3	76,6	64,0	55,5	13,7
41	P	0,5	6,5	161,4	150,3	160,5	172,0	179,1	165,2	158,9
41	M	0,5	22,0	83,0	79,2	88,3	95,6	95,0	94,3	61,3
48	P	0,5	5,8	180,9	8,8	18,3	39,8	27,4	30,9	18,1
48	M	0,5	12,7	111,8	60,9	65,7	78,0	103,2	73,0	39,3
50	P	0,5	4,9	241,3	85,0	80,5	99,3	82,5	91,7	14,0
50	M	0,5	6,0	182,4	97,3	115,6	113,2	121,9	119,0	16,0

Tabela 8.3 – Valores médios, em μm , por implantes (P – Pré-Molar e M – Molar) de cada infra-estrutura fundida em titânio comercialmente puro (Grupo 3) após cada etapa do estudo.

Grupo 3 - Ti c.p. com Solda Laser										
C. Prova	Implante	Calcina- vel	Encera- mento	Fundido	Solda “laser”	Bonder	Opaco	Corpo	Glaze	EDM pós- cocção
18	P	0,5	21,8	53,2	29,3	24,0	20,8	45,0	24,3	24,7
18	M	0,5	14,8	123,8	9,3	17,8	31,2	36,3	33,6	9,5
21	P	0,5	13,4	22,0	9,2	19,7	13,7	25,9	25,0	18,0
21	M	0,5	24,7	13,7	13,5	17,5	27,8	20,8	28,4	12,7
24	P	0,5	1,9	38,7	23,9	31,2	30,6	41,2	31,9	20,0
24	M	0,5	16,9	56,6	26,7	44,5	43,1	41,2	39,9	27,8
32	P	0,5	15,4	111,7	136,6	93,8	52,8	43,3	37,2	31,5
32	M	0,5	25,1	88,1	64,1	112,0	39,4	41,4	40,5	31,8
35	P	0,5	15,2	172,1	19,5	26,2	29,0	38,3	24,8	14,0
35	M	0,5	14,9	106,9	83,0	65,2	91,0	97,5	93,2	49,8
39	P	0,5	15,5	66,0	76,7	45,8	52,0	54,5	53,3	23,3
39	M	0,5	12,4	167,8	46,0	80,6	82,4	87,4	89,3	69,5
44	P	0,5	6,1	67,9	13,8	55,6	43,3	45,7	49,4	13,8
44	M	0,5	4,2	179,6	40,2	53,5	59,0	66,3	58,4	21,3
49	P	0,5	4,4	215,0	27,6	43,4	42,2	64,4	46,2	15,8
49	M	0,5	9,7	241,4	62,5	80,8	80,3	85,5	78,9	58,1
52	P	0,5	20,2	147,1	44,1	42,5	68,2	61,0	43,6	39,5
52	M	0,5	11,6	140,1	24,9	33,5	33,1	37,6	35,6	25,0
54	P	0,5	3,3	81,5	39,9	41,0	52,7	55,0	54,6	29,3
54	M	0,5	5,8	172,3	22,8	24,4	30,0	38,2	36,7	30,3

Tabela 8.4 – Valores médios, em μm , por implantes (P – Pré-Molar e M – Molar) de cada infra-estrutura fundida em titânio-alumínio-vanádio (Grupo 4) após cada etapa do estudo.

