



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



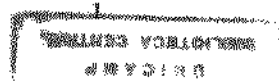
JOHNSON CAMPIDELI FONSECA
Cirurgião-dentista

INFLUÊNCIA DAS TEMPERATURAS DE COCÇÃO DE
PORCELANAS NO DESAJUSTE CERVICAL DE
COPINGS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E
LIGAS TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO E
PALÁDIO-PRATA

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas - UNICAMP, para
obtenção do Título de Mestre em Materiais
Dentários

PIRACICABA

2001



04/04/2001



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



JOHNSON CAMPIDELI FONSECA
Cirurgião-dentista

INFLUÊNCIA DAS TEMPERATURAS DE COCÇÃO DE
PORCELANAS NO DESAJUSTE CERVICAL DE
COPINGS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO E
LIGAS TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO E
PALÁDIO-PRATA

Orientador: Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES
(FOP/UNICAMP)

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da Universidade
Estadual de Campinas - UNICAMP, para
obtenção do Título de Mestre em Materiais
Dentários

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

CPG, 21/03/01


Assinatura do Orientador

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques
Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz
Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

PIRACICABA

2001

1.1644

iii

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA

Ficha Catalográfica

F733i Fonseca, Johnson Campideli.
Influência das temperaturas de cocção de porcelanas no
desajuste cervical de *copings* em titânio comercialmente puro e ligas
titânio-alumínio-vanádio e paládio-prata. / Johnson Campideli
Fonseca. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
xv, 125p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha
Henriques.

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

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

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 24 de Janeiro de 2001, considerou o candidato JOHNSON CAMPIDELI FONSECA aprovado.

1. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

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

2. Prof. Dr. LUIS GERALDO VAZ

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

3. Prof. Dr. LOURENCO CORRER SOBRINHO

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

Dedico este trabalho:

A **DEUS**, força maior que me manteve firme durante a jornada;
aos meus pais, **ANTÔNIO ROBSON** e **SUELI**, pelo apoio
incondicional, exemplo e amor;
ao meu irmão **DOUGLAS**, pelo exemplo e dedicação.

À minha esposa **FLÁVIA**, por saber conter a solidão nos
momentos de ausência e pelo amor. Além deste trabalho,
dedico-lhe minha vida!

À minha filha **VITÓRIA**, que apesar de sua inocência,
ensinou-me o quanto um ser humano pode amar.

AGRADECIMENTO ESPECIAL:

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques,
Professor Livre Docente do Departamento de Prótese e
Periodontia, Área de Prótese Parcial Fixa da FOP-UNICAMP,
pessoa que não se limitou a ser somente Orientador, mas também
foi e, com certeza, continuará sendo Amigo. A verdadeira
Ciência perdura pelo exemplo de pessoas como você. Minha
sincera gratidão!

AGRADECIMENTOS:

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), pelo suporte e acolhida;

À UEMG, Campus Fundacional de Lavras, pela formação sólida e precisa durante a Graduação;

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo apoio financeiro (processo 99/04480-8);

Ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, Prof. Dr. Simonides Consani, Prof. Dr. Mário Fernando de Góes, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho e Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretti, pelos exemplos, ensinamentos e retidão de caráter;

Aos amigos Cássio, Fábio, João Eduardo e Vital, pelo apoio e convivência. Minha eterna gratidão;

Aos amigos Marcos, Ana Maria, Márcia, Alessandra, Rafael, Gilberto, Paulo Henrique, Alysson, Andresa e Julie pela importante e inestimável participação em minha formação profissional e pessoal;

Aos amigos Marcos Blanco Cangiani e Selma A. B. Souza Segalla, pela amizade sincera e apoio;

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, funcionários e alunos de pós-graduação das Áreas de Prótese da FOP-UNICAMP, pela amizade e apoio;

Ao TPD Jorge Antônio Alcarde, pelo apoio técnico e informações;

À Degussa-Hüls – Divisão Dental, na pessoa da Sra. Eunice Tonin, pela doação de parte dos materiais utilizados.

“São duas coisas verdadeiramente diferentes: saber e crer que se sabe.

A ciência consiste em saber; em crer que se sabe está a ignorância.”

Hipócrates

SUMÁRIO

<i>Capítulo</i>	<i>Página</i>
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	1
RESUMO	3
<i>ABSTRACT</i>	5
1. INTRODUÇÃO	7
2. REVISÃO DA LITERATURA	15
3. MATERIAL E MÉTODOS	47
4. RESULTADOS	67
5. DISCUSSÃO	71
6. CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
APÊNDICE	89

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

<i>Abreviatura ou símbolo</i>	<i>Significado</i>
%	Por cento
α	Alfa
μm	Micrometro
Ag	Prata
Al	Alumínio
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i> (Sociedade Americana para Testes e Materiais)
Au	Ouro
C.P.	Corpo-de-prova
Cu	Cobre
FIG.	Figura
g	Gramma
g/cm^3	Gramma por centímetro cúbico
Grupo Ti c.p. TT	Grupo constituído de <i>Copings</i> em Titânio comercialmente puro após execução de tratamento térmico experimental
Grupo Ti-6Al-4V TT	Grupo constituído de <i>Copings</i> em liga de Ti-6Al-4V após execução de tratamento térmico experimental
kg	Quilograma
kgf/cm^2	Quilograma força por centímetro quadrado
Mg	Magnésio
min	Minuto
mL	Mililitro
mm	Milímetro
MPa	Megapascal
Ni-Cr	Liga à base de níquel e cromo
O	Oxigênio
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
$^{\circ}\text{C/min}$	Grau Celsius por minuto
Pd	Paládio
PVC	Polivinilcloreto
rpm	Rotações por minuto
Si	Silício
TAB.	Tabela
Ti	Titânio
Ti c.p.	Titânio comercialmente puro
Ti-6Al-4V	Titânio, alumínio e vanádio
V	Vanádio
VHN	<i>Vickers Hardness Number</i> (Número de dureza Vickers)

RESUMO

A utilização do titânio e suas ligas em prótese tem aumentado nos últimos anos em função do conjunto de propriedades físico-químicas que exibem, sendo escassas as informações a respeito da adaptação cervical de restaurações fundidas. Este estudo objetivou: 1) determinar o desajuste cervical de *copings* fundidos em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e ligas titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) e paládio-prata (Pd-Ag); 2) avaliar a influência do ciclo de cocção das porcelanas preconizadas sobre o desajuste cervical dos *copings* fundidos em Ti c.p. e ligas Ti-6Al-4V e Pd-Ag; 3) avaliar a efetividade de tratamento térmico à temperatura da primeira cocção (previamente à desinclusão) sobre o desajuste cervical dos *copings* fundidos em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V. Foram utilizados 50 dentes bovinos com preparos típicos para restaurações metalocerâmicas (altura de 5mm; término cervical em ombro 90° e largura de 1,5mm; convergência em direção oclusal de 8°), sendo igualmente divididos nos grupos experimentais Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V com tratamento térmico (Ti-6Al-4V TT), Ti c.p., Ti c.p. com tratamento térmico (Ti c.p. TT) e Pd-Ag. Os *copings* em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V foram fundidos pelo sistema Rematitan (Dentaurum). O tratamento térmico experimental (grupos Ti-6Al-4V TT e Ti c.p. TT) foi realizado nas inclusões originais à temperatura do primeiro aquecimento da porcelana (800°C). O desajuste cervical foi medido com auxílio de um microscópio de mensuração (Olympus STM). Os valores de desajuste cervical foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e teste de Tukey, com nível de probabilidade de 5%. Os valores médios de desajuste cervical obtidos ao final dos ciclos de cocção foram: 106,78µm para Ti-6Al-4V, 86,02µm para Ti-6Al-4V TT, 117,22µm para Ti c.p., 115,71µm para Ti c.p. TT e 98,70µm para Pd-Ag, sem que houvesse diferença estatisticamente significativa entre tais valores. O desajuste cervical dos grupos confeccionados em Ti c.p. e Ti-6Al-4V não foi influenciado de forma significante pelo ciclo de cocção da porcelana Vitatitan ceramic. O grupo Pd-Ag mostrou alteração estatisticamente significativa após a cocção da porcelana para dentina e *glaze*.

ABSTRACT

The application of titanium and titanium alloys in prosthetic dentistry has increased in the past few years because of their physical and chemical properties; however, few studies have investigated the marginal fit of cast restorations. This study evaluated: 1) the marginal fit of copings obtained in commercially pure titanium (c.p. Ti), titanium-aluminum-vanadium (Ti-6Al-4V) and palladium-silver (Pd-Ag) alloys; 2) the influence of firing cycle of recommended porcelains in the marginal fit of c.p. Ti, Ti-6Al-4V and Pd-Ag alloys; 3) the effectiveness of additional heating at the first temperature of firing cycle in the marginal fit of Ti c.p. and Ti-6Al-4V copings. Fifty bovine teeth with standardized preparations for metal-ceramic crowns (length of 5mm; axial taper of 8°; shoulder of 1,5mm) were used and divided in Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V with additional heat (Ti-6Al-4V TT), Ti c.p., Ti c.p. with additional heat (Ti c.p. TT) and Pd-Ag experimental groups. The copings for commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy were obtained in Rematitan System (Dentaurum). The experimental additional heat (Ti-6Al-4V TT and Ti c.p. TT) was performed in original invested castings at first firing porcelain temperature (800°C). The marginal fit was measured with the use of a measuring microscope (Olympus STM). The mean values of copings marginal fit were subjected to analysis of variance (ANOVA) and Tukey's test with statistical significance set at the 5% probability level. The mean values of marginal fit after the complete firing cycle were: 106,78µm to Ti-6Al-4V, 86,02µm to Ti-6Al-4V TT, 117,22µm to Ti c.p., 115,71µm Ti c.p. TT and 98,70µm to Pd-Ag, with no significant differences between these experimental groups. The marginal fit of Ti c.p. and Ti-6Al-4V was not significant influenced by Vitatitankeramic firing cycle. The Pd-Ag group revealed significant changes in marginal fit after firing of dentin porcelain and glaze.

I - INTRODUÇÃO

Desde a descrição da técnica da cera perdida na Odontologia por TAGGART⁴², em 1907, revestimentos para fundição e ligas baseadas em metais nobres têm sido tradicionalmente usados para vários tipos de restaurações.

Como opção aos altos preços das ligas que se baseiam em ouro, foram desenvolvidas e introduzidas nos processos de fundições odontológicas as ligas alternativas compostas por metais não-nobres. No entanto, ligas alternativas contendo cobre, níquel e berílio, utilizadas como substitutas de ligas nobres, vêm, aos poucos, tendo seu uso limitado, devido ao comprovado efeito alérgico, determinando assim o emprego de metais mais biocompatíveis (JONES *et al.*²⁴, 1986), citando-se como exemplo o titânio.

O titânio, elemento constituinte de 0,6% da crosta terrestre, exibe um conjunto de características de grande interesse como: baixa relação massa/volume, alta resistência mecânica, resistência à fadiga e baixa corrosão (VOITIK⁴⁸, 1991). No entanto, o titânio e ligas dele derivadas, apresentam-se como materiais que exigem técnica de fundição primorosa, relacionada com fatores como o baixo peso específico (CRAIG *et al.*¹⁴, 1994), alto ponto de fusão e alta reatividade química quando fundidos (VOITIK⁴⁸, 1991).

A inexistência de ligas de titânio desenvolvidas exclusivamente para fundição constitui fato incomum, haja vista que ligas de outros sistemas metálicos foram desenvolvidas especificamente para este fim, buscando minimizar problemas como a baixa fusibilidade (DONACHIE Jr.¹⁶, 1984).

A fundição de titânio em Odontologia iniciou na década de 70 nos Estados Unidos da América (EUA). Seguiram-se numerosos estudos no Japão, Europa, buscando maior precisão nas fundições, desenvolvimento de máquinas e materiais de revestimento que atendessem às particularidades do titânio (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁶, 1993).

Máquinas para fundição de titânio específicas para Odontologia foram desenvolvidas (IDA *et al.*²³, 1982) e posteriormente aprimoradas, possibilitando maior fluidez e propriedades mecânicas superiores para as estruturas obtidas (HAMANAKA *et al.*²², 1989).

Características do titânio como baixo peso específico, menor módulo de elasticidade, alta resistência à corrosão, aliados à alta biocompatibilidade, fizeram com que sua utilização exibisse um aumento gradativo. A biocompatibilidade relaciona-se com a formação da camada de passivação à base de óxidos de titânio, praticamente inerte ao ataque eletroquímico, com alta aderência ao metal de origem e que permite o íntimo contato de biomoléculas (LAUTENSCHLAGER &

MONAGHAN²⁶, 1993). Estes dados foram confirmados em estudos realizados em fluidos biológicos por NAKAJIMA & OKABE³⁴, em 1996.

Dentre as várias ligas de titânio, o sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) é o mais utilizado devido às melhores propriedades físicas e mecânicas em relação ao titânio comercialmente puro. Além de possuir maior resistência à flexão (890MPa, *versus* 390MPa do Ti c.p.), possui maior dureza (350VHN *versus* 160VHN, respectivamente), bem como um coeficiente de expansão térmica ligeiramente maior ($11,8 \times 10^{-6}^{\circ}\text{C}$ *versus* $11,4 \times 10^{-6}^{\circ}\text{C}$, respectivamente) (WANG & FENTON⁵⁰, 1996). A liga de Ti-6Al-4V demonstrou ser mais resistente ao fenômeno de fadiga que o Ti c.p. (ZAVANELLI *et al.*⁵², 2000). Entretanto, é tida como inferior em relação à capacidade de reproduzir as margens cervicais das coroas, além da maior tendência à formação de porosidade durante a fundição (SYVERUD, M. *et al.*⁴¹, 1995).

O titânio é um metal inerentemente difícil de ser fundido devido ao seu alto ponto de fusão, afinidade por gases (oxigênio, hidrogênio, nitrogênio) e elementos constituintes dos revestimentos (WATANABE *et al.*⁵¹, 1997). Além disso, devido ao seu baixo peso específico, a injeção do metal fundido no molde de revestimento necessita de procedimentos e equipamentos adequados tanto para a fusão quanto para injeção. A técnica convencional de injeção por centrifugação em atmosfera ambiente mostrou-se inadequada, havendo necessidade de equipamentos

específicos (CRAIG *et al.*¹⁴, 1994).

Na seleção de uma liga alternativa para uma restauração fundida, um dos mais importantes fatores a ser considerado é a precisão dimensional da fundição obtida. A fundição deve se adaptar precisamente sobre o dente preparado, com a melhor adaptação cervical possível (TJAN *et al.*⁴⁴, 1991). O selamento marginal insuficiente promove condições para a ocorrência de infiltração marginal e concomitante deterioração do material de cimentação, deposição e acúmulo de placa dental, podendo resultar em cáries e distúrbios periodontais (MILAN³⁰, 1997).

Considerando as deficiências estéticas de restaurações metálicas e instabilidade de cor e baixa resistência à abrasão de restaurações metaloplásticas, BRECKER⁶, em 1956 sugeriu o uso de restaurações metalocerâmicas. Características desejáveis da porcelana como solubilidade reduzida em fluidos orais, biocompatibilidade, resistência à abrasão e estabilidade de cor e dimensional foram citadas por MOFFA *et al.*³², em 1973. Restaurações metalocerâmicas, quer sobre implantes, quer sobre dentes, tornaram-se uma importante opção devido à sua estética, durabilidade e versatilidade, seja para próteses fixas individuais ou parciais (CASTELLANI *et al.*¹¹, 1994). Devido às necessidades estéticas, o titânio e seus sistemas, assim como ocorrido com outras ligas, tiveram seu uso estendido até a fundição de *copings* para confecção de próteses metalocerâmicas.

Sob o ponto de visto técnico, a cocção de porcelanas sobre o titânio requer procedimentos específicos e cuidadosos. Ao revestir de porcelana as construções de titânio, deve-se ter em mente que o metal passa por uma transformação de fase cristalina a 883°C, alterando assim suas propriedades. Como as porcelanas de alto ponto de fusão devem ser submetidas à cocção em temperaturas mais altas, consideradas críticas para o titânio (como exemplo: Vita VMK 68 - cerca de 960°C), estas não se mostram apropriadas para as combinações com tal metal (TOGAYA *et al.*⁴⁵, 1983). Como solução, novas porcelanas com temperatura de cocção e expansão térmica menores (LCF - *Low Fusion Ceramics*) foram desenvolvidas para titânio (MENIS *et al.*²⁹, 1986).

A confecção de próteses fixas metalocerâmicas em titânio tem demonstrado vantagens quando comparadas com outras ligas não-nobres. Além de não induzir reações alérgicas como as ligas à base de níquel e berílio (JONES *et al.*²⁴, 1996), o titânio, pelo baixo grau de radiopacidade, pode ser radiografado para a verificação de eventuais defeitos e heterogeneidades, as quais poderiam comprometer a resistência mecânica da prótese. Em se tratando de reconstruções dentais, esta propriedade auxilia também no diagnóstico precoce de recidivas de cáries às margens das restaurações (WANG & BOYLE⁴⁹, 1993). Além disto, *copings* fundidos em Ti c.p. podem ser obtidos de forma a serem posteriormente cimentados com ocorrência de desajuste cervical semelhante a outras ligas

odontológicas que se comportam de forma satisfatória (BLACKMAN *et al.*⁵, 1992).

Entretanto, nota-se aumento no desajuste cervical de *copings* metálicos quando submetidos ao ciclo de cocção da porcelana. Estudos relativos ao assunto têm sido realizados a fim de verificar a etiologia do problema, sendo difícil estabelecer um fator causal preciso (GEMALMAZ & ALKUMRU¹⁹, 1995). Estudos preliminares em ligas de Au-Pd revelaram que todas as distorções significantes em *copings* fundidos ocorreram durante a primeira fase do ciclo térmico de cocção, momento onde ainda não se aplicou a porcelana. Mesmo após sua aplicação, em nova avaliação, não se verificou distorção significativa (CAMPBELL *et al.*⁹, 1995).

Contudo, especula-se que o uso de um dos seguintes métodos poderia minimizar a deformação resultante da cocção da porcelana sobre uma liga específica: 1) aquecimento preliminar à temperatura da primeira cocção, imediatamente após a desinclusão e previamente à usinagem; e, 2) aquecimento da fundição ainda no revestimento por 20 minutos à temperatura da primeira cocção, antes da desinclusão (CAMPBELL *et al.*⁹, 1995). Sendo escassos os estudos relacionados à adaptação de *copings* metálicos fundidos em Ti c.p. e no sistema Ti-6Al-4V, havendo ausência de avaliações quanto a alteração da adaptação destes *copings* submetidos a ciclo de cocção da porcelana e efeito de um tratamento térmico da fundição previamente à desinclusão sobre o desajuste dos *copings*, justificam os propósitos deste estudo, que foram:

1. Determinar o desajuste cervical de *copings* fundidos com Ti c.p. e ligas Ti-6Al-4V e Pd-Ag;
2. Avaliar a influência do ciclo de cocção das porcelanas preconizadas sobre o desajuste cervical dos *copings* fundidos com Ti c.p. e ligas Ti-6Al-4V e Pd-Ag; e,
3. Avaliar a efetividade de tratamento térmico à temperatura da primeira cocção (previamente à desinclusão) sobre o desajuste cervical dos *copings* fundidos em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

Foi TAGGART⁴², em 1907, que publicou de forma pioneira a adaptação da técnica de cera perdida para a Odontologia, utilizando-a para confecção de *inlays* em liga de ouro. O autor citou que a pressão exercida sobre a liga fundida até que esta se solidificasse poderia reduzir a contração do ouro, minimizando o desajuste cervical. Descreveu ainda que tal técnica diminuía o tempo laboratorial necessário para obtenção da peça protética.

BRECKER⁶, em 1956, citou a deficiência das restaurações metaloplásticas quanto à estabilidade de cor como estímulo ao uso de restaurações onde a estrutura metálica fosse recoberta por porcelana, introduzindo o conceito das restaurações metalocerâmicas. O autor relatou importantes fatores que influenciavam o resultado destas próteses, sendo representativos destes, a compatibilidade térmica entre o metal da estrutura e a porcelana, a forma e contorno do dente preparado.