Grupo 4 - Ti-6Al-4V sem Tratamento										
C. Prova	Implante	Calcina- vel	Encera- mento	Fundido	Sem Tra- tamento	Bonder	Opaco	Corpo	Glaze	EDM pós- cocção
3	P	0,5	5,6	230,2	230,2	218,8	235,0	239,6	244,6	20,8
3	M	0,5	20,7	193,0	193,0	186,7	194,4	209,3	213,0	58,8
5	P	0,5	6,3	73,4	73,4	66,7	73,2	82,3	88,3	39,0
5	M	0,5	22,6	239,0	239,0	220,7	246,9	261,0	259,2	67,6
8	P	0,5	10,0	106,0	106,0	112,6	115,8	123,7	131,0	29,5
8	M	0,5	15,1	115,6	115,6	145,0	127,3	131,0	139,5	59,5
12	P	0,5	12,5	43,3	43,3	42,9	46,5	56,4	47,0	51,8
12	M	0,5	17,3	237,5	237,5	244,9	229,3	231,3	218,8	181,8
20	P	0,5	26,1	38,5	38,5	32,9	34,6	61,8	35,4	35,4
20	M	0,5	9,7	106,6	106,6	121,3	117,6	116,5	101,5	41,8
25	P	0,5	1,2	115,2	115,2	129,7	123,0	113,2	111,8	25,3
25	M	0,5	5,6	325,3	325,3	274,1	274,8	281,2	278,2	45,8
38	P	0,5	9,3	161,5	161,5	165,4	179,3	179,8	172,6	34,1
38	M	0,5	22,7	62,8	62,8	45,0	55,8	53,5	54,7	44,0
42	P	0,5	11,5	102,9	102,9	101,6	108,8	113,8	119,9	44,6
42	M	0,5	4,0	263,5	263,5	264,7	264,7	263,5	226,8	59,6
51	P	0,5	3,5	35,8	35,8	30,5	33,4	35,8	37,6	16,7
51	M	0,5	5,9	137,1	137,1	98,9	96,3	95,1	73,3	22,5
57	P	0,5	8,6	160,0	160,0	152,3	132,4	157,7	177,6	128,2
57	M	0,5	5,2	195,6	195,6	207,0	203,0	197,3	215,9	185,0

Tabela 8.5 – Valores médios, em μm , por implantes (P – Pré-Molar e M – Molar) de cada infra-estrutura fundida em titânio-alumínio-vanádio (Grupo 5) após cada etapa do estudo.

Grupo 5 - Ti-6Al-4V com EDM										
C. Prova	Implante	Calcina- vel	Encera- mento	Fundido	EDM	Bonder	Opaco	Corpo	Glaze	EDM pós- cocção
2	P	0,5	5,5	81,5	76,4	106,2	105,8	94,7	91,5	90,3
2	M	0,5	8,2	115,0	74,3	73,4	69,6	81,1	80,6	49,3
22	P	0,5	16,0	123,8	24,8	32,2	48,1	54,7	49,7	22,1
22	M	0,5	9,8	38,1	62,3	99,8	124,2	108,7	108,4	57,4
26	P	0,5	1,3	47,3	25,0	45,3	30,2	41,7	43,0	10,5
26	M	0,5	9,4	38,2	108,5	135,0	137,7	140,0	146,0	41,1
34	P	0,5	5,0	168,4	106,8	114,0	121,0	116,3	105,7	13,6
34	M	0,5	14,4	184,0	114,6	116,9	114,3	120,4	122,9	20,3
37	P	0,5	19,2	207,3	186,0	198,2	214,5	199,4	193,4	76,4
37	M	0,5	7,3	138,3	60,8	77,3	95,7	91,2	88,0	42,1
46	P	0,5	11,0	161,0	147,6	153,2	171,3	161,9	170,0	126,0
46	M	0,5	1,9	131,9	77,0	96,5	110,8	106,8	104,2	38,1
47	P	0,5	1,8	58,0	33,7	39,7	43,2	40,7	36,9	20,6
47	M	0,5	7,7	117,4	127,8	130,0	134,3	139,9	113,7	30,1
53	P	0,5	15,3	101,6	71,8	90,8	68,4	90,7	66,5	41,1
53	M	0,5	11,2	232,3	41,5	48,5	41,0	56,0	51,2	31,3
55	P	0,5	8,3	113,3	76,8	94,3	86,7	120,5	95,5	59,6
55	M	0,5	3,8	131,9	58,2	69,6	77,6	74,7	73,4	38,8
58	P	0,5	5,3	61,8	29,0	47,9	41,8	44,1	44,4	39,8
58	M	0,5	6,3	270,3	154,1	141,5	121,3	163,3	160,5	85,4

Tabela 8.6 – Valores médios, em μm , por implantes (P – Pré-Molar e M – Molar) de cada infra-estrutura fundida em titânio-alumínio-vanádio (Grupo 6) após cada etapa do estudo.

Grupo 6 - Ti-6Al-4V com Solda Laser										
C. Prova	Implante	Calcina- vel	Encera- mento	Fundido	Solda “laser”	Bonder	Opaco	Corpo	Glaze	EDM pós- cocção
10	P	0,5	13,4	196,5	36,9	27,0	28,0	30,3	34,8	62,5
10	M	0,5	15,0	185,1	77,3	26,6	23,2	26,3	28,0	68,9
11	P	0,5	22,1	68,3	28,6	46,2	54,3	58,0	62,8	35,3
11	M	0,5	16,3	175,8	11,4	72,6	82,5	102,8	111,8	35,4
16	P	0,5	13,1	73,5	5,2	11,9	18,9	24,4	25,9	22,4
16	M	0,5	16,2	176,0	13,5	13,1	27,8	24,8	23,1	20,5
17	P	0,5	1,0	110,8	14,4	13,0	15,1	26,3	21,1	18,7
17	M	0,5	8,5	199,3	11,3	16,0	24,1	25,0	16,9	10,3
23	P	0,5	18,5	24,4	34,5	22,0	23,1	28,0	32,5	28,5
23	M	0,5	10,7	138,2	9,9	23,0	28,0	29,0	32,0	13,9
31	P	0,5	5,9	14,8	12,8	20,1	22,2	32,4	41,0	32,2
31	M	0,5	6,5	34,5	73,8	49,4	60,5	56,9	57,0	23,4
33	P	0,5	9,3	82,9	28,3	34,7	113,8	115,8	141,9	59,1
33	M	0,5	1,3	356,2	21,9	33,4	38,3	52,2	48,5	27,8
40	P	0,5	16,0	98,3	40,3	40,7	53,2	44,2	46,8	13,0
40	M	0,5	14,5	192,5	80,5	83,0	84,4	78,9	88,2	17,4
45	P	0,5	2,9	59,2	71,8	66,6	62,1	66,5	66,2	40,3
45	M	0,5	4,8	38,7	9,2	11,7	22,6	20,7	28,7	10,8
56	P	0,5	4,9	31,7	12,5	18,3	25,9	28,3	22,5	12,4
56	M	0,5	9,6	126,5	27,5	23,0	42,3	54,8	34,5	11,7

Tabela 8.7 – Diferenças médias dos desajustes marginais dos pilares do grupo 1 (Ti c.p. + S/T) entre as etapas do trabalho:

ETAPAS	DIFERENÇAS MÉDIAS	AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA DE 5 %
Calcinável/Enceramento	9.945	Diferem
Enceramento/Fundido	128.200	Diferem
Fundido/Bonder	8.470	Diferem
Bonder/Opaco	6.645	Não Diferem
Opaco/Corpo	1.975	Não Diferem
Corpo/Glaze	3.110	Não Diferem
Glaze/EDM pós-cocção	-77.810	Diferem

Tabela 8.8– Diferenças médias dos desajustes marginais dos pilares do grupo 2 (Ti c.p. + EDM) entre as etapas do trabalho:

ETAPAS	DIFERENÇAS MÉDIAS	AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA DE 5 %
Calcinável/Enceramento	9.775	Diferem
Enceramento/Fundido	103.395	Diferem
Fundido/EDM	-41.185	Diferem
EDM/Bonder	5.325	Diferem
Bonder/Opaco	7.705	Diferem
Opaco/Corpo	0.260	Não Diferem
Corpo/Glaze	1.450	Não Diferem
Glaze/EDM pós-cocção	-39.620	Diferem

Tabela 8.9 – Diferenças médias dos desajustes marginais dos pilares do grupo 3 (Ti c.p. + SL) entre as etapas do trabalho:

ETAPAS	DIFERENÇAS	AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA
	MÉDIAS	DE 5 %
Calcinável/Enceramento	9.775	Diferem
Enceramento/Fundido	103.395	Diferem
Fundido/Solda “laser”	-41.185	Diferem
Solda “laser”/Bonder	5.325	Diferem
Bonder/Opaco	7.705	Diferem
Opaco/Corpo	0.260	Não Diferem
Corpo/Glaze	1.450	Não Diferem
Glaze/EDM pós-cocção	-39.620	Diferem

Tabela 8.10 – Diferenças médias dos desajustes marginais dos pilares do grupo 4 (Ti-6Al-4V + S/T) entre as etapas do trabalho:

ETAPAS	DIFERENÇAS	AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA
	MÉDIAS	DE 5 %
Calcinável/Enceramento	9.945	Diferem
Enceramento/Fundido	128.200	Diferem
Fundido/Bonder	8.470	Diferem
Bonder/Opaco	6.645	Não Diferem
Opaco/Corpo	1.975	Não Diferem
Corpo/Glaze	3.110	Não Diferem
Glaze/EDM pós-cocção	-77.810	Diferem

Tabela 8.11 – Diferenças médias dos desajustes marginais dos pilares do grupo 5 (Ti-6Al-4V + EDM) entre as etapas do trabalho:

ETAPAS	DIFERENÇAS MÉDIAS	AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA DE 5 %
Calcinável/Enceramento	9.775	Diferem
Enceramento/Fundido	103.395	Diferem
Fundido/EDM	-41.185	Diferem
EDM/Bonder	5.325	Diferem
Bonder/Opaco	7.705	Diferem
Opaco/Corpo	0.260	Não Diferem
Corpo/Glaze	1.450	Não Diferem
Glaze/EDM pós-cocção	-39.620	Diferem

Tabela 8.12 – Diferenças médias dos desajustes marginais dos pilares (Ti-6Al-4V + SL) entre as etapas do trabalho:

ETAPAS	DIFERENÇAS MÉDIAS	AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA DE 5 %
Calcinável/Enceramento	9.775	Diferem
Enceramento/Fundido	103.395	Diferem
Fundido/Solda “laser”	-41.185	Diferem
Solda “laser”/Bonder	5.325	Diferem
Bonder/Opaco	7.705	Diferem
Opaco/Corpo	0.260	Não Diferem
Corpo/Glaze	1.450	Não Diferem
Glaze/EDM pós-cocção	-39.620	Diferem

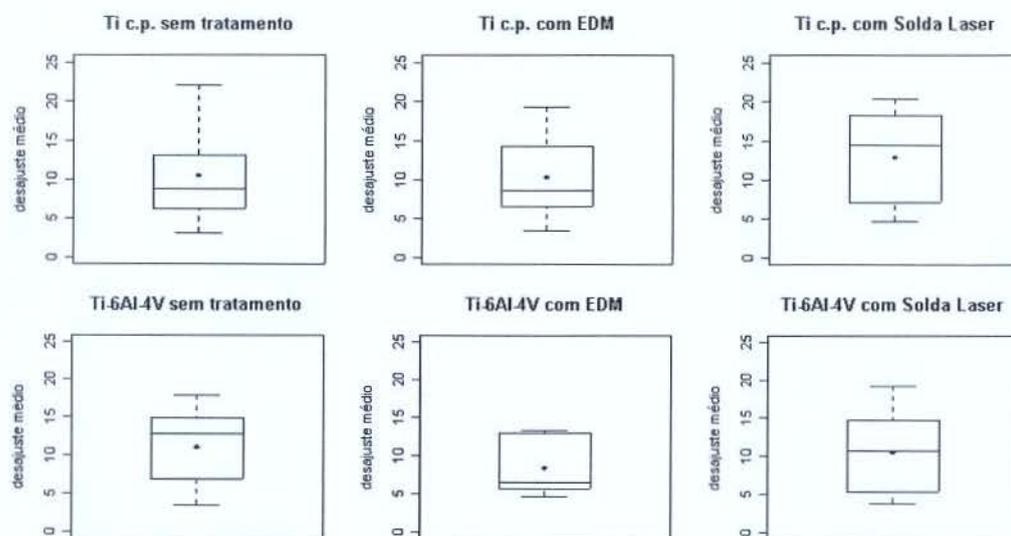


Figura 8.1 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa enceramento.