SILVER *et al.*⁴⁰, em 1960, avaliou combinações de porcelanas com estruturas em ligas metálicas, considerando as propriedades físicas e adaptação das restaurações. Segundo os autores, durante o processo de cocção da porcelana, as ligas eram expostas ao calor elevado - uma das forças físicas mais prejudiciais na

Metalurgia. Ao mesmo tempo, a cobertura de porcelana exercia outro tipo de força física sobre a estrutura metálica, considerando que todas as porcelanas contraíam cerca de 15% do seu volume durante a cocção. Os autores citaram que durante a aplicação e cocção da porcelana não devia ocorrer contaminação da superfície interna da estrutura metálica. Resíduos de metais de baixo ponto de fusão poderiam permanecer no interior da estrutura metálica; os componentes desses contaminantes se incorporavam na estrutura metálica, reduzindo de forma considerável a zona de fusão naquele local. A partir deste fenômeno, duas situações podiam ocorrer: 1) a região contaminada, exibindo menor zona de fusão, podia apresentar manchas e distorção da estrutura metálica durante a cocção da porcelana; 2) fatores contaminantes na fusão podiam alterar a liga e causar um crescimento localizado dos grãos. A estrutura alterada do grão sofria aumento, causando contração da estrutura metálica. Os autores descreveram que em algumas situações, grãos de porcelana podiam se depositar no interior da estrutura metálica e, quando sinterizados, tornavam-se transparentes e difíceis de serem detectados visualmente. Estes podiam causar aumento no desajuste cervical da prótese obtida.

CHRISTENSEN¹², em 1966, relacionou o desajuste de restaurações tipo *inlay* confeccionadas em liga de ouro e a acuidade de dez cirurgiões-dentistas em classificá-las como boas, clinicamente aceitáveis ou deficientes. Dez pré-molares foram montados adjacentes um ao outro em base de resina acrílica, sendo

preparados de forma padronizada. As restaurações foram cimentadas sobre os respectivos dentes, e então avaliadas com auxílio de sonda exploradora e radiografias interproximais. O autor verificou que os valores de desajuste cervical variaram de 34 a 119 μ m, com valor médio de 74 μ m na região interproximal. Concluiu que margens clinicamente aceitáveis podiam possuir valores de até 39 μ m, valor este obtido a partir de fórmula de regressão linear.

TUCCILLO & NIELSEN⁴⁶, em 1967, avaliaram as propriedades de escoamento de uma liga à base de ouro para porcelana. Os autores definiram o escoamento como a deformação progressiva de um metal sob ação de uma carga, usualmente sob elevadas temperaturas. Os autores citaram que uma estrutura metálica para aplicação de porcelana, quando submetida aos ciclos de cocção, permanece poucas centenas de graus abaixo do ponto de fusão da liga. Caso não estivesse devidamente suportada, o metal poderia estar sujeito ao escoamento, resultando em desajuste da restauração. Os autores utilizaram um teste de escoamento similar ao descrito na Norma D-648-56 da ASTM utilizado para mensuração da deflexão de plásticos e comparação da resistência térmica de vários plásticos. Foi citado que o escoamento ocorria em função da massa (e conseqüentemente da geometria do corpo-de-prova) bem como da temperatura e tempo. Os autores utilizaram então corpos-de-prova de mesma geometria, fazendo com que os mesmos estivessem, durante o ciclo de cocção, sob ação somente da

massa de tais estruturas. Os autores concluíram que tal força foi capaz, em determinadas condições experimentais simulando cocção de porcelana, de causar escoamento e deformação dos corpos-de-prova.

As propriedades da porcelana odontológica foram citadas por MOFFA *et al.*³², em 1973, sendo a insolubilidade em fluidos orais, compatibilidade com tecidos moles, excelente resistência à abrasão, estabilidade de cor e dimensional, as principais responsáveis pelo uso deste material. Os autores ponderaram que características indesejáveis em materiais vítreos como baixos valores de resistência à tração, cisalhamento e impacto podiam ser minimizadas pela fusão destes sobre uma estrutura metálica de reforço, com propriedades mecânicas adequadas.

VALERA⁴⁷, em 1976, avaliou o desajuste de coroas totais fundidas variando o tipo de padrão de fundição, confeccionados em cera, resina acrílica ativada quimicamente e combinando cera e resina acrílica ativada quimicamente. Um troquel metálico simulando um preparo para coroa total foi utilizado para confeccionar os padrões de fundição, que foram incluídos em revestimento aglutinado por fosfato e fundidos em liga de ouro tipo III. Após a fundição, as coroas metálicas foram desincluídas e submetidas ao processo de acabamento. Cada coroa metálica foi adaptada no troquel mediante aplicação de um carregamento axial de 9kg durante 1 minuto, sendo então o conjunto levado ao microscópio comparador para realização das medidas do desajuste cervical.

Em 1977, o CONSELHO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E EQUIPAMENTOS¹³ da Associação Dentária Americana revisou as normas para testes de materiais elastoméricos não aquosos para moldagem. Dentre as condições de teste requeridas para tal classe de materiais, determinou-se que a temperatura e umidade relativa fossem $23,0 \pm 1,0^\circ\text{C}$ e $50 \pm 5\%$, respectivamente.

BERTOLOTTI & MOFFA⁴, em 1980, avaliaram os padrões de escoamento de ligas com alto conteúdo de ouro, ligas Au-Pd e liga Pd-Ag, relacionando-os com a tendência de aumento do desajuste cervical de tais ligas submetidas aos ciclos de cocção da porcelana. Foi citado que as porcelanas são submetidas à cocção a temperaturas próximas da temperatura de *solidus* da maioria das ligas de metais preciosos, possibilitando que houvesse escoamento auxiliado pela temperatura e aumento no desajuste cervical. Os autores descreveram que o padrão de escoamento foi afetado por níveis baixos de tensão, que poderiam ter sido aplicados pela força gravitacional (peso) do corpo-de-prova ou pela tensão induzida pelos efeitos da tensão de superfície da porcelana. Foi citado que margens da estrutura metálica muito delgadas diminuíram a resistência ao escoamento sob altas temperaturas.

FAUCHER & NICHOLLS¹⁷, em 1980, quantificaram a magnitude e localização da distorção marginal ocorrida durante a cocção da porcelana,

relacionando-as com tipos de margens (chanfro, ombro e ombro biselado) e estágios da cocção (inicial, oxidação, opaco, primeira e segunda camadas de corpo e aplicação de *glaze*). Foram utilizados troquéis em resina simulando um incisivo central superior preparado para prótese metalocerâmica. Os *copings* foram confeccionados em liga metálica (Jelenko "O") e sobre estes foi aplicada a porcelana (Biobond). De forma geral, houve tendência em ocorrer diminuição do diâmetro vestibulo-lingual e concomitante aumento no diâmetro mésio-distal. A fenda cervical foi maior para término em chanfro, se comparada com ombro e ombro biselado, que não diferiram estatisticamente entre si. A distorção para todos os tipos de término continuou ao longo dos ciclos, ocorrendo em maior amplitude no momento da oxidação da liga.

BRIDGER & NICHOLLS⁷, em 1981, avaliaram a distorção de próteses fixas metalocerâmicas ocorrida durante as fases de cocção da porcelana. Foi confeccionada uma prótese parcial fixa de seis elementos a partir de um modelo padrão representando uma situação onde havia ausência dos incisivos centrais, com os caninos e incisivos laterais preparados para coroa total e terminos cervicais em ombro biselado. A partir desta estrutura inicial foram confeccionadas outras dez estruturas metálicas, fundidas como uma peça única. Sete estruturas receberam a aplicação de porcelana e as três restantes permaneceram como controle, sem aplicação de porcelana. As medições da distorção foram realizadas após os seguintes

estágios: fundição da estrutura, oxidação, cocção do opaco, primeiro e segundo corpos de porcelana, *glaze* e remoção por ácido da porcelana. Durante os estágios de cocção da porcelana, as estruturas estavam suportadas por bandejas individualizadas. A distorção em uma prótese parcial fixa foi representada por um aumento no espaço entre a restauração e o dente preparado. Os autores concluíram que: 1) as maiores distorções ocorriam entre a medida inicial e o momento da oxidação, incidindo também de forma significativa no momento de aplicação do *glaze*; 2) a distorção no momento da oxidação podia ter ocorrido devido à liberação de tensões proporcionadas pelo processo de fundição e resfriamento da estrutura metálica; 3) a distorção causada pela cocção da porcelana era reversível, pois havia recuperação elástica quando a mesma era removida por ácido.

IDA *et al.*²³, em 1982, apresentaram uma máquina de fundição para titânio feita em parceria com a empresa Iwatani Co. (Osaka, Japão). Esta consistia de duas câmaras conectadas por um canal central. A fusão do titânio era realizada sob atmosfera inerte de gás argônio evitando a reação do metal fundido com o oxigênio e nitrogênio. Os autores descreveram em detalhes a máquina e realizaram testes mecânicos em diferentes ligas metálicas contendo titânio, revestimentos, avaliando a qualidade de superfície das fundições obtidas. Os autores concluíram que: 1) o revestimento à base de magnésio mostrou-se significativamente melhor do que o revestimento à base de sílica e fosfato; 2) o uso do revestimento à base de

magnésio para cobertura combinado com preenchimento do restante com revestimento à base de sílica e fosfato tinha pouco efeito nas propriedades das fundições de titânio; 3) o titânio comercialmente puro e algumas ligas de titânio mostraram-se satisfatórias para confecção de próteses e implantes com relação às propriedades mecânicas.

DEDMON¹⁵, em 1982, avaliou a acuidade de cirurgiões-dentistas com experiência clínica na detecção e avaliação de desajustes cervicais aceitáveis, bem como a concordância de resultados. O autor utilizou um bloco de aço inoxidável com uma fenda simulando excesso lateral na margem de restauração (desajuste horizontal) e outra fenda simulando fenda cervical (desajuste vertical), apresentando tais fendas um aumento progressivo na amplitude. Os avaliadores verificavam as fendas com o auxílio de uma sonda exploradora, sem avaliação visual, até que identificassem um ponto como aceitável clinicamente para desajuste. O autor concluiu que havia uma significativa variação entre os valores tidos como aceitáveis clinicamente, verificando variação de 60% nos valores entre avaliadores e 40% nos valores obtidos por um mesmo avaliador.

Em 1983, TOGAYA *et al.*⁴⁵ investigaram a utilização do titânio na confecção de próteses metalocerâmicas, avaliando diferentes combinações de ligas metálicas (Ti c.p., liga de ouro tipo II, Ni-Cr) , revestimentos e porcelanas. Avaliaram fatores como o coeficiente de expansão térmica, temperatura de fusão,

oxidação do metal e resistência da união entre porcelana e titânio. Os autores obtiveram as seguintes conclusões: 1) o coeficiente de expansão térmica do titânio puro foi $9,41 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ entre 100 e 400°C, sendo consideravelmente menor que o do ouro ou ligas do sistema níquel-cromo para utilização com porcelana; 2) porcelanas com coeficientes de expansão térmica próximos ao titânio podiam ser preparadas, apresentando baixas temperaturas de fusão; 3) uma vez que a oxidação do titânio era reduzida abaixo de 800°C, porém marcante acima de 900°C, seria desejável que a temperatura de cocção da porcelana fosse tão baixa quanto possível; 4) a resistência de união entre titânio puro e porcelana era maior que 160kg/cm²; 5) a resistência à tração, dureza e limite de escoamento do titânio puro mostraram valores intermediários entre o ouro e liga do sistema níquel-cromo, sendo o alongamento, maior que os obtidos com as demais ligas; 6) o titânio comercialmente puro apresentou a maior temperatura de fusão e menor peso específico dentre as ligas avaliadas. Isto indicou que o Ti c.p. possuiu o maior valor de resistência ao escoamento, ou seja, ocorreu deformação desprezível do *coping* durante o processo de cocção da porcelana.

DONACHIE Jr.¹⁶, em 1984, compilou importantes e vastas informações à respeito do titânio. O aquecimento do titânio à altas temperaturas em meio oxidante produz não somente oxidação mas também endurecimento da superfície como resultado da difusão para o interior da estrutura de oxigênio e nitrogênio. A zona

formada foi denominada de caso alfa (α -Case) ou camada contaminada. Normalmente tal camada é removida com jateamento abrasivo ou dissolução química antes que a estrutura seja colocada em serviço pois sua presença reduz a resistência à fadiga e ductibilidade. Segundo o autor, o tratamento térmico em estruturas de Ti c.p. e ligas de titânio trouxeram as seguintes vantagens: 1) diminuição das tensões residuais desenvolvidas durante a fabricação, processo este denominado alívio de tensões; 2) combinação de características benéficas como ductibilidade, facilidade de torneamento e estabilidade estrutural e dimensional; 3) aumento de resistência mecânica e otimização de outras propriedades. O autor citou que para adequado alívio de tensões, deveriam ser aliadas altas temperaturas à curtos períodos de tempo. O padrão de esfriamento a partir da temperatura máxima de tratamento térmico não foi crítico, porém a uniformidade com que este ocorria foi. Segundo o autor, não existiam ligas de titânio desenvolvidas exclusivamente para fundição, sendo tal fato incomum pois ligas de outros sistemas metálicos foram desenvolvidas especificamente como ligas para fundição, buscando minimizar problemas como a baixa fusibilidade.

Em 1984, TERADA⁴³ utilizou o método radiográfico de medida de tensão na avaliação de comportamento de uma liga metálica nobre (Degudent-Mitsubishi Metal Corp.) submetida ao ciclo de cocção da porcelana VMK 68 (Vita Zahnfabrik). Os valores de tensão em tiras metálicas e tiras metálicas com aplicação

de porcelana, submetidas aos mesmos ciclos, foram comparados. O autor concluiu que: a tensão de compressão de aproximadamente -15kg/mm^2 após o polimento era reduzida para -8kg/mm^2 com a oxidação; a tensão causada pelo polimento era liberada no momento da oxidação, aumentando subseqüentemente no ciclo de cocção da porcelana opaca.

Em 1985, OSTLUND³⁷ relacionou a forma de dentes com preparos típicos para prótese com valores de desajuste cervical, tendo como variáveis a inclinação das paredes axiais e términos cervicais. Por meio de relações matemáticas de trigonometria, o autor considerou que a medida que o ângulo de inclinação das paredes axiais aproximava-se de zero, ou seja, em situação próxima do paralelismo, havia aumento no desajuste cervical da peça protética.

MENIS *et al.*²⁹, em 1986, avaliaram o desenvolvimento de porcelanas compatíveis com peças em titânio fundido. Os autores citaram que as características de oxidação e baixo coeficiente de expansão térmica do titânio fizeram com que houvesse necessidade de porcelanas com temperatura de cocção e expansão térmica menores (*Low Fusion Ceramics*). Os autores concluíram que tais porcelanas foram promissoras para utilização em titânio.

JONES *et al.*²⁴, em 1986, relataram que a procura por novos metais e ligas em Odontologia tem sido norteadas, dentre outros fatores, pelo seu grau de

biocompatibilidade. Ligas alternativas contendo cobre, níquel e berílio foram sendo substituídas, devido ao comprovado efeito alérgico, determinando assim o emprego de ligas mais biocompatíveis, citando-se como exemplo as de paládio-prata e titânio.

SCHWARTZ³⁹, em 1986, investigou os métodos e técnicas que poderiam melhorar a adaptação de restaurações fundidas. O autor considerou que uma restauração metálica fundida devia adaptar ao dente, exibir a menor margem de material de cimentação possível, permanecer retida de forma adequada e restaurar ou melhorar a função e estética. Foram citados os seguintes métodos disponíveis para otimizar a adaptação de restaurações fundidas: enceramento em excesso nas margens do padrão em cera; remoção de cera da superfície interna do padrão; alívio interno da restauração fundida com auxílio de jateamento abrasivo, desgaste com brocas, dissolução por ácido (água régia) e dissolução eletroquímica; canais oclusais de escape para o excesso de cimento; dispositivos para aplicar e manter a força para assentamento; vibração durante cimentação; alívio interno do padrão em cera pela utilização de um espaçador para troquel (considerado de uso simples no laboratório de prótese, sendo ainda conveniente e de custo acessível).

ANDO *et al.*¹ citado por ANUSAVICE & CARROL, em 1987, descreveram valores de desajuste cervical em estruturas obtidas em liga de ouro variando de 100 a 150µm, utilizando troquéis em forma de tronco de cone. Tais valores foram obtidos durante o ciclo de oxidação da porcelana; a execução dos

outros ciclos de cocção não causaram aumento nos valores de desajuste cervical.

GOODACRE²⁰, em 1989, estudou por meio de revisão de literatura, as ligas à base de paládio, contendo ou não prata. A primeira liga à base de paládio-prata foi a Cameo-lite (J.F. Jelenko & Co. Inc.), lançada em 1973. Os estudos iniciais com tal liga indicaram que a fusibilidade, adaptação e descoloração da porcelana foram os principais problemas verificados na sua utilização. Após análise de dados referentes à América do Norte, foi citado que 50% das restaurações metalocerâmicas eram realizadas com metais nobres e o restante com ligas de metais não-nobres. O autor conclui que os estudos iniciais sobre as ligas Pd-Ag mostraram resultados satisfatórios, ocorrendo problemas que atualmente se mostravam menos frequentes. A descoloração da porcelana quando aquecida sobre estruturas em liga de paládio-prata mostrava-se como um evento possível, porém podia ser reduzida usando porcelanas e procedimentos adequados. As propriedades físicas, características de manipulação e união entre porcelana e ligas à base de paládio-prata podiam ser consideradas como comparáveis ou superiores àquelas decorrentes do uso de ligas nobres em restaurações metalocerâmicas.

HAMANAKA *et al.*²², em 1989, descreveram uma nova máquina para fundição de titânio e ligas do sistema níquel-titânio, baseada na máquina Castmatic, previamente desenvolvida. Melhorias foram executadas tais como: alterações na magnitude do vácuo nas câmaras, no cadinho e no eletrodo. Os autores puderam

concluir que as propriedades mecânicas e fusibilidade do titânio puro aumentaram. As ligas de níquel-titânio puderam ser fundidas sem perda de suas características de efeito memória e elasticidade.

MIYAKAWA *et al.*³¹, em 1989, avaliaram a estrutura da superfície do titânio quando fundido em revestimento aglutinado por fosfato, com base em $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$, com auxílio de sonda analisadora de elétrons. Identificaram que a zona interfacial era composta de quatro camadas, sendo a mais externa formada pela reação entre titânio fundido e revestimento. A segunda camada continha alto conteúdo de oxigênio e alumínio, chamados de α -estabilizadores, justificando o nome desta camada de caso α . A terceira camada apresentava conteúdo disperso de silício, fósforo, oxigênio e carbono. A quarta e mais interna camada era composta de cristais aciculares. Os autores concluíram que quanto maior o volume da peça fundida e maior a temperatura do molde, maior seria a espessura da camada de superfície. Citaram que provavelmente tais camadas fossem formadas pela decomposição de elementos passíveis de redução do revestimento em contato com a liga fundida e difusão dos elementos resultantes na fundição, exibindo considerável aderência.

BERGMAN *et al.*³, em 1990, realizaram avaliação clínica de 177 restaurações confeccionadas em titânio por meio de técnica de duplicação e técnica de descarga elétrica, decorridos dois anos de sua inserção. As restaurações foram

avaliadas por quatro examinadores treinados, que utilizaram normas de avaliação da Associação Odontológica da Califórnia. Os autores concluíram que com os métodos utilizados para confecção das coroas, foram obtidas situações de desajuste cervical satisfatórias tanto inicialmente quanto após dois anos, sendo a maioria classificadas como excelentes.

RETIEF *et al.*³⁸, em 1990, compararam os dentes humanos extraídos com os dentes bovinos para uso em estudos em laboratório. Os autores citaram que se tornou extremamente difícil a obtenção de dentes humanos hígidos extraídos para uso em estudos *in vitro*. Os dentes bovinos foram obtidos de animais com idade de dois anos, minimizando a variação nos resultados obtidos por testes de cisalhamento pela homogeneidade do substrato.

FELTON *et al.*¹⁸, em 1991, avaliaram o efeito de coroas com discrepância marginal *in vivo* sobre a saúde periodontal. Quarenta e duas restaurações com término subgingival em chanfro e tempo mínimo de uso de quatro anos foram selecionadas em pacientes da Universidade da Carolina do Norte. A região de término foi moldada para avaliação com microscopia eletrônica de varredura; o índice gengival foi obtido por sondagem de profundidade do espaço periodontal na região vestibular. Os autores concluíram que o aumento na discrepância entre a peça fundida e o dente preparado resultava em aumento da inflamação gengival.

TJAN *et al.*⁴⁴, em 1991, avaliaram o desajuste cervical de coroas totais confeccionadas em cinco ligas alternativas, comparando-as com coroas totais confeccionadas em liga de ouro tipo III. Os autores citaram que durante a seleção de uma liga alternativa para restauração fundida, um dos fatores importantes a ser considerado era a precisão dimensional da peça resultante do processo de fundição. Clinicamente, os autores consideraram que uma restauração tinha aceitável desajuste cervical quando a fenda era imperceptível visualmente ou por de sondagem. Os autores ponderaram que a existência de fenda cervical permitia a dissolução do material de cimentação exposto ao meio bucal, formando um nicho para crescimento bacteriano que possibilitava a ocorrência de inflamação gengival, recidiva de cárie e inflamação pulpar. Os autores concluíram que: a liga à base de prata-paládio produziu resultados próximos aos da liga de ouro tipo III; a liga à base de níquel-cromo-molibdênio produziu os maiores valores de desajuste cervical; o alívio interno propiciado pelo espaçador para troquéis era imprevisível, sendo recomendado calibrar o número de camadas de acordo com a liga utilizada.