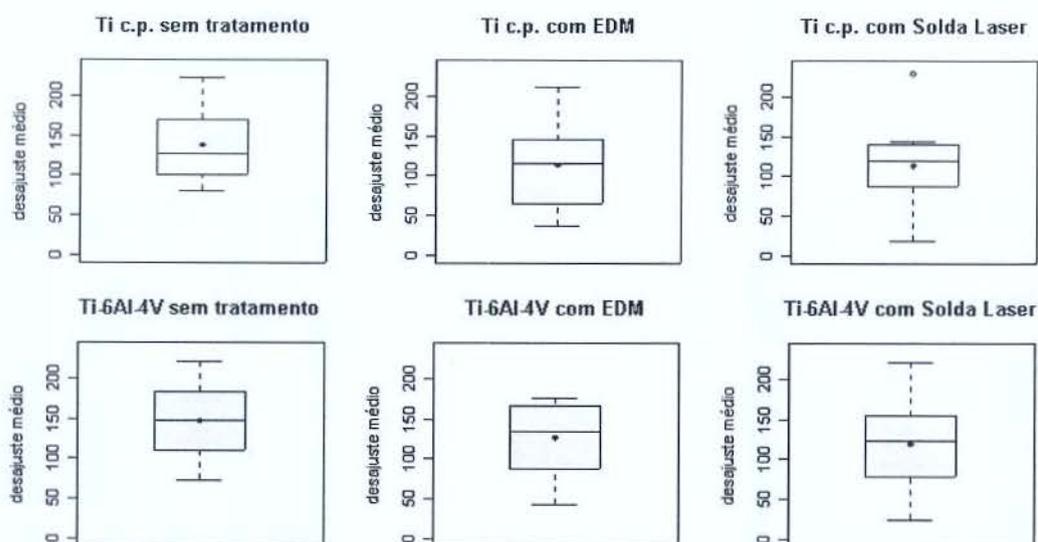


Figura 8.2 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa fundido.

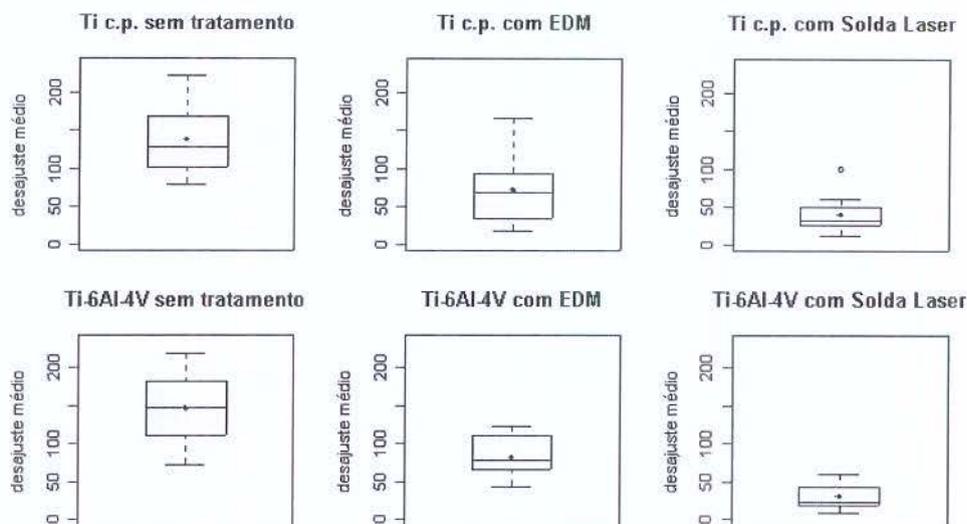


Figura 8.3 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa tratamento.

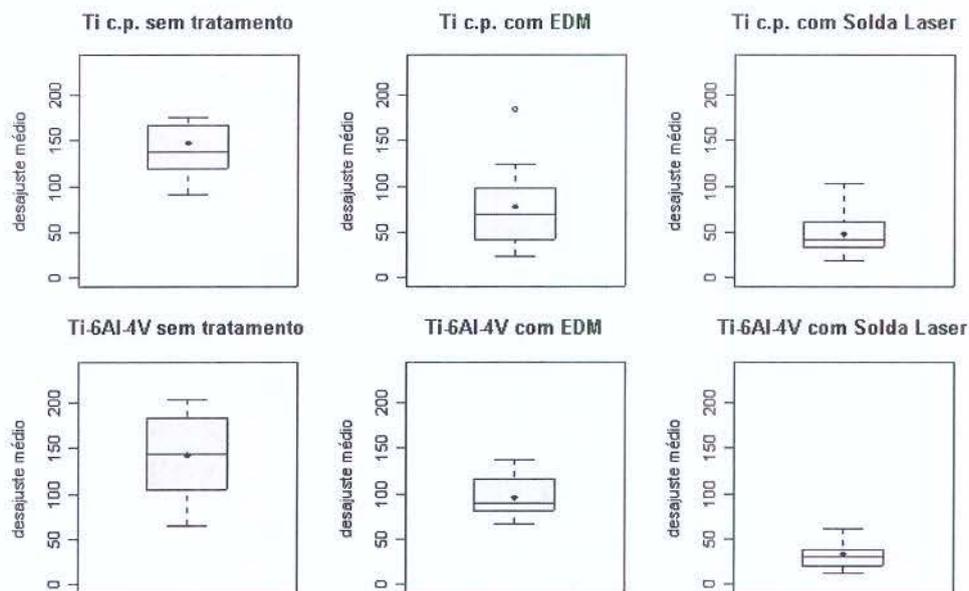


Figura 8.4 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa bonder.

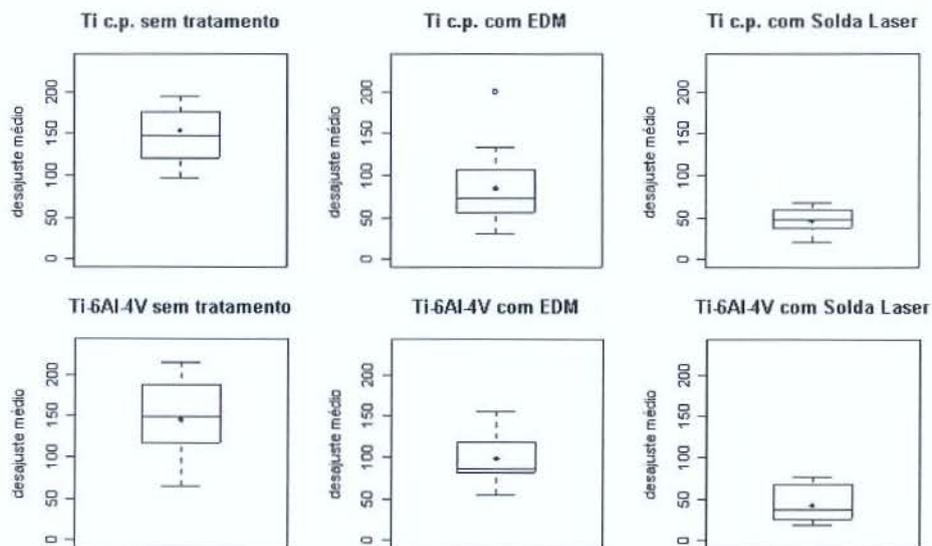


Figura 8.5 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa opaco.

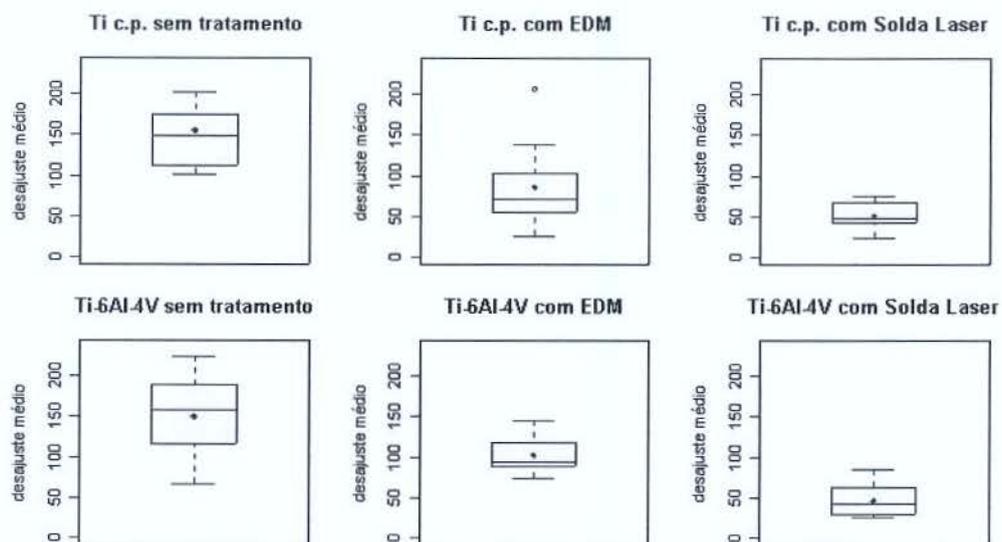


Figura 8.6 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa corpo.