VOITIK⁴⁸, em 1991, relacionou o processo de fabricação de peças em titânio com características e propriedades deste material. Relatou que o titânio foi descoberto em 1789 por Willian Gregor, sendo o seu uso domínio técnico e aplicação médica recentes. Afirmou que era um elemento encontrado naturalmente na natureza, constituindo 0,6% da crosta terrestre, mostrando-se de interesse para

uso industrial devido à baixa relação massa/volume, alta resistência mecânica, resistência à fadiga e à corrosão. Apresentava, quando fundido, alta reatividade química, além de zona de fusão consideravelmente alta (1668°C). As propriedades físicas do Ti c.p. ou ligas de titânio podiam variar substancialmente com pequenas alterações no conteúdo de oxigênio (0,12% a 0,35%) e ferro (0,20% a 0,35%). As alterações de conteúdo, no limite citado, davam origem ao chamado Ti c.p., classificado pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM) em diferentes graus de pureza (Grau um a quatro).

CAMPBELL & PELLETIER⁸, em 1992, avaliaram a distorção de estruturas metálicas devido aos ciclos térmicos de cocção da porcelana, tendo como variável a espessura do colar metálico vestibular. Usaram um modelo padrão simulando a parede axial de um preparo, com superfície plana de 6x6mm, término em ombro de 90° e largura de 1mm, havendo um sulco em tal superfície plana que permitia o encaixe preciso das fundições. Foram confeccionados modelos de gesso a partir de moldes em polivinilsiloxano do modelo padrão. Obtiveram padrões de cera com colares cervicais de espessuras 0,1mm, 0,4mm e 0,8mm. As respectivas estruturas fundidas em liga do sistema ouro-paládio foram adaptadas em cópias de resina do modelo mestre e então realizadas as medições. As estruturas metálicas foram submetidas aos ciclos de cocção da porcelana, sendo realizadas medições ao término de cada ciclo. Os autores concluíram que todas as estruturas metálicas

apresentavam distorção após os ciclos de cocção da porcelana, sendo que a maior amplitude de distorção ocorria no primeiro ciclo (oxidação). Nenhuma distorção significativa ocorreu após a aplicação do opaco e corpo de porcelana, bem como na aplicação do *glaze*. Os autores citaram que restaurações clínicas, devido à sua configuração e múltiplas faces, podiam exibir diferentes padrões de distorção.

CAMPBELL & PELLETIER¹⁰, em 1992, avaliaram a etiologia da distorção em liga para metalocerâmica à base de ouro-paládio (Olympia, Jelenko) e formas alternativas para minimizá-la. A partir de um modelo padrão metálico, foram obtidas estruturas fundidas que receberam diferentes tipos de acabamento e tratamentos térmicos visando minimizar a distorção ocorrida pelo ciclo de cocção da porcelana. Em um dos grupos, estruturas fundidas foram novamente incluídas em revestimento e submetidas ao tratamento térmico à temperatura de oxidação da respectiva porcelana por 20 minutos, visando restringir a liberação de tensões e distorção. Os autores concluíram que: 1) a teoria de que a contração causada pela cocção da porcelana seria o principal fator responsável pelo aumento do desajuste cervical era questionável, uma vez que a maior distorção ocorria no momento da oxidação inicial da estrutura, quando a porcelana ainda não era aplicada; 2) o efeito sinérgico da liberação de tensões induzidas pelo processo de fundição e pelo trabalho à frio justificava as distorções encontradas; 3) o tratamento térmico após nova inclusão das estruturas metálicas resultava em redução significativa da

distorção, não havendo diferenças estatisticamente significantes entre a distorção de tais estruturas e de um grupo hipotético onde não havia distorção; (4) a aplicação do corpo de porcelana não resultava em distorção pelo respectivo ciclo térmico de cocção.

BLACKMAN *et al.*⁵, em 1992, avaliaram o desajuste cervical de *copings* fundidos em Ti comercialmente puro. Foram utilizados dois tipos de troquéis metálicos, simulando preparos totais para restaurações metalocerâmicas em um incisivo superior e em um pré-molar superior. O troquel simulando um incisivo preparado possuía término em ombro com 90°, altura de 7,5mm, redução axial de 1,5mm e ângulo de convergência em direção oclusal de 8°. Os troquéis metálicos foram utilizados visando a confecção de réplicas em resina epóxica, que foram moldadas para a confecção de troquéis em gesso. Foram confeccionados padrões em cera sobre os troquéis em gesso após a aplicação de duas camadas de agente espaçador, sendo obtidos *copings* fundidos em titânio. Os *copings* receberam acabamento, sendo cimentados com cimento fosfato de zinco sobre os respectivos troquéis em resina epóxica; cada conjunto *coping*/troquel foi incluído em resina e seccionados através do longo eixo sob baixa rotação. As medidas de desajuste cervical foram realizadas com microscópio, sob aumento de 50 vezes. Os autores concluíram que: 1) *copings* em Ti c.p. podiam ser fundidos, adaptados e cimentados exibindo desajuste cervical aceitável; 2) margens em ângulos agudos podiam ser

obtidas com inovações técnicas alterando métodos clássicos de confecção dos padrões em cera; 3) melhorias técnicas em métodos de fundição e/ou revestimento refratários para titânio eram necessários para a obtenção de próteses com margens em ângulo agudo.

NORTHEAST *et al.*³⁵, em 1992, investigaram a qualidade na execução de próteses fixas por meio de avaliação do custo, composição da liga e adaptação cervical de duplicatas de próteses fixas com três elementos enviadas para 30 diferentes laboratórios. Verificou-se valores de desajuste cervical de 145µm próteses em liga de metal básico e 106µm para próteses em liga com 45% de ouro. Os autores concluíram que o desajuste cervical das próteses foi insatisfatória devido a fatores diversos.

WANG & BOYLE⁴⁹, em 1993, descreveram um método simplificado de inspeção da porosidade em fundições de titânio. Os autores citaram que o baixo peso específico do titânio (4,2g/cm³), se comparada com ligas à base de cobalto-cromo (8,9g/cm³) e ouro (19,3g/cm³), trazia vantagens no uso deste material para a confecção de próteses fixas e removíveis. A técnica descrita pelos autores utilizou raios X para formar imagem radiográfica que permitia a visualização de porosidade interna em película para radiografia oclusal. Os autores citam a possibilidade de utilização deste procedimento para avaliação de recidiva de cárie em dentes com próteses confeccionadas em titânio.

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN²⁶, em 1993, relataram propriedades do titânio e ligas metálicas com alto conteúdo deste e citaram situações de uso em Odontologia. Os autores mostram que a utilização do titânio em Odontologia se iniciou na década de 70 nos Estados Unidos da América, ocorrendo em seguida numerosos estudos no Japão e Europa; buscou-se maior precisão nas próteses fundidas, desenvolvimento de máquinas de fundição e materiais para revestimento que atendessem às particularidades do titânio. Os autores descreveram a relação entre a biocompatibilidade do metal e a formação de camada de passivação à base de óxidos de titânio, praticamente inerte ao ataque eletroquímico, com alta aderência ao metal de origem e possibilidade de íntimo contato de biomoléculas. Esta camada também foi responsável pela alta resistência à corrosão. Os autores concluíram que características como baixo peso específico, baixo módulo de elasticidade, alta resistência à corrosão, juntamente com alta biocompatibilidade, fizeram com que a utilização do titânio apresentasse um aumento gradativo.

LEONG *et al.*²⁷, em 1994, avaliaram o desajuste cervical de coroas unitárias confeccionadas em titânio pela técnica de fundição ou técnica de usinagem e eletroerosão (Sistema ProCera), comparando com coroas obtidas em liga nobre. Segundo os parâmetros do estudo, os autores concluíram que: a média de desajuste cervical das coroas em titânio usinadas e fundidas eram 54µm e 60µm,

respectivamente, não havendo diferença estatística entre as mesmas; o grupo controle em liga nobre exibiu desajuste cervical médio de 25 μ m. Os autores citaram que o desajuste cervical podia variar consideravelmente em cada coroa, podendo ser que a média obtida não fosse representativa, sendo sugerido que o maior valor de desajuste cervical devesse ser relatado para determinação mais precisa de coroas aceitáveis clinicamente.

MORI *et al.*³³, em 1994, avaliaram o melhor procedimento laboratorial para fundição de coroas em titânio usando revestimentos Tai-Vest e Rematitan, à base de SiO₂ e Titavest CB, à base de Al₂O₃ e MgO e sua influência no desajuste cervical. Corpos-de-prova com 5mm de diâmetro por 20mm de altura foram preparados com manipulação mecânica a vácuo para avaliar a expansão térmica. Um troquel metálico com formato de tronco de cone foi utilizado na confecção dos padrões de cera e obtenção de coroas em Ti c.p. grau 2. A fundição de lingotes com 10g foi realizada em máquina Cyclarc atuando por indução elétrica sob atmosfera de argônio. Cada coroa foi inserida no troquel metálico sob ação de carregamento axial e a distância entre a margem gengival da coroa e o término do preparo, medida em quatro pontos, sendo expressa em milímetros. Coroas obtidas com Tai-Vest e Rematitan mostraram extensa superfície de reação (caso α) com o molde, dificultando a obtenção de fundições precisas. O jateamento com partículas de vidro causou apenas remoção do revestimento, não alterando o desajuste das coroas.

Foram obtidos valores de desajuste cervical de 1558 μ m (Tai-Vest), 1277 μ m (Rematitan) e 600 μ m (Titavest CB).

CRAIG *et al.*¹⁴, em 1994, relataram que devido ao baixo peso específico do titânio e ligas onde esteja presente em quantidade considerável, a injeção do metal fundido no molde de revestimento requeria procedimentos e equipamentos adequados tanto para a fusão quanto para injeção. A técnica convencional de injeção por centrifugação em atmosfera ambiente mostrou-se inadequada, havendo necessidade de equipamentos específicos.

CASTELLANI *et al.*¹¹, em 1994, compararam a distorção cervical causada por alterações térmicas em diferentes combinações de materiais: porcelana sobre *coping* metálico (liga do sistema ouro-paládio V Delta, Metaux Precieux AS), porcelana sobre estrutura vítrea (WilliGlas Dicor, Dentsply) e porcelana sobre estrutura em alumina sinterizada (In-Ceram, Vita). Foram confeccionados sete corpos-de-prova para cada tipo de combinação de material a partir de um troquel metálico com forma e dimensões similares ao preparo em um pré-molar. Os corpos-de-prova foram submetidos a três ciclos consecutivos de cocção, sendo então determinada a distorção pela medição do desajuste cervical. As coroas contendo *coping* metálico mostraram menor distorção devido a estabilidade após o segundo ciclo de cocção. A combinação entre porcelana e estrutura vítrea (WilliGlas Dicor) mostrou, após três ciclos de cocção, valores de desajuste cervical três vezes maior

do que os obtidos na combinação entre metal e porcelana. Os autores concluíram que as restaurações metalocerâmicas eram menos susceptíveis à distorção do que as restaurações com estrutura totalmente porcelana.

CAMPBELL *et al.*⁹, em 1995, avaliaram se fatores etiológicos de distorção identificados em estudos prévios poderiam ser aplicados em restaurações tridimensionais metalocerâmicas e se o trabalho à frio e ciclos térmicos influenciavam os resultados. Foram obtidos trinta e três *copings* a partir de um troquel mestre em aço inoxidável, sendo divididos em três grupos: 1) acabamento e tratamento térmico; 2) tratamento térmico, acabamento e tratamento térmico; 3) nova inclusão e aquecimento, desinclusão, acabamento e tratamento térmico. Uma forma alternativa de tratamento térmico relacionada com o último grupo foi citada, onde o bloco de revestimento após a fundição era resfriado até a temperatura ambiente e aquecido até a temperatura de oxidação, permanecendo por 20 minutos. Os *copings* do grupo um exibiram desajuste cervical médio de 23,1µm após acabamento e oxidação; os do grupo dois, exibiram valor médio de 6,1µm; e, o grupo três apresentou valor médio de 5,7µm. Os autores concluíram que: 1) o maior aumento no desajuste cervical ocorreu no momento do tratamento térmico de oxidação; 2) os *copings* do grupo que receberam acabamento e foram submetidos à oxidação exibiram valores de desajuste cervical significativamente maiores que os de outros grupos; 3) a realização de um ciclo de oxidação antes do acabamento resultou

em substancial diminuição do desajuste cervical; e, 4) o tratamento térmico com os *copings* ainda incluídos resultou em melhoria significativa da adaptação.

SYVERUD *et al.*⁴¹, em 1995, compararam fundições realizadas em liga Ti-6Al-4V com fundições em Ti c.p. por meio do grau de preenchimento do molde, fotografias das margens, análise da microestrutura da liga e análise por raios-X. Foram confeccionados padrões em cera simulando uma prótese fixa de cinco elementos, com coroas cilíndricas em cada extremidade e término em ângulo de 30°. Os padrões foram incluídos em revestimento para titânio (Titavest - Morita), sendo aquecidos segundo recomendações do fabricante. As fundições foram realizadas em máquina com arco voltaico e atmosfera inerte de argônio, sendo utilizados os mesmos parâmetros para os dois tipos de ligas. Os autores citaram que o menor preenchimento do molde pela liga Ti-6Al-4V em relação ao Ti c.p. estava de acordo com as observações feitas quando se comparou ligas em relação ao metal puro. Nas ligas metálicas ocorria a formação de cristais dendríticos durante a solidificação, causando maior rugosidade da superfície e diminuição da fluidez da liga nos momentos iniciais da solidificação. Foram determinados valores médios de peso específico para o Ti-6Al-4V de $3,99 \pm 0,28 \text{ g/cm}^3$ e $4,47 \pm 0,09 \text{ g/cm}^3$. Os autores concluíram que dois tipos de falhas se tornavam mais evidentes nas fundições em liga Ti-6Al-4V, se comparadas com as realizadas em Ti c.p.: 1) as margens das coroas apresentavam-se menos completas; e, 2) havia tendência de aumento na

porosidade interna, particularmente nos canais de alimentação.

GEMALMAZ & ALKUMRU¹⁹, em 1995, avaliaram as alterações no desajuste cervical de restaurações metalocerâmicas em relação aos ciclos de cocção, tipo de liga, tipo de término, cobertura de porcelana e proximidade da porcelana. Foram obtidos dois troquéis em aço inoxidável simulando incisivos centrais superiores preparados para restaurações metalocerâmicas, sendo um com término em ombro e outro em chanfro. Quatro grupos de oito *copings* metálicos foram constituídos, de acordo com a seguinte combinação e divisão de grupos: (1) liga do sistema Ni-Cr e término em ombro; (2) liga Ni-Cr e término em chanfro; (3) liga do sistema Pd-Cu e término em ombro; (4) liga Pd-Cu e término em chanfro. Três *copings* de cada grupo foram utilizados como controle, sendo submetidos aos mesmos ciclos dos *copings* restantes, porém sem aplicação de porcelana. As medições foram realizadas em cinco momentos: antes da oxidação, após oxidação, após aplicação do opaco, após aplicação do corpo e após aplicação do *glaze*. Os autores concluíram que: (1) os maiores valores de desajuste cervical ocorriam durante o ciclo de oxidação; (2) os *copings* em liga Ni-Cr mostravam alterações significativamente menores na desajuste cervical do que os *copings* em liga Pd-Cu; (3) as alterações no desajuste cervical mostravam-se independentes do tipo de término e proximidade da porcelana.

KULMER *et al.*²⁵ citado por GEMALMAZ *et al.*, em 1996,

demonstraram que as mudanças dimensionais em *copings* metálicos que foram previamente incluídos em revestimento foram significativamente menores que as mudanças nos que foram submetidos diretamente ao ciclo de oxidação para aplicação de porcelana. Os autores concluíram que a liberação das tensões de solidificação foi o fator etiológico primário na distorção do *coping*, que pôde ser controlada pela inclusão das estruturas fundidas e execução de tratamento térmico antes do ciclo de oxidação.

NAKAJIMA & OKABE³⁴, em 1996, relacionaram o uso do titânio em Odontologia com o estágio de desenvolvimento e pesquisa sobre o assunto, nos EUA. Os autores concluíram que existia potencial para amplo uso do titânio, havendo necessidade de pesquisas mais extensas e numerosas nas áreas de implantologia e tecnologia de fundição.

WANG & FENTON⁵⁰, em 1996, descreveram o desenvolvimento e propriedades do titânio, revisando a literatura relacionada com o uso deste elemento em Prótese. Dentre as várias ligas de titânio, o sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) foi o mais utilizado devido às melhores propriedades físicas e mecânicas em relação ao Ti comercialmente puro. Além de ter exibido maior resistência à flexão (890MPa *versus* 390MPa do Ti c.p.), mostrou-se com maior dureza (350VHN *versus* 160VHN do Ti c.p.), bem como coeficiente de expansão térmica ligeiramente maior ($11,8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ *versus* $11,4 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ do Ti c.p.).

BERG², em 1997, avaliou a opinião de cirurgiões-dentistas com relação ao uso clínico de restaurações fundidas em titânio. O autor relatou que somente um laboratório produzia restaurações fundidas em titânio na Noruega, sendo confeccionadas, no período de 1988 a 1995, mais de 10.000 unidades. Correspondências com questões relacionadas com diferentes aspectos do uso clínico do titânio foram enviadas para setenta e dois cirurgiões-dentistas que utilizavam os serviços do laboratório citado. Após análise dos questionários, o autor concluiu que os cirurgiões-dentistas consideravam que as restaurações fundidas em titânio representavam uma proveitosa alternativa em relação às restaurações feitas com ligas convencionais, sendo de menor custo e comportamento clínico satisfatório.

MILAN³⁰, em 1997, avaliou a influência de três fontes de calor de fundição e tipos de término sobre o desajuste cervical de coroas totais metálicas. Utilizou troquéis metálicos torneados em aço inoxidável com término cervical em ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro em 45°. As coroas foram confeccionadas com ligas à base de Ag-Pd (Palliag G) e Pd-Ag (Pors-On 4), utilizando para a fusão as seguintes fontes de calor: acetileno/oxigênio, gás/oxigênio e resistência elétrica. Os resultados indicaram que o término em ombro reto mostrava os menores valores de desajuste cervical dentre os tipos avaliados. As fontes de calor de fundição resistência elétrica e gás/oxigênio produziam melhores valores de adaptação, não havendo diferença estatisticamente significativa entre as

mesmas. Foi obtida para a liga Pors On 4 (fundida com fonte de calor tipo resistência elétrica e troquel com término tipo ombro em 90°) a média de desajuste cervical de 147µm. O autor citou ainda que o troquel em aço inoxidável além de não ter sido desgastado pela constante adaptação e remoção das peças durante o procedimento laboratorial, ofereceu maior atrito na justaposição com a coroa metálica, o que não ocorreu com troquéis de dente natural, resina ou gesso.

WATANABE *et al.*⁵¹, em 1997, avaliaram o efeito da diferença de pressão em uma máquina para fusão de titânio com duas câmaras na porosidade e propriedades mecânicas do Ti c.p. após fusão. Os autores citaram que o titânio é um metal inerentemente difícil de ser fundido devido ao seu alto ponto de fusão, afinidade por gases (oxigênio, hidrogênio, nitrogênio) e alta reatividade com os elementos constituintes dos revestimentos.

GROTEN *et al.*²¹, em 2000, avaliaram o número mínimo necessário de medidas nas margens de coroas unitárias que fornecesse resultados relevantes para avaliação do desajuste cervical. Dez coroas foram confeccionadas em porcelana pura sobre troquéis metálicos. As medições foram realizadas sob microscopia eletrônica de varredura nas coroas adaptadas aos respectivos troquéis e em réplicas destas após cimentação. As variáveis foram o número de medições por ponto e a distância entre tais pontos. Os autores concluíram que: 1) a realização de no mínimo 50 medições por coroa possibilitou menor dispersão dos resultados, sendo

necessários cerca de 220 minutos para execução de tal procedimento; 2) não houve significativa importância para a localização dos pontos de medição.

MELONCINI²⁸, em 2000, avaliou o desajuste cervical de restaurações fundidas tipo coroa total, confeccionadas em Ti c.p., tendo como variáveis os revestimentos (Rematitan Plus, Rematitan Ultra e Ticoat Manfredi) e técnicas (emprego ou não de “boneca” com os revestimentos e preenchimento com revestimento fosfatado, uso ou não de alívio do troquel e tipos de tratamento superficial). O autor utilizou troquéis com convergência em direção oclusal de 10,4 graus. Foram obtidos valores médios de desajuste cervical para o grupo com revestimento Rematitan Plus, nas condições sem uso de boneca e com alívio de 121µm após jateamento com esferas de vidro, passando a 66µm após jateamento com óxido de alumínio. O autor concluiu que: 1) os revestimentos Rematitan Plus e Rematitan Ultra com ou sem alívio conduziram a bons resultados com frequência; 2) foram necessários outros tratamentos superficiais, após o jateamento com esferas de vidro, para que os blocos fundidos atingissem valores satisfatórios de adaptação cervical.

ORUÇ & TULUNOGLU³⁶, em 2000, avaliaram a adaptação cervical e interna de restaurações metalocerâmicas e estruturas confeccionadas com liga à base de Ni-Cr (Remanium CS) e com Ti c.p. (Rematitan). Os padrões em cera foram confeccionados sobre dentes humanos preparados com término em chanfro e

convergência em direção oclusal de 15 graus. As superfícies internas das estruturas em titânio foram jateadas com partículas de óxido de alumínio visando a remoção da camada de oxidação decorrente da fundição. A medição da adaptação cervical e interna de oito estruturas foi realizada após o acabamento, sendo as oito estruturas restantes utilizadas para medição após a aplicação de porcelana. Os conjuntos dente/estrutura foram incluídos em resina, seccionados e preparados para medição sob microscopia eletrônica de varredura. Foi citado que as diferenças entre revestimentos, equipamentos de fundição, sistemas de porcelana e temperaturas de cocção utilizados dos diferentes metais e ligas utilizados no estudo são inevitáveis, uma vez que constituíram partes de dois sistemas específicos. Foram obtidos os seguintes valores médios de desajuste cervical: Ti c.p. (50,92µm), Ti c.p. com aplicação da porcelana (58,20µm), Ni-Cr (53,34µm) e Ni-Cr após aplicação da porcelana (46,74µm). Os autores concluíram que o desajuste cervical e interno das estruturas em Ti c.p. foi maior que o encontrado nas estruturas em Ni-Cr.

ZAVANELLI *et al.*⁵², em 2000, avaliaram a resistência à fadiga do Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem. Corpos-de-prova em forma de alça foram testados em relação à resistência à fadiga em ar ambiente, saliva artificial e saliva artificial fluoretada. A resistência à fadiga foi significativamente reduzida para ambos materiais quando em saliva artificial e saliva artificial fluoretada, provavelmente devido à formação de pontos de corrosão

causados por reação na superfície. Os autores relataram que a liga de Ti-6Al-4V exibiu maior resistência à fadiga que o Ti comercialmente puro.

3 – MATERIAL E MÉTODOS

3.1. MATERIAL:

Foram utilizados os seguintes materiais, conforme a TAB. 3.1:

TAB. 3.1 – Metal, ligas metálicas, fabricantes, composição química e temperaturas de fusão:

METAL E LIGAS METÁLICAS	FABRICANTES	COMPOSIÇÃO QUÍMICA* (% em massa)	TEMPERATURA DE FUSÃO*
Ti c.p. grau 1 (Tritan)	Dentaurum - J. P. Winkelstroeter KG - Pforzheim - Alemanha**	99,5% Titânio 0,25% Oxigênio 0,03% Nitrogênio 0,03% Ferro 0,10% Carbono 0,015% Hidrogênio	1668°C
Liga Ti-6Al-4V	Brodene Dahl A/S Oslo - Noruega***	Titânio: balanço 6,15% Alumínio 4,08% Vanádio 0,026% Carbono 0,21% Ferro 0,009% Nitrogênio	1680°C
Liga Pd-Ag (Pors On – 4)	Degussa-Hüls - Hanau - Alemanha	57,8% Paládio 30% Prata 6% Estanho 2% Zinco 4% Índio 2% Rutilio	1175 a 1275°C

* dados dos fabricantes

** distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda., São Paulo, SP

*** distribuída no Brasil por Villares Metals S/A, São Paulo, SP

3.2. - MÉTODO:

3.2.1. OBTENÇÃO E PREPARO DOS DENTES BOVINOS:

Foram utilizados 50 dentes bovinos recém extraídos (RETIEF *et al.*³⁸, 1990), correspondentes ao incisivo central e coletados em frigoríficos da cidade de Piracicaba. As porções radiculares foram incluídas em cilindros de PVC preenchidos com resina acrílica quimicamente ativada (Ortoclass – Artigos Odontológicos Clássico Ltda – São Paulo - SP), com orientação paralela ao longo eixo do dente. As porções coronárias foram preparadas em torno de bancada (TR 600 – 80/1207rpm – Metalúrgica Riosulense S.A – Rio do Sul - SC), sob refrigeração com água, até a obtenção de preparos típicos para próteses metalocerâmicas. Os terminos cervicais foram obtidos em ombro de 90° em relação ao longo eixo e 1,5mm de largura. As paredes axiais exibiram ângulo de convergência de 8° em direção oclusal (BLACKMAN *et al.*⁵, 1992) e altura cérvico-oclusal de 5mm (FIG. 3.1A,B).

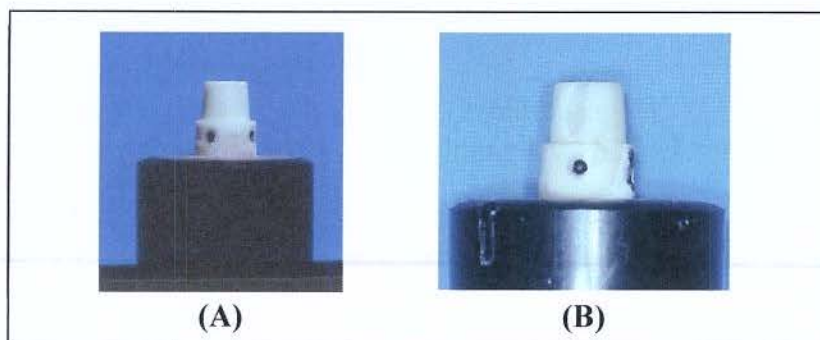


FIG. 3.1: A) Dente bovino preparado e base em resina acrílica e PVC;
B) Detalhe do preparo realizado e ponto de referência

Na região 2mm abaixo do término cervical, foram confeccionadas quatro marcações (FIG.3.1 B), defasadas 90 graus ao longo da circunferência, como forma de orientação das medições subsequentes.

O processo de torneamento provocou, na maioria dos dentes, exposição da câmara pulpar, havendo a necessidade de serem selados com resina composta fotoativada (APH – Dentsply Indústria e Comércio Ltda. – Petrópolis - RJ), unida através de sistema adesivo hidrófilo (Scotchbond Multi-Usa - 3M Dental Products – St. Paul - MN - EUA). Após restaurados, os dentes foram novamente torneados, visando a remoção de excessos de resina composta e a manutenção da padronização nos preparos.

3.2.2. OBTENÇÃO DOS TROQUÊIS EM GESSO:

Cada dente preparado foi reproduzido por meio de moldagem com silicone polimerizado por adição (Aquasil – Dentsply DeTrey – Konstanz - Alemanha), utilizando técnica de moldagem dupla (denso e reembasamento com fluido), com auxílio de moldeiras individuais em PVC (FIG. 3.2C). As moldagens foram realizadas inicialmente com material denso (Aquasil Soft Putty - Dentsply DeTrey – Konstanz - Alemanha), estando o dente aliviado por duas camadas de filme de PVC. Decorridos cinco minutos, as moldeiras foram removidas e o material de alívio descartado. O espaço correspondente foi preenchido com material

de moldagem fluido (Aquasil Ultra Low Viscosity – Dentsply DeTrey – Konstanz - Alemanha), manipulado através de proporcionador e dispensador automático (Auto Mix III - Dentsply DeTrey – Konstanz – Alemanha). As moldeiras foram removidas após cinco minutos, permanecendo em repouso por 15 minutos, seguindo recomendações do fabricante.

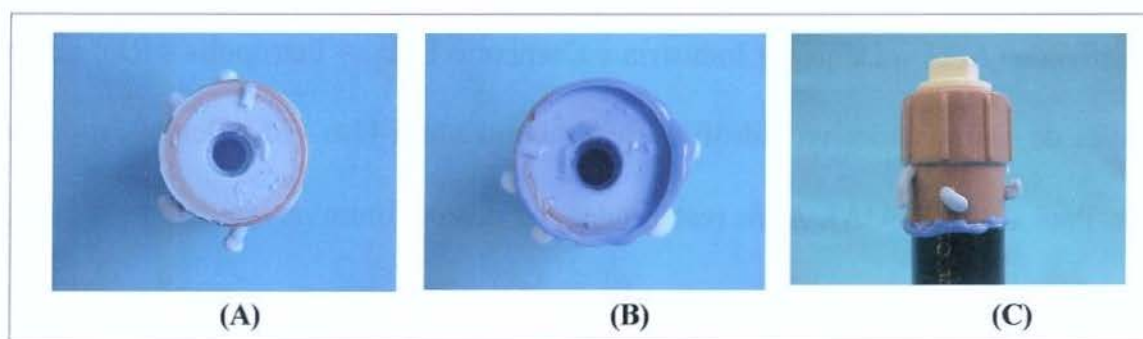


FIG. 3.2: (A) Moldeira em PVC com material denso;
(B) Moldeira em PVC com material denso reembasado com material leve;
(C) Detalhe da moldeira em PVC posicionada sobre o dente preparado.

Todos os procedimentos de moldagem foram realizados sob condições de temperatura e umidade controladas ($23\pm 2^{\circ}\text{C}$ e $50\pm 10\%$ de umidade relativa) (COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES)¹³. Tanto os dentes preparados quanto o material utilizado no procedimento de moldagem, permaneceram por um período mínimo de duas horas nas condições ambientes acima citadas antes de serem utilizados. Durante todos os procedimentos de moldagem o operador teve as mãos protegidas por luvas de vinil.

Os moldes obtidos foram borrifados com agente surfatante (Lubrofilm – Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e deixados para secar por cinco minutos, sendo o excesso removido com jato de ar à distância. Os moldes foram, então, preenchidos com gesso tipo V (Exadur V – Polidental Indústria e Comércio Ltda. – São Paulo - SP) proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante (20mL de água para 100g de pó) e manipulado mecanicamente a vácuo (Multivac 4 – Degussa Hüls – Hanau - Alemanha) por 35 segundos. Os moldes foram preenchidos sob vibração, estando acoplada à moldeira, uma matriz em silicone para formação da base do troquel. Os troquéis foram removidos após trinta minutos e numerados de acordo com o respectivo dente, sendo aguardado um período mínimo de 24 horas antes de serem utilizados na confecção dos padrões para fundição.

3.2.3. OBTENÇÃO DOS PADRÕES PARA FUNDIÇÃO:

Os troquéis tiveram a superfície correspondente ao preparo, coberta com uma camada de agente espaçador (Spacelaquer Ducera Lay - Degussa Hüls – Hanau – Alemanha), até o limite de 1mm aquém ao término cervical. Após a secagem do espaçador, os troquéis foram umedecidos com uma camada de agente isolante para

gesso (Die Lube - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), como recomendado pelo fabricante.

Utilizou-se um aparelho para confecção de padrão em cera por imersão (Hotty - Renfert GmbH– Hilzingen – Alemanha) (FIG.3.3A), visando obtenção de espessura padronizada em 0,7mm (FIG. 3.3B). O troquel foi imerso em cera fundida (Picodip – Renfert GmbH– Hilzingen – Alemanha) a 87°C, permanecendo cerca de três segundos até ser removido. O excesso de cera além da região de preparo foi removido com instrumento cortante, sendo a região de término cervical, ajustada até o perfeito assentamento, com auxílio de espátula elétrica para cera, sob aumento de quatro vezes obtido com lupa.

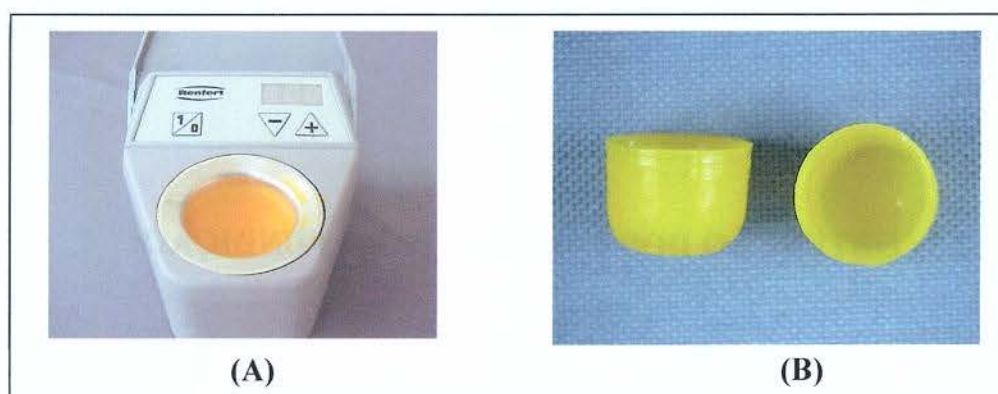


FIG. 3.3: A) Aparelho para confecção de padrões em cera por imersão;
B) Vista lateral e inferior de padrões em cera

3.2.4. CONFEÇÃO DOS COPINGS EM Ti c.p. E LIGA Ti-6Al-4V:

3.2.4.1. INCLUSÃO EM REVESTIMENTO

Conjuntos de dez padrões foram constituídos e incluídos utilizando anel de silicone tamanho nove (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e base conformadora de cadinho em teflon[®]. O posicionamento dos padrões e condutos de alimentação, seguiu as recomendações do fabricante do revestimento (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) (FIG. 3.4).

As superfícies em cera foram borrifadas com agente surfatante (Lubrofilm - Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e deixadas secar ao ar ambiente.

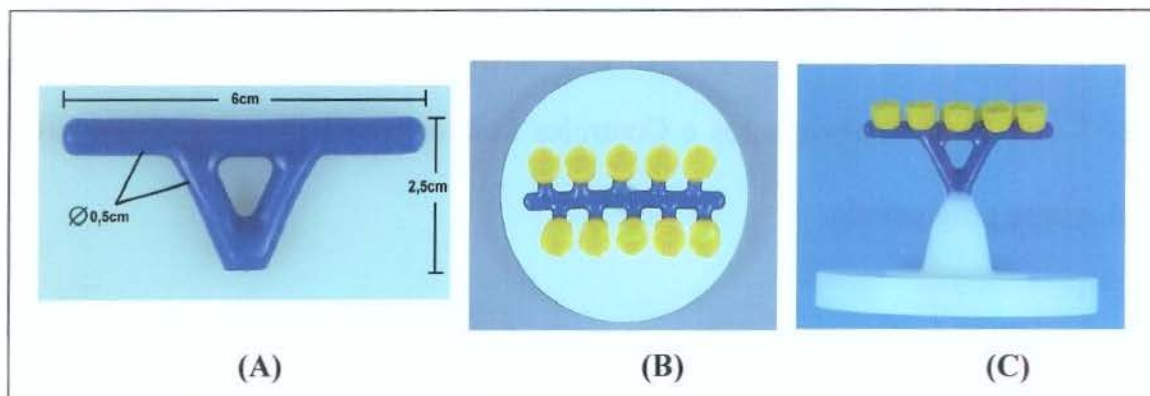


FIG. 3.4: A) Vista lateral dos condutos de alimentação em cera, com respectivas medidas e diâmetros; B) Vista superior do conjunto padrões em cera, condutos de alimentação; C) Vista lateral do conjunto padrões em cera, condutos de alimentação e base conformadora de cadinho.

O conjunto base conformadora de cadinho e padrões em cera foi posicionado no interior do anel de silicone, sendo o mesmo preenchido sob vibração com revestimento aglutinado por fosfato de amônia e magnésio Rematitan Plus, proporcionado seguindo recomendações do fabricante (40mL de líquido Rematitan Plus para coroas/pontes e 250g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos (Multivac 4 – Degussa Hüls – Hanau - Alemanha). Após trinta minutos, o anel de silicone e a base conformadora de cadinho eram removidos, sendo obtido o bloco de revestimento. Decorridos 20 minutos, o bloco foi levado ao forno para realização do ciclo de aquecimento.

3.2.4.2. CICLO DE AQUECIMENTO DO REVESTIMENTO REMATITAN PLUS:

Para execução do ciclo de aquecimento, foi utilizado um forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda – São Carlos – SP), com ciclo previamente programado.

Utilizou-se o ciclo recomendado pelo fabricante para o revestimento Rematitan Plus (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), conforme disposto na TAB. 3.2:

TAB. 3.2: Ciclo de aquecimento para revestimento Rematitan Plus:

RAMPA / TEMPERATURA	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO / RESFRIAMENTO	PATAMAR / TEMPERATURA	TEMPO DE PERMANÊNCIA
1 / Ambiente - 150°C	5°C/min	1 / 150°C	90min
2 / 150 – 250°C	5°C/min	2 / 250°C	90min
3 / 250 – 1000°C	5°C/min	3 / 1000°C	60min
4 / 1000 – 430°C	5°C/min	4 / 430°C	120min

Os blocos foram posicionados no forno à temperatura ambiente, com a região do cadinho voltada para baixo e em número máximo de dois blocos por vez. Ao término do ciclo de aquecimento, procedimento que consumiu cerca de 11 horas, cada bloco foi removido do forno e imediatamente posicionado na máquina de fundição.

3.2.4.3. FUNDIÇÃO:

Estando o bloco de revestimento posicionado na câmara inferior da máquina de fundição (Rematitan - Dentaurem J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), esta foi programada para utilização de pastilhas com 31g de material, sendo os ajustes no tempo de fundição e corrente elétrica, realizados automaticamente pelo sistema. O processo de fundição foi realizado através de aquecimento por arco voltáico sob atmosfera inerte de gás argônio.

A fundição dos *copings* em Ti c.p. e Ti-6Al-4V foi realizada seguindo-se os mesmos procedimentos e parâmetros (SYVERUD *et al.*⁴¹, 1995), utilizando cadinhos distintos para cada tipo de material.

3.2.4.4. *DESINCLUSÃO E ACABAMENTO:*

Concluído o processo de fundição, os blocos de revestimento foram esfriados imediatamente em água, de acordo com especificações do fabricante. Os conjuntos fundidos foram desincluídos do revestimento com auxílio de desincludor pneumático (Modelo 320 - Silfradent – Sofia - Itália), sendo jateados com esferas de vidro com tamanho médio de partículas de 100µm em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM28 – F.LLI – Manfred – Itália), sob pressão de 5,6kgf/cm².

Os *copings* foram separados dos condutos de alimentação com discos de carbetto de silício, sendo realizados os procedimentos de ajuste interno com auxílio de evidenciador em *spray* (Okklusion Spray - Renfert GmbH– Hilzingen – Alemanha) e broca (Mini - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) visando exclusivamente a remoção de nódulos metálicos. Foi utilizado o protocolo de acabamento recomendado para aplicação da porcelana Vitatitank ceramic (Vita Zahnfabrik - Bad Säckingen – Alemanha): uso seqüencial de pontas abrasivas de óxido de alumínio (Aloxin - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), brocas para titânio (Maxi Plus e Midi - Dentauro J.

P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e jateamento com partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de $150\mu\text{m}$ sob pressão máxima de $2,04\text{ kgf/cm}^2$ em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM28 – F.LLI – Manfred – Itália).

3.2.5. CONFEÇÃO DOS COPINGS EM LIGA Pd-Ag:

3.2.5.1. INCLUSÃO EM REVESTIMENTO:

Conjuntos de cinco padrões foram constituídos e incluídos em anel de silicone tamanho três (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e base conformadora de cadinho em *teflon*[®]. O posicionamento dos padrões e condutos de alimentação (FIG. 3.5), seguiu as recomendações do fabricante do revestimento (Deguvest Impact - Degussa Hüls – Hanau - Alemanha).