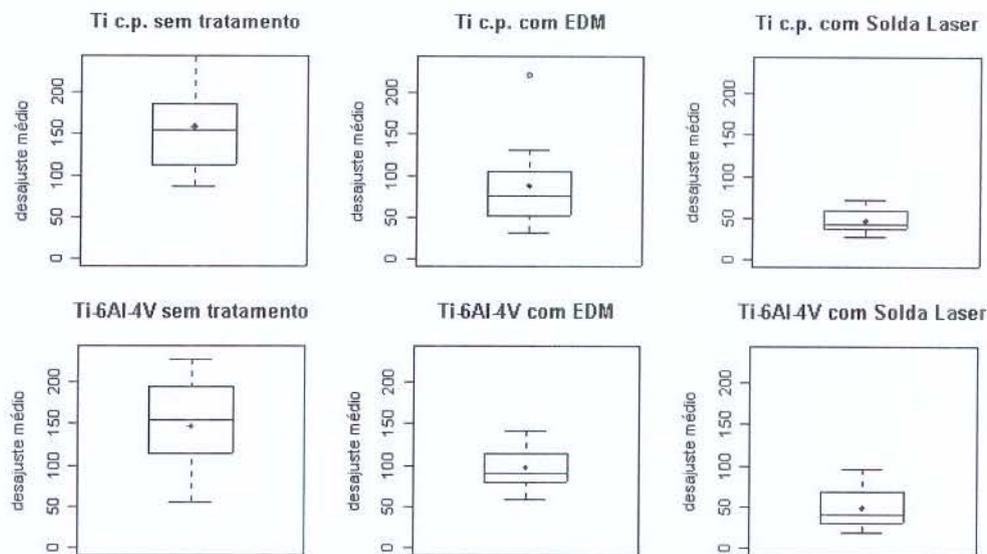


Figura 8.7 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa glaze.

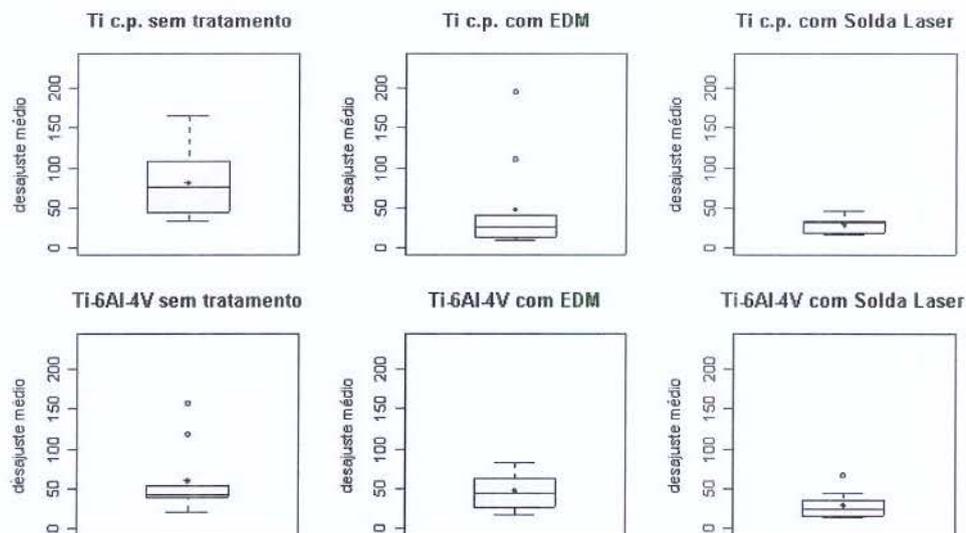


Figura 8.8 – Boxplots dos desajustes médios obtidos para os seis grupos sob estudo na etapa EDM pós-cocção.