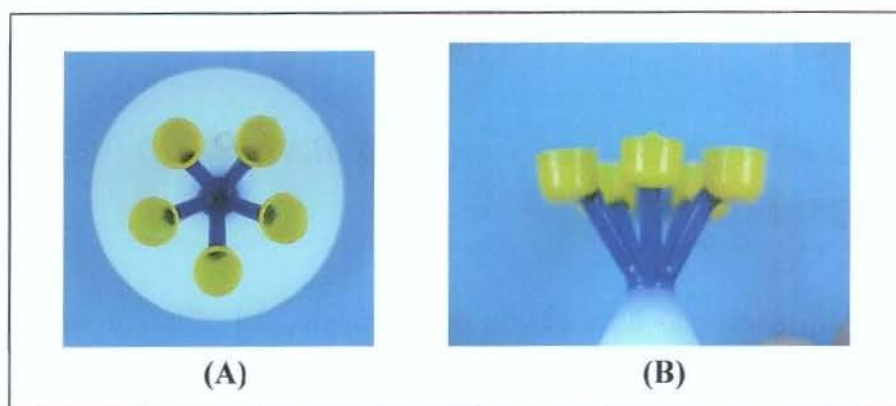


FIG. 3.5: A) Vista superior do conjunto padrões em cera, condutos de alimentação (diâmetro 3mm) e base conformadora de cadinho; B) Vista lateral dos padrões em cera e condutos de alimentação.

As superfícies de cera foram borrifadas com agente surfatante (Lubrofilm - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e deixadas secar ao ar ambiente.

O conjunto base conformadora de cadinho e padrões em cera foi posicionado no interior do anel de silicone, sendo o mesmo preenchido sob vibração com revestimento aglutinado por fosfato de amônio e magnésio (Deguvest Impact - Degussa Hüls – Hanau – Alemanha), proporcionado seguindo as recomendações do fabricante, (26mL de líquido Deguvest Impact, 8mL de água destilada e 150g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 45 segundos (Multivac 4 – Degussa Hüls – Hanau - Alemanha). Após a presa do revestimento, a base conformadora de cadinho e o anel de silicone foram retirados, sendo obtido o bloco de revestimento. Decorridos 50 minutos do início da espatulação, o bloco de revestimento foi levado ao forno elétrico.

3.2.5.2. CICLO DE AQUECIMENTO DO REVESTIMENTO DEGUVEST IMPACT:

Para execução do ciclo de aquecimento, foi utilizado um forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda – São Carlos – Brasil), com ciclo previamente programado.

Utilizou-se o ciclo recomendado pelo fabricante para o revestimento utilizado (Deguvest Impact - Degussa Hüls – Hanau – Alemanha), conforme disposto na TAB. 3.3:

TAB. 3.3: Ciclo de aquecimento para revestimento Deguvest Impact:

CICLO	TEMPERATURA FINAL	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO	TEMPO DE PERMANÊNCIA
1	300°C	30°C/min	40min
2	900°C	15°C/min	40min

Os blocos, em número máximo de dois por vez, foram posicionados no forno imediatamente ao ser atingida a temperatura de 300°C, estando a região do cadinho voltada para baixo. Ao término do ciclo de aquecimento, cada bloco foi removido do forno e imediatamente posicionado na máquina de fundição.

3.2.5.3. FUNDIÇÃO:

Foi utilizada para fundição, uma máquina com mufla de aquecimento elétrico e injeção por centrifugação (Multicast Compact – Degussa Hüls – Hanau - Alemanha). Esta foi programada e ajustada para a temperatura de 1.420°C, estando previamente posicionado o cadinho cerâmico contendo a liga metálica e fundente (Flubmittel T - Degussa Hüls – Hanau - Alemanha). Após atingida a temperatura e estando a liga fundida, o bloco de revestimento era posicionado e a máquina

acionada. A centrifugação foi mantida por 120 segundos, seguindo recomendações do fabricante, sendo o bloco de revestimento removido e deixado esfriar até atingir a temperatura ambiente.

3.2.5.4. DESINCLUSÃO E ACABAMENTO:

Os conjuntos fundidos foram removidos do revestimento com auxílio de desinclutor pneumático (Modelo 320 - Silfradent – Sofia – Itália), sendo submetidos a jateamento com esferas de vidro com tamanho médio de 100 μ m, em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM28 – F.LLI – Manfred – Itália), sob pressão de 5,6kgf/cm².

Os *copings* foram separados dos condutos de alimentação com discos de carbeto de silício, sendo realizados os procedimentos de ajuste interno com auxílio de evidenciador em *spray* (Okklusion Spray - Renfert GmbH– Hilzingen – Alemanha) e broca (Mini - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) visando exclusivamente a remoção de nódulos metálicos. Foi utilizado o protocolo de acabamento recomendado para aplicação da porcelana (Duceram Plus - Degussa Hüls – Hanau – Alemanha): brocas (Maxi Plus e Midi - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) e jateamento com partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de 150 μ m sob pressão máxima de 2,04kgf/cm² em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM28 – F.LLI – Manfred – Itália).

3.2.6. TRATAMENTO TÉRMICO :

O tratamento térmico foi realizado nos grupos Ti-6Al-4V TT e Ti c.p. TT previamente à desinclusão e acabamento dos *copings*. O procedimento consistiu em aquecer o bloco de revestimento em forno elétrico (7000 – 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda – São Carlos - SP), até a temperatura de 800°C, com velocidade de aquecimento de 15°C/min, permanecendo na temperatura final por 20 minutos (CAMPBELL & PELLETIER¹⁰, 1992). O forno elétrico foi desligado ao término do ciclo, sendo o bloco deixado esfriar lentamente em seu interior até a temperatura ambiente.

3.2.7. CICLO DE COCÇÃO

Os *copings* de cada grupo, em número de 10, foram posicionados em um suporte cerâmico para cocção de porcelana (Porcelain Trays G - Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen - Alemanha), sendo realizados os ciclos de cocção em um forno para porcelana (Austromat M – Dekema Austromat-Keramiköfen – Freilassing – Alemanha).

Para os grupos Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V TT, Ti c.p., Ti c.p. TT, observou-se as temperaturas de cocção da porcelana Vitatitankeramic (Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen - Alemanha), descritas na TAB. 3.4:

TAB. 3.4 – Ciclo para porcelana Vitatitankeramic:

CAMADAS	TEMPERATURA INICIAL	TEMPERATURA FINAL	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO	ESTÁGIO DE VÁCUO
Bonder	400°C	800°C	60°C por minuto	Vácuo
Opaco	400°C	790°C	110°C por minuto	Vácuo
Dentina	400°C	770°C	50°C por minuto	Vácuo
Glaze	400°C	770°C	50°C por minuto	Sem vácuo

Para a grupo Pd-Ag, observou-se as temperaturas de cocção da porcelana (Duceram Plus - Degussa Hüls – Hanau – Alemanha), seguindo recomendações do fabricante da liga (TAB. 3.5):

TAB. 3.5 – Ciclos de cocção para porcelana Duceram Plus:

CAMADA	TEMPERATURA FINAL	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO	TEMPO DE COCÇÃO	VÁCUO
Oxidação	980°C	75°C/min	10min	Ausente
Opaco	990°C	75°C/min	1min	Presente
Dentina	940°C	75°C/min	1min	Presente
Glaze	910°C	75°C/min	3min	Ausente

3.2.8. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL :

Os *copings* obtidos foram aleatoriamente divididos e submetidos aos procedimentos determinados para cada grupo, como mostrado na TAB. 3.6:

TAB. 3.6: Delineamento experimental e procedimento a ser realizado em cada grupo:

GRUPO	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL
Ti-6Al-4V (01 a 10)	Ciclo de Cocção da Porcelana Vitatitank ceramic®*
Ti-6Al-4V TT (11 a 20)	Tratamento Térmico Prévio * ¹ + Ciclo de Cocção da Porcelana Vitatitank ceramic®
Ti c.p. (21 a 30)	Ciclo de Cocção Porcelana Vitatitank ceramic
Ti c.p. TT (31 a 40)	Tratamento Térmico Prévio + Ciclo de Cocção da Porcelana Vitatitank ceramic
Pd-Ag (41 a 50)	Ciclo de Cocção da Porcelana Duceram Plus * ²

* Vitatitank ceramic - Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen - Germany)

*¹ O tratamento térmico à temperatura da primeira cocção (800°C), foi realizado previamente à desinclusão e usinagem do *coping*.

*² Duceram Plus – Degussa Hüls (Hanau – Alemanha)

3.2.9. MEDIÇÃO DOS DESAJUSTES CERVICAIS :

Cada *coping* foi posicionado sobre o respectivo dente bovino e assentado mediante carregamento estático axial de 9kgf, aplicado à superfície oclusal por um minuto (VALERA⁴⁷, 1976), com o auxílio de uma prensa pneumática (FIG. 3.6),

sendo retido em posição mediante aplicação de cola plástica, unindo a margem cervical do coping à região do término cervical em dois pontos, sendo inserida por meio de dispositivo aplicador.



FIG. 3.6: Prensa pneumática utilizada para inserção do copings

Considerou-se como “desajuste cervical” a distância linear, em micrometros, entre a margem cervical do *coping* e a margem do preparo executado no dente, sendo medido em quatro pontos previamente estabelecidos pelas marcações inicialmente realizadas.

O conjunto *coping*/dente foi posicionado em uma matriz (FIG. 3.7) que possibilitou a orientação espacial do conjunto, permitindo que a margem cervical do *coping* e do dente preparado fossem mantidas no mesmo plano focal.

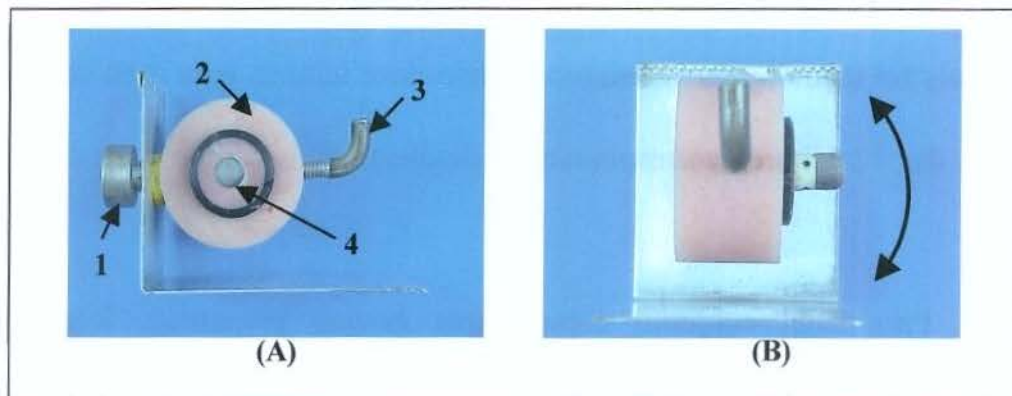


FIG. 3.7: A) Vista lateral da matriz para posicionamento do conjunto *coping*/dente: 1) Parafuso de fixação do suporte em resina acrílica; 2) suporte em resina acrílica; 3) parafuso de fixação do conjunto *coping*/dente; 4) conjunto *coping*/dente; B) Vista frontal da matriz, evidenciando a possibilidade de ajuste da inclinação.

As medidas foram realizadas pelo mesmo avaliador com auxílio de microscópio de mensuração (FIG. 3.8) (STM - Olympus Optical Co. Ltda - Japão), em aumento de 50 vezes, sendo exibidas por unidade de leitura digital para coordenadas X e Y (MMDC 201 - Olympus Optical Co. Ltda - Japão), com valores registrados em milímetros e precisão de 0,5 micrometros.

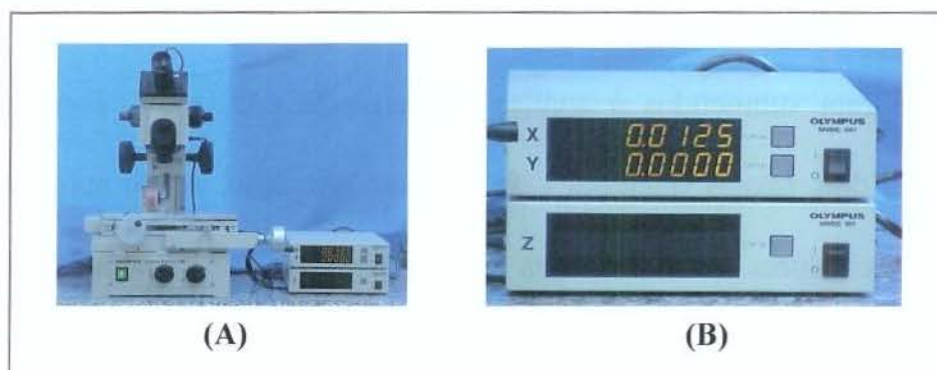


FIG. 3.8: A) Microscópio de mensuração Olympus STM; B) Unidade digital de mensuração MMDC 201.

O desajuste entre dente e coping em cada um dos quatro pontos referenciais foi medido três vezes, totalizando doze leituras para cada corpo-de-prova. A média das 12 leituras correspondia ao desajuste considerado para cada corpo-de-prova.

Para cada conjunto coping/dente bovino preparado, foram realizadas leituras como acima descritas nos seguintes momentos:

- Após a desinclusão dos copings fundidos (grupos Ti-6Al-4V, Ti c.p., e Pd-Ag);
- Após o tratamento térmico (grupos Ti-6Al-4V TT e Ti c.p. TT);
- Após cada fase do ciclo de cocção da porcelana compatível com cada grupo (todos os grupos).

3.2.10. ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Os valores de desajuste cervical (em micrometros) obtidos pelas três leituras nos quatro pontos de referência de cada corpo-de-prova nas fases de avaliação, foram submetidos à análise de variância (ANOVA), considerando o modelo com dois fatores (material e fase) e sua interação, sendo apresentados no Apêndice. Os valores com diferenças significativas foram submetidos ao teste de Tukey, adotando o nível de 5% de probabilidade.

4 - RESULTADOS

Os valores originais relativos ao desajuste cervical foram submetidos à análise de variância (ANOVA), sendo apresentados no Apêndice. A análise estatística foi realizada considerando a alteração nos valores de desajuste cervical em cada *coping* nas diferentes fases de avaliação, após transformação segundo raiz quadrada de $X+0$ para normalizar as variações nos grupos. Os valores com diferenças significativas foram submetidos ao teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade, sendo também apresentados no Apêndice.

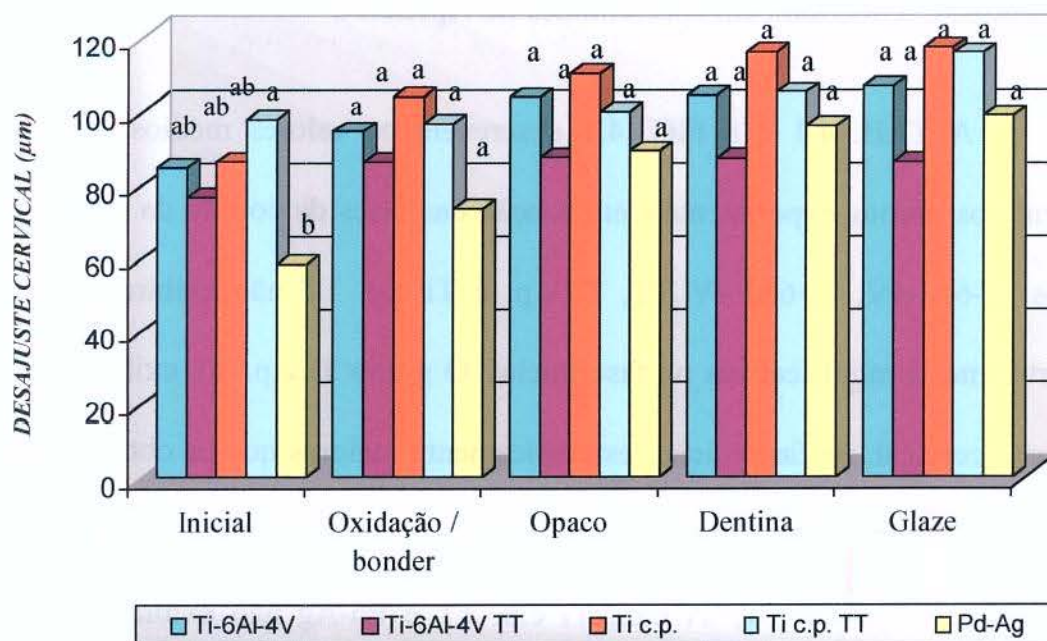
A TAB. 4.1 e a FIG. 4.1 descrevem os valores médios de desajuste cervical dos grupos experimentais em função das fases de cocção da porcelana. Os grupos Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V TT, Ti c.p. e Ti c.p. TT não exibiram diferenças estatisticamente significativas na fase inicial. O grupo Ti c.p. TT exibiu valores de desajuste cervical, na fase inicial, estatisticamente maiores que os obtidos no grupo Pd-Ag, na mesma fase. Os valores médios de desajuste cervical dos grupos Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V TT, Ti c.p., Ti c.p. TT e Pd-Ag não exibiram diferenças estatisticamente significativas nas demais fases de cocção da porcelana (oxidação/*bonder*, opaco, dentina e *glaze*).

TAB. 4.1: Valores médios de desajuste cervical (em μm) dos grupos experimentais em função das fases de cocção da porcelana:

GRUPO	INICIAL	OXIDAÇÃO / BONDER	OPACO	DENTINA	GLAZE
Ti-6Al-4V	84,43 (7,87) ab	94,35 (7,55) a	103,77 (8,81) a	104,12 (8,87) a	106,78 (9,46) a
Ti-6Al-4V TT	76,35 (7,87) ab	86,05 (8,12) a	87,28 (8,90) a	87,12 (8,93) a	86,02 (8,29) a
Ti c.p.	86,09 (17,16) ab	103,96 (18,35) a	110,29 (18,11) a	115,84 (17,99) a	117,22 (17,82) a
Ti c.p. TT	97,66 (11,23) a	96,62 (11,18) a	99,80 (11,69) a	105,16 (11,74) a	115,71 (10,54) a
Pd-Ag	58,11 (6,84) b	73,23 (7,90) a	89,02 (8,14) a	96,03 (7,84) a	98,70 (8,67) a

Médias seguidas de mesma letra na coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Valores () representam o desvio padrão da média



Médias seguidas de mesma letra dentro das fases, não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

FIG. 4.1: Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical (em μm) dos grupos experimentais em função das fases de cocção da porcelana

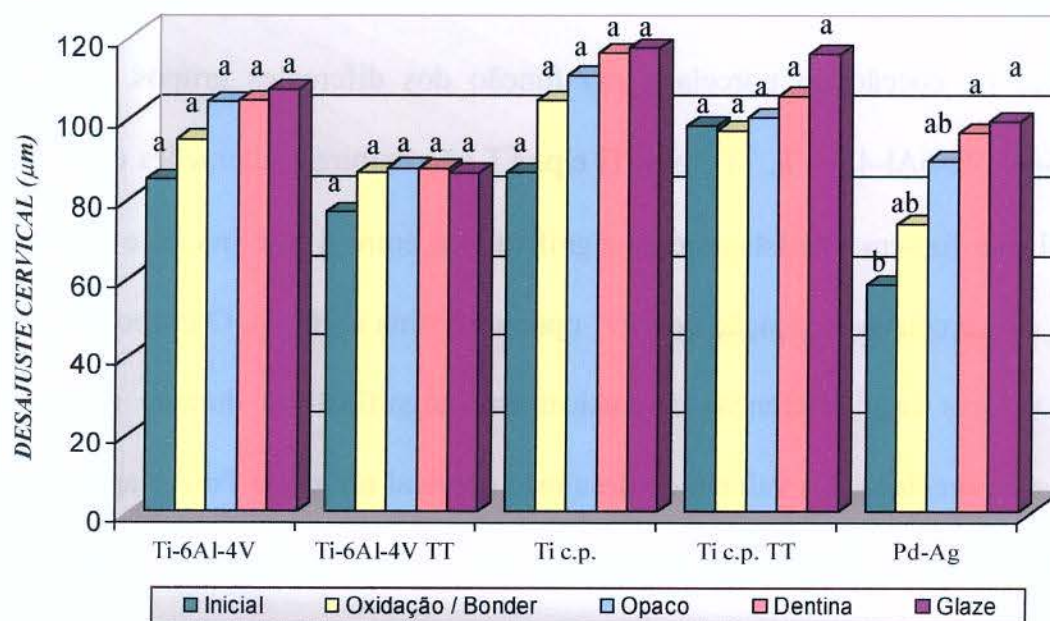
A TAB. 4.2 e a FIG. 4.2 mostram os valores médios de desajuste cervical nas fases de cocção da porcelana em função dos diferentes grupos. Os grupos Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V TT, Ti c.p. e Ti c.p. TT não exibiram alterações de desajuste cervical que fossem estatisticamente significativas entre a fase inicial e as fases de cocção da porcelana (oxidação/*bonder*, opaco, dentina e *glaze*). O grupo Pd-Ag não exibiu valores com diferenças estatisticamente significativas durante as fases de cocção da porcelana. Os valores de desajuste cervical no grupo Pd-Ag apresentaram aumento numérico gradativo no decorrer das fases, sendo que ocorreu diferença com significado estatístico somente quando comparados os valores da fase inicial com os da fase dentina e *glaze*, que foram semelhantes estatisticamente.

TAB. 4.2: Valores médios de desajuste cervical (em μm) das fases de cocção da porcelana em função dos grupos experimentais

	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V TT	Ti c.p.	Ti c.p. TT	Pd-Ag
INICIAL	84,43 (7,87) a	76,35 (7,87) a	86,09 (17,16) a	97,66 (11,23) a	58,11 (6,84) b
OXIDAÇÃO / BONDER	94,35 (7,55) a	86,05 (8,12) a	103,96 (18,35) a	96,62 (11,18) a	73,23 (7,90) ab
OPACO	103,77 (8,81) a	87,28 (8,90) a	110,29 (18,11) a	99,80 (11,69) a	89,02 (8,14) ab
DENTINA	104,12 (8,87) a	87,12 (8,93) a	115,84 (17,99) a	105,16 (11,74) a	96,03 (7,84) a
GLAZE	106,78 (9,46) a	86,02 (8,29) a	117,22 (17,82) a	115,71 (10,54) a	98,70 (8,67) a

Médias seguidas de mesma letra na coluna não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Valores () representam o desvio padrão da média



Médias seguidas de mesma letra dentro dos materiais, não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

FIG. 4.2: Ilustração gráfica dos valores médios de desajuste cervical das fases de cocção da porcelana em função dos grupos experimentais

5 - DISCUSSÃO

A existência de fenda marginal dada pelo desajuste cervical entre o dente e restaurações indiretas pode causar dissolução do material de cimentação, com formação de nicho para crescimento bacteriano, possibilidade de inflamação gengival, recidiva de cárie e inflamação pulpar (FELTON *et al.*¹⁸, TJAN *et al.*⁴⁴, ambos em 1991).

O valor clinicamente aceitável de desajuste cervical é motivo de considerável variação. São relatados valores entre 39 a 119 μ m, com valor médio de 74 μ m para restaurações tipo *inlay* confeccionadas em ligas de ouro (CHRISTENSEN¹², 1966). Já NORTHEAST *et al.*³⁵, em 1992, após avaliarem próteses fixas de três elementos confeccionadas por 30 diferentes laboratórios, verificaram valores de desajuste cervical de 145 μ m nas próteses em liga de metal básico e 106 μ m em liga com 45% de ouro. Por sua vez, DEDMON¹⁵, em 1982, verificou que o valor de desajuste cervical classificado como aceitável exibiu variação de até 60% entre avaliadores e de 40% para um mesmo avaliador.

O titânio é considerado uma alternativa às ligas convencionais (BERG², 1997). Todavia, os valores relatados de desajuste cervical de restaurações em titânio variam entre 54 μ m para restaurações usinadas e 60 μ m para restaurações fundidas,

(LEONG *et al.*²⁷, 1994), 50,92µm para *copings* em Ti c.p. (ORUÇ & TULUNOGLU³⁶, 2000) e 66µm para coroas totais em Ti c.p. (MELONCINI²⁸, 2000). São ainda citados valores de até 600 a 1558µm, quando induzidas variações no tipo de revestimento (MORI *et al.*³³, 1994). Em relação à liga Ti-6Al-4V, SYVERUD *et al.*⁴¹, em 1995, comparando-a com fundições em Ti c.p., citaram que suas margens apresentavam-se menos completas, havendo tendência de aumento na porosidade interna.

Neste estudo, foram obtidos os seguintes valores médios, de desajuste cervical: 84,43µm para Ti-6Al-4V, 86,09µm para Ti c.p. e 58,11 para Pd-Ag, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre os valores, que podem ser considerados como clinicamente aceitáveis.

Deve-se ressaltar que os valores de desajuste cervical são geralmente obtidos em restaurações metálicas não submetidas aos ciclos de cocção para aplicação de porcelanas, ciclos estes, tidos como causadores de distorções nos *copings*, motivando o aumento do desajuste cervical (GEMALMAZ & ALKUMRU¹⁹, 1995 e ANDO *et al.*¹ citado por ANUSAVICE & CARROL, em 1987).

Alguns fatores podem estar relacionados com a distorções dos *copings* após o ciclo de cocção da porcelana, dentre eles a ocorrência de margens cervicais

muito delgadas (BERTOLOTTI & MOFFA⁴, 1980), contaminação da fundição com resíduos de metais de baixo ponto de fusão (SILVER *et al.*⁴⁰, 1960) e liberação de tensões provenientes do processo de fundição (BRIDGER & NICHOLLS⁷, 1981) e/ou do acabamento (TERADA⁴³, 1984), fatos de ocorrência pouco provável neste estudo, dadas os critérios metodológicos adotados. Já fenômenos como o escoamento da liga metálica sob altas temperaturas (TUCCILLO & NIELSEN⁴⁶, 1967) e, podem contribuir mais efetivamente no aumento dos desajustes observados.

Ao término do ciclo de cocção, não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos Ti c. p. e Ti-6Al-4V, seja na comparação entre ambos, seja na comparação com os respectivos valores obtidos previamente aos ciclos de cocção. No entanto, verificou-se que o grupo em liga Pd-Ag,, embora não tenha sido diferente estatisticamente dos demais em nenhuma das fases de cocção, mostrou aumento significativo nos seus valores de desajuste após os ciclos simulados de dentina e *glaze*, comparados com os iniciais.

Especulações podem ser aventadas na busca de explicações aos resultados obtidos. O escoamento, definido como a deformação progressiva de um metal sob ação de uma carga a elevadas temperaturas, pode alterar os valores de desajuste cervical (TUCCILLO & NIELSEN⁴⁶, 1967). A proximidade entre as temperaturas de fusão e do ciclo de cocção e a própria ação da massa da estrutura, poderiam ser capazes de causar deformação em determinadas condições

experimentais. A considerável diferença entre as temperaturas de fusão do Ti c.p. e Ti-6Al-4V em relação às temperaturas de cocção da porcelana Vitatitank ceramic (1.700°C contra 800°C, respectivamente), aliada ao baixo peso específico de ambos, por ter minimizado consideravelmente a possibilidade de escoamento, não interferindo no desajuste cervical (BERTOLLOTTI & MOFFA⁴, 1980; TOGAYA *et al.*⁴⁵, em 1983).

Além disto, há diferentes valores de peso específico entre os materiais pesquisados (Ti-6Al-4V $3,99 \pm 0,28 \text{ g/cm}^3$, contra $4,47 \pm 0,09 \text{ g/cm}^3$ para o Ti c.p. e 11,4 para a liga Pd-Ag). Para um volume constante, a maior massa implicaria em maior possibilidade de escoamento (SYVERUD *et al.*⁴¹, em 1995), reforçando os resultados obtidos com o grupo Pd-Ag. A maior proximidade entre a temperatura do intervalo de fusão (1175° a 1275°C) e temperatura de cocção da porcelana Duceram Plus (990°C), corroboram na argumentação.

Contudo, autores como FAUCHER & NICHOLLS¹⁷ (1980); CAMPBELL & PELLETIER¹⁰ (1992); CAMPBELL *et al.*⁹ (1995); GEMALMAZ & ALKUMRU¹⁹ (1995), citaram que a maior amplitude de distorção ocorreu no ciclo de oxidação (primeiro aquecimento), fato este, não coincidente com os resultados deste estudo. O grupo Pd-Ag – o único a exibir diferenças significativas ao longo dos ciclo de cocção - apresentou desajustes cervicais diferentes significativamente após a simulação das fases de cocção da dentina e *glaze*.

Na tentativa de minimizar as distorções ocorridas com o avanço dos ciclos de cocção das porcelanas, CAMPBELL & PELLETIER¹⁰, em 1992 e KULMER *et al.*²⁵ *apud* GEMALMAZ *et al.*, em 1996, utilizaram um ciclo adicional e prévio de aquecimento, à temperatura de oxidação (primeiro aquecimento), visando a liberação de tensões, obtendo resultados promissores. Baseado em DONACHIE Jr.¹⁶, em 1984, o tratamento térmico em estruturas fundidas em titânio traria inúmeras vantagens, dentre elas, a diminuição das tensões residuais induzidas pela manipulação, processo denominado alívio de tensões.

No presente estudo, o tratamento térmico não trouxe benefício, causando inclusive aumento do desajuste cervical para o Ti c.p. TT, que mostrou-se diferente estatisticamente ao grupo fundido em Pd-Ag na fase inicial. Entretanto, restaurações clínicas, devido à sua configuração e múltiplas faces, poderiam exibir diferentes padrões de distorção (CAMPBELL & PELLETIER¹⁰, 1992). É oportuno cogitar que o tratamento térmico ou uma variação deste, utilizado em estruturas constituídas de vários elementos, espessura não uniforme e geometria irregular poderia trazer influência significativa, causando menor distorção e conseqüente menor desajuste cervical.

CONSIDERAÇÕES SOBRE METODOLOGIA:

Vários autores têm utilizado troquéis metálicos no intuito de simular dentes humanos com preparos protéticos (VALERA⁴⁷, 1976; CAMPBELL & PELLETIER¹⁰, 1992; MELONCINI²⁸, 2000). Contudo, o uso de dentes preparados para a finalidade protética, sejam estes humanos ou bovinos, simulam a utilização das próteses sobre preparos protéticos verdadeiros. Ainda, a dificuldade na obtenção de dentes humanos hígidos (RETIEF *et al.*³⁸, 1990) favorece a utilização dos bovinos.

À medida que o ângulo de inclinação das paredes axiais aproxima-se de zero, ou seja, em situação próxima do paralelismo, há aumento no desajuste cervical da peça protética (OSTLUND³⁷, 1985). O fato é particularmente importante quando se compara os valores médios de desajuste cervical obtidos neste estudo - utilizando inclinação axial de 8° em direção oclusal - com os obtidos em outros, como exemplo MELONCINI²⁸ em 2000 - com 10,4° de inclinação.

Relativo ao ciclo de cocção: sua influência foi simulada sem a efetiva aplicação da porcelana, evitando que outras variáveis pudessem mascarar os resultados do comportamento do metal isoladamente. Aliada ao fato, a suposição de que a contração da porcelana durante a cocção seja a principal responsável pelo aumento do desajuste cervical em restaurações metalocerâmicas é questionável, uma vez que a maior distorção ocorre, como citado por CAMPBELL & PELLETIER¹⁰

(1992), no momento da oxidação inicial da estrutura metálica, quando a porcelana ainda não foi aplicada.

A determinação do número necessário de medições nas margens de coroas unitárias tem sido avaliada com o objetivo de que os resultados fossem relevantes para avaliação do desajuste cervical. Em virtude desta consideração, GROTEN *et al.*²¹, em 2000, consideraram que seriam necessárias 50 medições por restauração, demandando cerca de 220 minutos para a totalização das medições. Esta consideração é válida, porém este número constitui procedimento de difícil execução quando se avalia um número elevado de coroas e fases de leitura, processadas por um único avaliador, como no presente estudo. Considerou-se então que três medições em cada ponto, perfazendo o total de 12 por *coping*, constituiu procedimento viável e condizente com o executado em 1997, por MILAN³⁰.

Dentre as técnicas disponíveis para melhorar a adaptação de restaurações fundidas, encontram-se a utilização de espaçadores sobre o troquel (considerado de uso simples e custo acessível) ou jateamento com partículas abrasivas (SCHWARTZ³⁹, 1986). A necessidade de jateamento da parte interna dos *copings* em Ti c.p. e Ti-6Al-4V com partículas de óxido de alumínio foi um procedimento necessário durante o acabamento, uma vez que a reação entre o metal fundido e material de revestimento é intensa, formando uma camada de alta aderência (MIYAKAWA *et al.*³¹, 1989). Cogita-se que a camada de óxido formada na

superfície interna dos *copings* após o ciclo de cocção possa interferir aumentando os valores de desajuste cervical. Assim, o grupo Ti c.p. foi submetido ao jateamento com partículas de óxido de alumínio após a execução de todo o ciclo de cocção preconizado e verificou-se não haver alteração significativa do desajuste cervical com a condição da camada de óxido removida, o que motivou negligenciar o jateamento nos demais grupos.

A utilização da liga Pd-Ag (Pors On 4) justificou-se por sua ampla utilização clínica e por exibir propriedades físicas, características de manipulação e união à porcelana consideradas como comparáveis ou superiores àquelas decorrentes do uso de ligas nobres (GOODACRE²⁰, 1989). Valores de desajuste cervical semelhantes entre restaurações fundidas em liga à base de Pd-Ag e em liga de ouro tipo III têm sido descritos (TJAN *et al.*⁴⁴, 1991).

Torna-se de suma importância salientar que, no presente estudo, as comparações foram realizadas entre os resultados de desajuste cervical para cada grupo, executando-se nos mesmos, os procedimentos pertinentes à cada metal e liga metálica utilizados, bem como cada sistema de porcelana. As diferenças entre revestimentos, equipamentos de fundição, sistemas de porcelana e temperaturas de cocção são inevitáveis, uma vez que os mesmos constituem partes diferentes de sistemas específicos (ORUÇ & TULUNOGLU³⁶, 2000).

CONSIDERAÇÕES FINAIS:

O aumento do uso do titânio e ligas derivadas em prótese fixa depende da ampliação das pesquisas *in vitro* e investigações clínicas que comprovem sua efetividade (NAKAJIMA & OKABE³⁴, 1996), classificando-o como equivalente ou superior a outros metais e ligas metálicas já de amplo uso. Tais considerações, juntamente com os resultados da presente pesquisa alicerçam o futuro promissor do titânio na Odontologia.

Há de se considerar a fundição de titânio como um procedimento relativamente recente na Odontologia, fato este que denota a possibilidade de avanços significativos. O custo relativo do Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V (R\$ 0,84 o grama) é consideravelmente menor que o de ligas Pd-Ag como o Pors On 4 (adquirido por R\$ 27,00 o grama), fato digno de nota quando se considera o custo final de próteses fixas extensas. Os equipamentos necessários para sua fundição ainda elevam o custo final das estruturas, apesar de possibilitarem um processo de fundição controlado e menos empírico.

Finalmente, o tratamento térmico ora investigado, embora não tenha mostrado eficiência nos *copings* em Ti c.p. e Ti-6Al-4V, dado o caráter inédito do procedimento em fundições odontológicas em titânio, há de se sugerir que modificações e posteriores evoluções possam surtir o efeito outrora desejado.

6 - CONCLUSÃO

Diante dos resultados, conclui-se que:

1. Os valores médios iniciais de desajuste cervical para os *copings* em Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag foram 86,09 μ m, 84,43 μ m e 58,11 μ m respectivamente, não havendo diferenças significativas entre os grupos;
2. Para cada ciclo de cocção das respectivas porcelanas preconizadas, não houve diferenças significativas entre os *copings* em Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag;
3. O ciclo de cocção da porcelana preconizada, não alterou os valores de desajuste cervical entre dos *copings* em Ti c.p. e Ti-6Al-4V quando comparados com os valores iniciais;
4. Os *copings* em Pd-Ag após a fase de cocção da porcelana para dentina e *glaze*, exibiram valores de desajuste cervical significativamente superiores aos da fase inicial;
5. O tratamento térmico à temperatura da primeira cocção (previamente à desinclusão) nos *copings* em Ti c.p. e Ti-6Al-4V não trouxe

diferenças significativas em relação aos grupos Ti-6Al-4V e Ti c.p.
em nenhum dos ciclos de cocção.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ANDO, N. *et al.* Deformation of porcelain bonded gold alloys. *J Jpn Soc Appar Mater*, n.13, p.237-248, 1972 *Apud* ANUSAVICE, K.J., CARROLL, J.E. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *J. dent. Res.*, Washington, v.66, n.8, p.1341-1345, Aug. 1987.
2. BERG, E. Dentist's opinions on aspects of cast titanium restorations. *J. Dent.*, Bristol, v.25, n.2, p.113-117, Mar. 1997.
3. BERGMAN, B. *et al.* A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta odont. Scand.*, Oslo, v.48, n.2, p.113-117, Apr. 1990.
4. BERTOLOTI, R.L., MOFFA, J.P. Creep rate of porcelain-bonding alloys as a function of temperature. *J. dent. Res.*, Washington, v.59, n.12, p.2062-2065, Dec. 1980.
5. BLACKMAN, R., BAEZ, R., BARGHI, N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.67, n.4, p.435-440, Apr. 1992.
6. BRECKER, S.C. Porcelain baked to gold – A new medium in prosthodontics. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.6, n.6, p.801-810, Nov. 1956.
7. BRIDGER, D.V., NICHOLLS, J.I. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.45, n.5, p.507-514, May 1981.
8. CAMPBELL, S., 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.
9. CAMPBELL, S.D. *et al.* Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.74, n.5, p.476-481, Nov. 1995.

* De acordo com a NBR 6023 de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas Abreviaturas de periódicos segundo o "World List of Scientific Periodicals"

10. CAMPBELL, S.D., PELLETIER, L.B. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part II – etiology. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.68, n.2, p.284-289, Aug. 1992.
11. CASTELLANI, D. *et al.* Thermal distortion of different materials in crown construction. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.72, n.4, p.360-366, Oct. 1994.
12. CHRISTENSEN, G.J. Marginal fit of gold inlay casting. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.16, n.2, p.297-305, Mar./Apr. 1966.
13. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised American Dental Association Specification nº 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.94, n.4, p.733-741, Apr. 1977.
14. CRAIG, R.G. *et al.* Cast and wrought base metal alloys. In: _____. *Restorative dental materials*. 10.ed.. St. Louis: Mosby, 1994. Cap.15, p.415-418.
15. DEDMON, H.W. Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings. *Operative Dent.*, Seattle, v.7, n.3, p.97-101, Summer 1982.
16. DONACHIE, M.H. *Titanium: a technical guide*. Metal Parks. OH: ASM International, 1984.
17. 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.
18. FELTON, D.A. *et al.* Effect of *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.65, n.3, p.357-364, Mar. 1991.
19. GEMALMAZ, D., ALKUMRU, H.N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.73, n.1, p.49-54, Jan. 1995.

20. GOODACRE, C.J. Palladium-silver alloys: a review of the literature. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.62, n.1, p.34-37, July 1989.
21. GROTEN, M. *et al.* Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.83, n.1, p.40-49, Jan. 2000.
22. HAMANAKA, H. *et al.* Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. *J. dent. Res.*, Washington, v.68, n.11, p.1529-1533, Nov. 1989.
23. IDA, K., TOGAYA, T., TSUTSUMI, S., TAKEUCHI, M. Effect of magnesia investments in the dental casting of pure titanium or titanium alloys. *Dent Mater J.*, v.1, n.1, p.8-21, Dec. 1982.
24. JONES, T.K. *et al.* Dental implications of nickel hypersensitivity. *J. prosth. dent.*, St. Louis, v.56, n.4, p.507-509, Oct. 1986.
25. KULMER *et al.* Dimensionänderungen der kronendurchmesser von metallkeramikronen während des oxydglühens. *Österr Z Stomatol*, v.75, n.11, p.408-410, mês, 1978. *Apud* GEMALMAZ, D. *et al.* Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal conditioning firing. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.3, p.193-201, Mar. 1996
26. LAUTENSCHLAGER, E. P., MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dental. Res.*, Guildford, v. 43, n.3, p. 245-53, June 1993.
27. 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.
28. MELONCINI, M.A. *Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas.* São Paulo, 2000 (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

29. MENIS, D.L., MOSER, J.B., GREENER, E.H. Experimental porcelain compositions for application to cast titanium. *J. dent. Res.*, Washington. v.65, p.343, 1986. [Abstract, 1565]
30. MILAN, F.M. *Influência de três fontes de calor sobre o ajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas*. Piracicaba, 1997. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
31. MIYAKAWA, O. *et al.* Layered structure of cast titanium surface. *Dent. Mater. J.*, v.8, n.2, p.175-185, Dec. 1989.
32. MOFFA, J.P. *et al.* An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I: Physical properties. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.30, n.4, p.424-431, Oct. 1973.
33. MORI, T. *et al.* The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. *Aust. dent J.*, St. Leonards, v.39, n.6, p.348-352, Dec. 1994.
34. NAKAJIMA, H., OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. *Dent Mat J*, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.
35. NORTHEAST, S.E. *et al.* Metal-ceramic bridges from commercial dental laboratories: alloy composition, cost and quality of fit. *Br. dent. J.*, London, v.172, n.7, p.198-204, Mar. 1992.
36. ORUÇ, S., TULUNOGLU, Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.83, n.3, p.314-318, Mar. 2000.
37. OSTLUND, L.E. Cavity design and mathematics: their effect on gaps at the margins of cast restorations. *Operative Dent.*, Seattle, v.10, n.4, p.122-137, Autumn 1985. [Review]
38. RETIEF, D.H. *et al.* Extracted human *versus* bovine teeth in laboratory studies. *Am. J. Dent.*, San Antonio, v.3, n.6, p.253-258, Dec. 1990.

39. SCHWARTZ, I.S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.56, n.3, p.279-283, Sept. 1986.
40. SILVER, M., KLEIN, G., HOWARD, M.C. An evaluation and comparison of porcelain fused to cast metals. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.10, n.6, p.1055-1064, Nov./Dec. 1960.
41. SYVERUD, M.; OKABE, T.; HERO, H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti an Ar-arc casting machine. *Eur. J. oral Sci.*, Copenhagen, v.103, n.5, p.327-330, Oct. 1995.
42. TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent. Cosmos*, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-1121, Nov. 1907.
43. TERADA, Y. Radiograph stress measurement of porcelain fused to metal. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.52, n.3, p.349-352, Sept. 1984.
44. TJAN, A.H.L. *et al.* Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.66, n.2, p.157-164, Aug. 1991.
45. TOGAYA, T. *et al.* An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J.*, v.2, n.2 p.210-219, Dec. 1983.
46. TUCCILLO, J.J.; NIELSEN, J.P. Creep and sag properties of a porcelain-gold alloy. *J. dent. Res.*, Washington, v.46, n.3, p.579-583, May/June 1967.
47. VALERA, R.C. *Estudo da adaptação gengival de coroas totais fundidas a partir de padrões de cera, de resina acrílica ativada quimicamente e mistos (R.A.A.Q. + cera)*. Bauru, 1976. 72p. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

48. VOITIK, A.J. Titanium dental castings, cold worked titanium restoration – yes or no? The realm of the titanium myth, an initial review of the available facts in the literature, and a beginning collection of clinical observation. *Trends & Techniques*, v.8, n.10, p.23-34, Dec. 1991.
49. WANG, R.R., BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.70, n.3, p.275-276, Sept. 1993.
50. WANG, R.R., FENTON, A. Titanium for prosthodontic application: a review of the literature. *Quintessence int.*, Berlin, v.27, n.6, p.401-408, June 1996.
51. WATANABE, I. *et al.* Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J. dent. Res.*, Washington, v.76, n.3, p.773-779, Mar. 1997.
52. ZAVANELLI, R.A., *et al.* Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V in different storage. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.84, n.3, p.274-279, Sept. 2000.

APÊNDICE

TAB. 1: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V, fase inicial:

C.P. 1 - MÉDIA 71,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	58	99,5	101	48
2ª medição	56,5	82,5	95	47,5
3ª medição	48,5	85,5	89	41,5
Média das medições	54,33	89,16	95	45,66
C.P. 2 - MÉDIA 131,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	170	189	70	101
2ª medição	167	187	80	81
3ª medição	167,5	200	66	95
Média das medições	168,16	192	72	92,33
C.P. 3 - MÉDIA 65,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	62,5	71	67,5	63
2ª medição	49	76,5	67	61,5
3ª medição	54,5	75,5	72	62
Média das medições	55,33	74,33	68,83	62,16
C.P. 4 - MÉDIA 42,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	32,5	48	47	32
2ª medição	42,5	60,5	39,5	35,5
3ª medição	37,5	52,5	38	39
Média das medições	37,5	53,66	41,5	35,5
C.P. 5 - MÉDIA 101,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	99,5	76,5	156	78
2ª medição	89	71	168	78,5
3ª medição	87	79,5	162	77,5
Média das medições	91,83	75,66	162	78
C.P. 6 - MÉDIA 71,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	43	115	76	64,5
2ª medição	61	95	67	54
3ª medição	53	100	68	56,5
Média das medições	52,33	103,33	70,33	58,33
C.P. 7 - MÉDIA 84,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	128	66	0	159
2ª medição	119	70	0	142
3ª medição	117,5	69	0	139
Média das medições	121,5	68,33	0	146,66
C.P. 8 - MÉDIA 95,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	79	171	64	63
2ª medição	99	166	64	77
3ª medição	79	152,5	66	66
Média das medições	85,66	163,16	64,66	68,66
C.P. 9 - MÉDIA 77,95				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	71	64	120	70
2ª medição	69,5	68	103	71,5
3ª medição	68	60,5	104	66
Média das medições	69,5	64,16	109	69,16
C.P. 10 - MÉDIA 104,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	43,5	140,5	152	91
2ª medição	60,5	128	144	76
3ª medição	54	146	143	75
Média das medições	52,66	138,16	146,33	80,66

TAB. 2: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V, fase bonder:

C.P. 1 – MÉDIA 77,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	54	94	110	43
2ª medição	59,5	97	103	47
3ª medição	51	110	115	41
Média das medições	54,83	100,33	109,33	43,66
C.P. 2 – MÉDIA 137,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	162	198	87	100
2ª medição	158	202	85	105
3ª medição	162	197	82	107
Média das medições	160,66	199	84,66	104
C.P. 3 – MÉDIA 72,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	71	101	59	54
2ª medição	75	104,5	57	59
3ª medição	77,5	108	52	57
Média das medições	74,5	104,5	56	56,66
C.P. 4 – MÉDIA 57,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	42	56	79	57
2ª medição	33	59	70	59
3ª medição	36,5	55	83	61
Média das medições	37,16	56,66	77,33	59
C.P. 5 – MÉDIA 110,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	117,5	73	174	64
2ª medição	123	79	179	69
3ª medição	119	85	171	71
Média das medições	119,83	79	174,33	68
C.P. 6 – MÉDIA 73,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	50	115	71	62
2ª medição	53	94	86	57
3ª medição	49,5	99	79	64
Média das medições	50,83	102,66	78,66	61
C.P. 7 – MÉDIA 101,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	156	67	10	171
2ª medição	154	65,5	14	174
3ª medição	147	70	15	179
Média das medições	152,33	67,5	13	174,66
C.P. 8 – MÉDIA 106,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	90	190	78	69
2ª medição	94	187	70	72
3ª medição	92	185	71	80
Média das medições	92	187,33	73	73,66
C.P. 9 – MÉDIA 95,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	84	103	119	77
2ª medição	87	92	127	79
3ª medição	80	97	126	75
Média das medições	83,66	97,33	124	77
C.P. 10 – MÉDIA 111,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	38,5	167	145	78
2ª medição	44	169,5	153	78
3ª medição	50	183	152	79,5
Média das medições	44,16	173,16	150	78,5

TAB. 3: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V, fase opaco:

C.P. 1 - MÉDIA 84,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	65	102	119	54
2ª medição	62	107	125	51
3ª medição	64	98	122,5	49
Média das medições	63,66	102,33	122,16	51,33
C.P. 2 - MÉDIA 162,70				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	211,5	237	91	99
2ª medição	217	228	95	109
3ª medição	220	231	102	112
Média das medições	216,16	232	96	106,66
C.P. 3 - MÉDIA 74,33				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	71	98	67	60
2ª medição	79	103	65	67
3ª medição	72	107	72	31
Média das medições	74	102,66	68	52,66
C.P. 4 - MÉDIA 69,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	57	62	97,5	73
2ª medição	53	57	93	68
3ª medição	61	54	91	67
Média das medições	57	57,66	93,33	69,33
C.P. 5 - MÉDIA 129,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	130	124	182	72
2ª medição	122	125,5	195	77
3ª medição	129	119	193	82
Média das medições	127	122,83	190	77
C.P. 6 - MÉDIA 88,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	73	120	75	84
2ª medição	81	98	87	90
3ª medição	72	111	89	77
Média das medições	75,33	109,66	83,66	83,66
C.P. 7 - MÉDIA 109,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	162	73	17	184
2ª medição	160	73	19	192
3ª medição	157	77	23	182
Média das medições	159,66	74,33	19,66	186
C.P. 8 - MÉDIA 114,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	92	192	85	73
2ª medição	95	202,5	81	77
3ª medição	98	197	92	85
Média das medições	95	197,16	86	78,33
C.P. 9 - MÉDIA 96,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	82	100	125	80
2ª medição	83	95	127	88
3ª medição	86	92	119	81
Média das medições	83,66	95,66	123,66	83
C.P. 10 - MÉDIA 108,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	41	165,5	138	86
2ª medição	47	172	145	80
3ª medição	42	168	141	77
Média das medições	43,33	168,5	141,33	81

TAB. 4: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V, fase dentina:

C.P. 1 - MÉDIA 88,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	70,5	102	120	62
2ª medição	70	103	121	60
3ª medição	72	102,5	122	54
Média das medições	70,83	102,5	121	58,66
C.P. 2 - MÉDIA 162,93				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	215	241	100	97
2ª medição	210	237	102	105
3ª medição	210,5	238,5	97	102
Média das medições	211,83	238,83	99,66	101,33
C.P. 3 - MÉDIA 72,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	69	93	70	51
2ª medição	65	97	69	56,5
3ª medição	66,5	102	69,5	57,5
Média das medições	66,83	97,33	69,5	55
C.P. 4 - MÉDIA 73,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	63	67	99	77
2ª medição	61,5	58	94	78
3ª medição	62,5	59	95,5	72
Média das medições	62,33	61,33	96,16	75,66
C.P. 5 - MÉDIA 130,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	132	124	190	78
2ª medição	134	128	189	77
3ª medição	129	127,5	185	73,5
Média das medições	131,66	126,5	188	76,16
C.P. 6 - MÉDIA 89,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	65	122	82	87
2ª medição	72	111	90	91
3ª medição	71,5	105,5	81,5	92,5
Média das medições	69,5	112,83	84,5	90,16
C.P. 7 - MÉDIA 106,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	160	56	16	189
2ª medição	157	62	18	187
3ª medição	162	61,5	19,5	187,5
Média das medições	159,66	59,83	17,83	187,83
C.P. 8 - MÉDIA 114,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	95	197	87	78
2ª medição	93	201,5	83	79
3ª medição	94,5	199	91	77,5
Média das medições	94,16	199,16	87	78,16
C.P. 9 - MÉDIA 87,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	66	79	115	92
2ª medição	57	77	121	91
3ª medição	61,5	81,5	118	94
Média das medições	61,5	79,16	118	92,33
C.P. 10 - MÉDIA 115,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	54	167,5	142	94
2ª medição	51	171,5	152	91
3ª medição	53,5	174	149,5	87
Média das medições	52,83	171	147,83	90,66

TAB. 5: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V, fase glaze:

C.P. 1 - MÉDIA 90,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	63,5	105	127	65
2ª medição	61	107	131	63
3ª medição	64	107,5	131,5	57
Média das medições	62,83	106,5	129,5	61,66
C.P. 2 - MÉDIA 172,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	220	250	109	105
2ª medição	223	251	107,5	109
3ª medição	221,5	254,3	112	111,5
Média das medições	221,5	251,83	109,5	108,5
C.P. 3 - MÉDIA 74,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	75	93	72	57
2ª medição	73	94	77	53
3ª medição	72,5	91,5	76,5	54,5
Média das medições	73,5	92,83	75,16	54,83
C.P. 4 - MÉDIA 80,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	67	69	105	79
2ª medição	66	67,5	107	83
3ª medição	65,5	71	108,5	82,5
Média das medições	66,16	69,16	106,83	81,5
C.P. 5 - MÉDIA 137,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	137	129	199	79
2ª medição	139,5	31,5	202	85
3ª medição	138	130	201,5	83
Média das medições	138,16	130,16	200,83	82,33
C.P. 6 - MÉDIA 89,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	63	121	80	90
2ª medição	64,5	120	78	95
3ª medição	67	117	85	94,5
Média das medições	64,83	119,33	81	93,16
C.P. 7 - MÉDIA 108,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	160	57	21	192
2ª medição	162	59	22,5	193
3ª medição	161	58,5	21,5	195
Média das medições	161	58,16	21,66	193,33
C.P. 8 - MÉDIA 118,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	97	200	92	79
2ª medição	99,5	201,5	95	82
3ª medição	101,5	199	97,5	82,5
Média das medições	99,33	200,16	94,83	81,16
C.P. 9 - MÉDIA 90,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	67	79,5	119	97
2ª medição	59	81	122	98
3ª medição	62,5	83,5	121,5	96,5
Média das medições	62,83	81,33	120,83	97,16
C.P. 10 - MÉDIA 104,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	40	138	160	91,5
2ª medição	39	132	151	89
3ª medição	39,5	133,5	152	87,5
Média das medições	39,5	134,5	154,33	89,33

TAB. 6: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V TT, fase inicial:

C.P. 11 - MÉDIA 122,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	75	197	103	127
2ª medição	72	183	99,5	137
3ª medição	63	185	97	128
Média das medições	70	188,33	99,83	130,66
C.P. 12 - MÉDIA 86,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	11	69	164	109
2ª medição	20	57	153	109,5
3ª medição	17	60	154	112
Média das medições	16	62	157	110,16
C.P. 13 - MÉDIA 86,95				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	119	80	93	50
2ª medição	127	76,5	91	48
3ª medição	124	91	94	50
Média das medições	123,33	92,5	92,66	49,33
C.P. 14 - MÉDIA 93,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	64,5	77	177	56
2ª medição	71	73,5	180	56
3ª medição	66	68	180	55
Média das medições	67,16	72,83	179	55,66
C.P. 15 - MÉDIA 42,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	57	41	41,5	35
2ª medição	46	43	39,5	39
3ª medição	46	41	40	37
Média das medições	49,66	41,66	40,33	37
C.P. 16 - MÉDIA 84,70				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	78	72	87,5	90
2ª medição	88	83	83	100
3ª medição	82,5	77,5	77,5	97,5
Média das medições	82,83	77,5	82,66	95,33
C.P. 17 - MÉDIA 59,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	59	37	53	114
2ª medição	46,5	37,5	40	101
3ª medição	48,5	35,5	47	99
Média das medições	51,33	36,66	46,66	104,66
C.P. 18 - MÉDIA 38,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	48	45	46	11
2ª medição	47	53	44	15
3ª medição	40	48	54	12
Média das medições	45	48,66	48	12,66
C.P. 19 - MÉDIA 77,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	71,5	46	83	116
2ª medição	63	40	79	118,5
3ª medição	56	46	86	128
Média das medições	63,5	44	82,66	120,83
C.P. 20 - MÉDIA 71,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	37	45,5	174	38
2ª medição	44	62,5	143	35
3ª medição	42	56	147	33,5
Média das medições	41	54,66	154,66	35,5

TAB. 7: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V TT, fase bonder:

C.P. 11 - MÉDIA 140,33				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	88	220	100	149
2ª medição	82	227	101,5	156
3ª medição	91	219	102,5	148
Média das medições	87	222	101,33	151
C.P. 12 - MÉDIA 97,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	30	73	175	109
2ª medição	27	80	172	115
3ª medição	22	78	173,5	117
Média das medições	26,33	77	173,5	113,66
C.P. 13 - MÉDIA 77,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	104	78	78	34
2ª medição	107	85	79,5	40
3ª medição	110	86	82	42
Média das medições	107	83	79,83	38,66
C.P. 14 - MÉDIA 103,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72,5	61	180	80
2ª medição	73	67	185	89
3ª medição	79	74	190	92
Média das medições	74,83	67,33	185	87
C.P. 15 - MÉDIA 56,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	60	61	60	40
2ª medição	64	70	57	42
3ª medição	61	65	55	45
Média das medições	61,66	65,33	57,33	42,33
C.P. 16 - MÉDIA 90,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	100	84	87,5	78
2ª medição	109	89	89	77,5
3ª medição	102	92	95	79
Média das medições	103,66	88,33	90,5	78,5
C.P. 17 - MÉDIA 74,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	48	43	50,5	160
2ª medição	49	42	48	157
3ª medição	52	40	47	162
Média das medições	49,66	41,66	48,5	159,66
C.P. 18 - MÉDIA 48,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	41	70	50	20
2ª medição	50	72	52	25
3ª medição	49	67	60	21
Média das medições	46,66	69,66	54	22
C.P. 19 - MÉDIA 90				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	80	57	91	132
2ª medição	84	54	84	127
3ª medição	92	62	89	128
Média das medições	85,33	57,66	88	129
C.P. 20 - MÉDIA 82,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	27	58,5	192	50,5
2ª medição	35	52	197	47
3ª medição	30	63	189	45
Média das medições	30,66	57,83	192,66	47,5

TAB. 8: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V TT, fase opaco:

C.P. 11 - MÉDIA 143,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	85	215	123	162
2ª medição	84	211,5	125	156
3ª medição	79	198	131	153
Média das medições	82,66	208,16	126,33	157
C.P. 12 - MÉDIA 97,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	28	85	210	76,5
2ª medição	31	80	203	80
3ª medição	24,5	77	198	81,5
Média das medições	27,83	80,66	203,66	79,33
C.P. 13 - MÉDIA 79,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	103	95	110	76,5
2ª medição	96	90	107	80
3ª medição	103,5	91,5	110,5	81,5
Média das medições	100,83	92,16	109,16	79,33
C.P. 14 - MÉDIA 100,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	68	69	170	90
2ª medição	69	73	172,5	85
3ª medição	73	71	181	86,5
Média das medições	70	71	174,5	87,16
C.P. 15 - MÉDIA 42,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	36	40	60	42
2ª medição	28	41,5	52	41
3ª medição	32	48	57,5	37
Média das medições	32	43,16	56,5	40
C.P. 16 - MÉDIA 97,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	110	90	87,5	102
2ª medição	103	93	88	109
3ª medição	101,5	97	93	97
Média das medições	104,83	93,33	89,5	102,66
C.P. 17 - MÉDIA 76,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	55	40	41,5	172
2ª medição	50	46	45	166
3ª medição	49	41	43,5	169
Média das medições	51,33	42,33	43,33	169
C.P. 18 - MÉDIA 51,33				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	40	74	55	27
2ª medição	45	72	57	35
3ª medição	51	69	62	29
Média das medições	45,33	71,66	58	30,33
C.P. 19 - MÉDIA 98,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	102	63	95	142
2ª medição	107	67	87	135
3ª medição	100,5	58	88,5	136
Média das medições	103,16	62,66	90,16	137,66
C.P. 20 - MÉDIA 84,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	15	62	202	60,5
2ª medição	22	60	207	52
3ª medição	21	56	211	50
Média das medições	19,33	59,33	206,66	54,16

TAB. 9: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V TT, fase dentina:

C.P. 11 - MÉDIA 144,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	90	200	120	165
2ª medição	92	205	121,5	163
3ª medição	91,5	199,5	120	161,5
Média das medições	91,16	201,5	120,5	163,16
C.P. 12 - MÉDIA 103,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	31	87	200	98
2ª medição	33,5	82	205	96,5
3ª medição	30	77	207,5	95,5
Média das medições	31,5	82	204,16	96,66
C.P. 13 - MÉDIA 86,79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	75	102	108	55
2ª medição	79,5	105	102	59
3ª medição	82	107,5	109	57,5
Média das medições	78,83	104,83	106,33	57,16
C.P. 14 - MÉDIA 100,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	65	72	172	91
2ª medição	66	71,5	174,5	89
3ª medição	67,5	73	177	87,5
Média das medições	66,16	72,16	174,5	89,16
C.P. 15 - MÉDIA 46,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	18,5	30	56	78
2ª medição	19	32	55,5	79
3ª medição	19,5	31,5	57	82,5
Média das medições	19	31,16	56,16	79,83
C.P. 16 - MÉDIA 97,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	100	96	93	101
2ª medição	102	93	93,5	104
3ª medição	102,5	92,5	91	103,5
Média das medições	101,5	93,83	92,5	102,83
C.P. 17 - MÉDIA 80				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	58	42	48	177
2ª medição	57	38	47	175
3ª medição	58,5	39,5	45,5	174,5
Média das medições	57,83	39,83	46,83	175,5
C.P. 18 - MÉDIA 46,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	42,5	72	50	25
2ª medição	45	69	52	20
3ª medição	43,5	67	52,5	21,5
Média das medições	43,66	69,33	51,5	22,16
C.P. 19 - MÉDIA 84,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	82	44	82	130
2ª medição	87	47	79	127
3ª medição	85,5	48,5	78,5	128
Média das medições	84,83	46,5	79,83	128,33
C.P. 20 - MÉDIA 80,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	20	50	200	50
2ª medição	21	51	197	52
3ª medição	22,5	48,5	210,5	53,5
Média das medições	21,16	49,83	199,5	51,83

TAB. 10: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti-6Al-4V TT, fase glaze:

C.P. 11 - MÉDIA 138,95				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	87	198	110	165,5
2ª medição	86	197	111	160
3ª medição	85	195,5	111,5	161
Média das medições	86	196,83	110,83	162,16
C.P. 12 - MÉDIA 101,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	27	80	195	100
2ª medição	28	79	196	102
3ª medição	28,5	78,5	193	108
Média das medições	27,83	79,16	194,66	103,33
C.P. 13 - MÉDIA 89,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	70	98	100	82
2ª medição	72	102	102	83
3ª medição	71,5	103,5	103,5	85,5
Média das medições	71,16	101,16	101,83	83,5
C.P. 14 - MÉDIA 94,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	60	70	168	87
2ª medição	51	67	167	85
3ª medição	63	62	166,5	86,5
Média das medições	58	66,33	167,16	86,16
C.P. 15 - MÉDIA 43,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	17	27	50	78
2ª medição	16,5	26	51	82
3ª medição	16	26,5	50,5	83,5
Média das medições	16,5	26,5	50,5	81,16
C.P. 16 - MÉDIA 92,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	90	90,5	91,5	97,5
2ª medição	92	92	89	98
3ª medição	91	91,5	88	100,5
Média das medições	91	91,33	89,5	98,66
C.P. 17 - MÉDIA 90,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	49	55	82	172
2ª medição	48	62	83	170
3ª medição	51,5	57,5	85,5	171,5
Média das medições	49,5	58,16	83,5	171,16
C.P. 18 - MÉDIA 53				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	40	65	42	68
2ª medição	39,5	64,5	41	65
3ª medição	38,5	65,5	40,5	66,5
Média das medições	39,33	65	41,16	66,5
C.P. 19 - MÉDIA 77,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	67	40	77	121
2ª medição	68	41	78,5	125
3ª medição	68,5	38,5	77	127,5
Média das medições	67,83	39,83	77,5	124,5
C.P. 20 - MÉDIA 79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	17	54	197	49
2ª medição	21	50	196	47,5
3ª medição	19,5	49,5	199,5	48
Média das medições	19,16	51,16	197,5	48,16

TAB. 11: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p., fase inicial:

C.P. 21 - MÉDIA 210,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	263	296	133	161
2ª medição	267	284	133	151
3ª medição	265	293	123	156
Média das medições	265	291	129,66	156
C.P. 22 - MÉDIA 67,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	91	77	91	28
2ª medição	88,5	69	78,5	30
3ª medição	82	62,5	85	32
Média das medições	87,16	69,5	84,83	30
C.P. 23 - MÉDIA 60,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	69,5	62	77,5	45
2ª medição	73	49	73	49
3ª medição	70,5	46	70	40
Média das medições	71	52,33	73,5	44,66
C.P. 24 - MÉDIA 38,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	34	25	103	0
2ª medição	30	30	97	0
3ª medição	27	26	92	0
Média das medições	30,33	27	97,33	0
C.P. 25 - MÉDIA 54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	43	92	69	32
2ª medição	47	70	62	30
3ª medição	39	83	57	24
Média das medições	43	81,66	62,66	28,66
C.P. 26 - MÉDIA 35,79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	0	64	40	36
2ª medição	0	61	43	38
3ª medição	0	72	43,5	32
Média das medições	0	65,66	42,16	35,33
C.P. 27 - MÉDIA 93,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	85	80	159	54
2ª medição	89	75	161	59
3ª medição	88	65	154	56
Média das medições	87,33	73,33	158	56,33
C.P. 28 - MÉDIA 55,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	40	82	104	0
2ª medição	34	87	95	0
3ª medição	37	86	106	0
Média das medições	37	85	101,66	0
C.P. 29 - MÉDIA 103,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	101,5	43	190	103
2ª medição	103	35	183	112
3ª medição	91	31	147	100
Média das medições	98,5	36,33	173,33	105
C.P. 30 - MÉDIA 140,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	176	168	92	149
2ª medição	174	166	87	124
3ª medição	164	166	84	141
Média das medições	171,33	166,66	87,66	138

TAB. 12: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p., fase bonder:

C.P. 21 - MÉDIA 244,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	272	312	218	174
2ª medição	278	313	210	180,5
3ª medição	276,5	318	209,5	171,5
Média das medições	275,5	314,5	212,5	175,33
C.P. 22 - MÉDIA 83,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	110	87	101	35
2ª medição	105,5	88,5	97	42
3ª medição	107	85	95,5	43
Média das medições	107,5	86,83	97,83	40
C.P. 23 - MÉDIA 72,79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	77	64	87	54
2ª medição	82	69	89	59
3ª medição	81,5	59	91,5	60,5
Média das medições	80,16	64	89,16	57,83
C.P. 24 - MÉDIA 60,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	44	44	113	42
2ª medição	47	37,5	120	37
3ª medição	48,5	39	117,5	35,5
Média das medições	46,5	40,16	116,83	38,16
C.P. 25 - MÉDIA 67,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	49,5	99	72	40
2ª medição	47,5	101	77	42
3ª medição	51,5	102	81,5	44,5
Média das medições	49,5	100,66	76,83	42,16
C.P. 26 - MÉDIA 53,70				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	24	90	52	47
2ª medição	20	92	54	45
3ª medição	22	96	56	46,5
Média das medições	22	92,66	54	43,16
C.P. 27 - MÉDIA 105,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	92	90	172	62
2ª medição	94	89	174	64
3ª medição	93,5	92	171,5	67
Média das medições	93,16	90,33	172,5	64,33
C.P. 28 - MÉDIA 78,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	43	113	124	36
2ª medição	52	112	119	31
3ª medição	49,5	109,5	117,5	30,5
Média das medições	48,16	111,5	120,16	32,5
C.P. 29 - MÉDIA 121,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	110	57	201	113
2ª medição	115	62	202	115
3ª medição	115,5	63,5	197	108,5
Média das medições	113,5	60,83	200	112,16
C.P. 30 - MÉDIA 153,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	178	178	100,5	152
2ª medição	183	176	101	154
3ª medição	184,5	175,5	99	156,5
Média das medições	181,83	176,5	100,16	154,16

TAB. 13: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p., fase opaco:

C.P. 21 - MÉDIA 248,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	273	314	222	182
2ª medição	275	316	221,5	180
3ª medição	276,5	319,5	225	179,5
Média das medições	274,83	316,5	222,83	180,5
C.P. 22 - MÉDIA 93,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	115	92	121	42
2ª medição	117	97	119	43
3ª medição	113,5	95	117	45,5
Média das medições	115,16	94,66	119	43,5
C.P. 23 - MÉDIA 77,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	83	72	92	62
2ª medição	85	68,5	93	63
3ª medição	87,5	69	91,5	66,5
Média das medições	85,16	69,83	92,16	63,83
C.P. 24 - MÉDIA 66,95				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	48,5	48	119	52
2ª medição	49	44	121	50
3ª medição	47,5	45,5	117,5	47
Média das medições	48,33	45,83	119,16	49,66
C.P. 25 - MÉDIA 73,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	52	101	82	52
2ª medição	54,5	103	84	50
3ª medição	53	111	88	47
Média das medições	53,16	105	84,66	49,66
C.P. 26 - MÉDIA 59,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	30	95	62	53
2ª medição	31	97	61,5	48,5
3ª medição	29,5	99,5	60	50
Média das medições	30,16	97,16	61,16	50,5
C.P. 27 - MÉDIA 112,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	100	95	182	72
2ª medição	101	97	180	70
3ª medição	99,5	99,5	179	72,5
Média das medições	100,16	97,16	180,33	71,5
C.P. 28 - MÉDIA 85,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	49	120	129	39
2ª medição	52,5	122	124	45
3ª medição	50,5	125,5	126,5	46
Média das medições	50,66	122,5	126,5	43,33
C.P. 29 - MÉDIA 127				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	119	63	202	119
2ª medição	120,5	67	203	121
3ª medição	117,5	69	207	116
Média das medições	119	66,33	204	118,66
C.P. 30 - MÉDIA 158,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	182	190	101,5	162
2ª medição	183	187	103	160
3ª medição	187	186	105	157
Média das medições	184	187,66	103,16	159,66

TAB. 14: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p., fase dentina:

C.P. 21 - MÉDIA 253,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	275	316	227	190
2ª medição	273	320	229	187
3ª medição	277	321	231	191
Média das medições	275	319	229	189,33
C.P. 22 - MÉDIA 99,33				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	117	99	131	49
2ª medição	120	101	127	53
3ª medição	118	97	128	52
Média das medições	118,33	99	128,66	51,33
C.P. 23 - MÉDIA 84,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	90	78	98,5	70
2ª medição	91	82,5	97	71
3ª medição	93,5	77	96	68
Média das medições	91,5	79,16	97,16	69,66
C.P. 24 - MÉDIA 74,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	49	49	130	60
2ª medição	54	52	131	65
3ª medição	53	55	127	63,5
Média das medições	52	52	129,33	62,83
C.P. 25 - MÉDIA 81,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	60	102	90	60
2ª medição	62	112	95,5	61
3ª medição	67	107	93	64,5
Média das medições	63	107	92,83	61,83
C.P. 26 - MÉDIA 61,79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	39	99	60	42
2ª medição	40	101,5	61	47
3ª medição	37	97	65	53
Média das medições	38,66	99,16	62	47,33
C.P. 27 - MÉDIA 120,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	105	99	192	79
2ª medição	107	97	199	82
3ª medição	108	101	201	77
Média das medições	106,66	99	197,33	79,33
C.P. 28 - MÉDIA 89,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	59	121	132	42
2ª medição	61	125	137,5	43
3ª medição	57	125,5	136	39,5
Média das medições	59	123,83	135,16	41,5
C.P. 29 - MÉDIA 131				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	121	67	209	120
2ª medição	124	72	211	122
3ª medição	123,5	71	212,5	119
Média das medições	122,83	70	210,83	120,33
C.P. 30 - MÉDIA 163,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	182	199	102	165
2ª medição	189	197	105,5	163
3ª medição	192	196,5	107	161
Média das medições	187,66	197,5	104,83	163

TAB. 15: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p., fase glaze:

C.P. 21 - MÉDIA 253,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	270	311	230	194
2ª medição	271	318	231	192
3ª medição	272	325	234	195
Média das medições	271	318	231,66	193,66
C.P. 22 - MÉDIA 102,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	116	100	134	54
2ª medição	120,5	97	135,5	52
3ª medição	118	103	137	57,5
Média das medições	118,16	100	135,5	54,5
C.P. 23 - MÉDIA 86,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	92,5	80	99	73
2ª medição	91	81	98,5	74
3ª medição	90,5	83	100	71
Média das medições	91,33	81,33	99,16	72,66
C.P. 24 - MÉDIA 76,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	49	52	137	62
2ª medição	48,5	55	138	64
3ª medição	53,5	54,5	136,5	64,5
Média das medições	50,33	53,83	137,16	63,5
C.P. 25 - MÉDIA 83,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	105	90	62
2ª medição	75	102,5	94	64
3ª medição	76,5	100	93,5	63,5
Média das medições	74,5	102,5	92,5	63,16
C.P. 26 - MÉDIA 63,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	42	101	64	43
2ª medição	44	104	67	47
3ª medição	46,5	100,5	62,5	41,5
Média das medições	44,16	101,83	64,5	43,83
C.P. 27 - MÉDIA 122				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	104	97	199	82
2ª medição	107	102	197	83
3ª medição	109	101,5	201	81,5
Média das medições	106,66	100,16	199	82,16
C.P. 28 - MÉDIA 90,79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	60	117	134	52
2ª medição	61	121	130	51
3ª medição	57	122	130,5	54
Média das medições	59,33	120	131,5	52,33
C.P. 29 - MÉDIA 131,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	113	68	211	122
2ª medição	120	71	213,5	124,5
3ª medição	121,5	69,5	214	125
Média das medições	118,16	69,5	212,83	123,83
C.P. 30 - MÉDIA 163,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	182	201	105	169
2ª medição	180	200,5	107	164
3ª medição	184	197	107,5	167
Média das medições	182	199,5	106,5	166,66

TAB. 16: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p. TT, fase inicial:

C.P. 31 - MÉDIA 62,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	31	80	47
2ª medição	67	55	90	43
3ª medição	73	52	87	50
Média das medições	70,66	46	85,66	46,66
C.P. 32 - MÉDIA 98,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	63	67	229	53
2ª medição	56	62	225	45
3ª medição	55	66	213	49
Média das medições	58	65	222,33	49
C.P. 33 - MÉDIA 139,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	147	22	238	177
2ª medição	115	29	234	167
3ª medição	125	29	227	163
Média das medições	129	26,66	233	169
C.P. 34 - MÉDIA 102,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	85	162	57	104
2ª medição	89	149	62	109
3ª medição	94	152	52	111
Média das medições	89,33	154,33	57	108
C.P. 35 - MÉDIA 77,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	79	73	79	81
2ª medição	82	84	69	70
3ª medição	79	83,5	70	75
Média das medições	80	80,16	72,66	75,33
C.P. 36 - MÉDIA 85,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	81	88	82	95
2ª medição	83	82	77	95,5
3ª medição	81	87	80	99
Média das medições	81,66	85,66	79,66	96,5
C.P. 37 - MÉDIA 137,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	112	139	127	190
2ª medição	108	132	132	178
3ª medição	109	125	124	175
Média das medições	109,66	132	127,66	181
C.P. 38 - MÉDIA 150,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	189	121	124	157
2ª medição	186	120	140	162
3ª medição	183	121	146	160
Média das medições	186	120,66	136,66	159,66
C.P. 39 - MÉDIA 42,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	52	56	37	33
2ª medição	57	47	32	34
3ª medição	47	50	30	32
Média das medições	52	51	33	33
C.P. 40 - MÉDIA 80,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	74	66	121	82
2ª medição	64	57	111	77
3ª medição	74	57	107	79
Média das medições	70,66	60	113	79,33

TAB. 17: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p. TT, fase bonder:

C.P. 31 - MÉDIA 55,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	70	40	70	39
2ª medição	69	41,5	72	40,5
3ª medição	68,5	42	71,5	43,5
Média das medições	69,16	41,16	71,16	41
C.P. 32 - MÉDIA 105,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	60	65	217	89
2ª medição	61	57	210	87
3ª medição	59,5	58,5	215,5	86,5
Média das medições	60,16	60,16	214,16	87,5
C.P. 33 - MÉDIA 133,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	145	82	242	62
2ª medição	149	84	241	61
3ª medição	151,5	85,5	239,5	57
Média das medições	148,5	83,33	240,83	60
C.P. 34 - MÉDIA 95,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	79	142	67	100
2ª medição	78,5	143	57	101,5
3ª medição	79,5	147	59,5	97
Média das medições	79	144	61,16	99,5
C.P. 35 - MÉDIA 79,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	77	69	75	97
2ª medição	76	67	74,5	98
3ª medição	73,5	70,5	76	96,5
Média das medições	75,5	68,83	75,16	97,16
C.P. 36 - MÉDIA 82,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	81	85	80	92
2ª medição	76	84	84	87
3ª medição	75,5	83,5	79,5	87,5
Média das medições	77,5	84,16	81,16	88,83
C.P. 37 - MÉDIA 136,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	99	135	125	191
2ª medição	105	131	121	187
3ª medição	104,5	132	120,5	185,5
Média das medições	102,83	132,66	122,16	187,83
C.P. 38 - MÉDIA 152,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	187	132	132	163
2ª medição	189	131	131	160
3ª medição	192,5	129	127,5	158
Média das medições	189,5	130,66	130,16	160,33
C.P. 39 - MÉDIA 45,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	53	56	38,5	35
2ª medição	50	53	42	33,5
3ª medição	51,5	52	41	37
Média das medições	51,5	53,66	40,5	35,16
C.P. 40 - MÉDIA 79,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	70	65	110	78
2ª medição	71,5	64	112,5	75
3ª medição	68	60,5	109	72
Média das medições	69,83	63,16	110,5	75

TAB. 18: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p. TT, fase opaco:

C.P. 31 - MÉDIA 56,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	42	72	40
2ª medição	71	44	69	40,5
3ª medição	72,5	45,5	71,5	42
Média das medições	71,83	43,83	70,83	40,83
C.P. 32 - MÉDIA 99,58				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	62	69	220	54
2ª medição	60	65	215,5	53
3ª medição	59	63,5	218	56
Média das medições	60,33	65,83	217,83	54,33
C.P. 33 - MÉDIA 125,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	149	30	250	70
2ª medição	153	39	251	71
3ª medição	151,5	37,5	247	59
Média das medições	151,16	35,5	249,33	66,66
C.P. 34 - MÉDIA 102,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	82	153	69	102
2ª medição	84	154	72	107
3ª medição	81	159	67	103
Média das medições	82,33	155,33	69,33	104
C.P. 35 - MÉDIA 77,70				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	82	72	79	79
2ª medição	81	77	73	82
3ª medição	79,5	75	72	81
Média das medições	80,83	74,66	74,66	80,66
C.P. 36 - MÉDIA 91,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	91	90	91	93
2ª medição	92	96	89	90
3ª medição	95	95	87,5	92,5
Média das medições	92,66	93,66	89,16	91,83
C.P. 37 - MÉDIA 142,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	101	140	127	192
2ª medição	103,5	142	128	197
3ª medição	109,5	144	125	200,5
Média das medições	104,66	142	126,66	196,5
C.P. 38 - MÉDIA 167,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	195	145	143	171
2ª medição	200	153	147	178
3ª medição	200,5	149	148	179
Média das medições	198,5	149	146	176
C.P. 39 - MÉDIA 48,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	55	55	48	34
2ª medição	52,5	52	49	39
3ª medição	53	51	50	42
Média das medições	53,5	52,66	49	38,33
C.P. 40 - MÉDIA 85,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	69	119	79
2ª medição	75	72	115	83
3ª medição	77	68,5	115,5	81
Média das medições	74,66	69,83	116,5	81

TAB. 19: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p. TT, fase dentina:

C.P. 31 - MÉDIA 63,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	74	48	78	52
2ª medição	77	49	79	49
3ª medição	78	47	82	53,5
Média das medições	76,33	48	79,66	51,5
C.P. 32 - MÉDIA 108,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	70	70	222	65
2ª medição	72	69	229	62
3ª medição	73	75	227,5	67
Média das medições	71,66	71,33	226,16	64,66
C.P. 33 - MÉDIA 131,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	154	32	257	72
2ª medição	152	37	256,5	78,5
3ª medição	157	42	261	75
Média das medições	154,33	37	258,16	75,16
C.P. 34 - MÉDIA 107,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	89	162	72	107
2ª medição	87,5	161,5	74	109
3ª medição	91	159	71	110
Média das medições	89,16	160,83	72,33	108,66
C.P. 35 - MÉDIA 83,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	90	78	82	80
2ª medição	92	79	80	81
3ª medição	94	76,5	83,5	83
Média das medições	92	77,83	81,83	81,33
C.P. 36 - MÉDIA 95,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	95	91	97	94
2ª medição	94	94	98	97
3ª medição	96,5	93	96,5	98,5
Média das medições	95,16	92,66	97,16	96,5
C.P. 37 - MÉDIA 147,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	108	145	137	200
2ª medição	110,5	142	135	202
3ª medição	109	147	135,5	201
Média das medições	109,16	144,66	135,83	201
C.P. 38 - MÉDIA 172,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	199	157	153	179
2ª medição	200	152	154,5	182
3ª medição	201	156	157	183,5
Média das medições	200	155	154,83	181,5
C.P. 39 - MÉDIA 52,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	57	58	53	45
2ª medição	55	57	52	40
3ª medição	54	59,5	54	43
Média das medições	55,33	58,16	53	42,66
C.P. 40 - MÉDIA 89				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	78	72	119	82
2ª medição	79	68	122	85
3ª medição	82	74	120	87
Média das medições	79,66	71,33	120,33	84,66

TAB. 20: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Ti c.p. TT, fase glaze:

C.P. 31 - MÉDIA 65,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	49	79	54
2ª medição	73	52	82	59
3ª medição	75,5	53	83	58,5
Média das medições	73,5	51,33	81,33	57,16
C.P. 32 - MÉDIA 112,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	74	72	225	67
2ª medição	75	74	230	72
3ª medição	78	73,5	233	73
Média das medições	75,66	73,16	229,33	70,66
C.P. 33 - MÉDIA 137,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	163	40	261	84
2ª medição	162	41,5	262	83
3ª medição	162,5	42	264,5	81
Média das medições	162,5	41,16	262,5	82,66
C.P. 34 - MÉDIA 112,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	92	168	75	109
2ª medição	93	169	78	111
3ª medição	93,5	167,5	79	112,5
Média das medições	92,83	168,16	77,33	110,83
C.P. 35 - MÉDIA 88,79				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	97	84	84	90
2ª medição	98	82	83	92
3ª medição	97,5	81	85,5	91,5
Média das medições	97,5	82,33	84,16	91,16
C.P. 36 - MÉDIA 99,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	99	97	103	97
2ª medição	102	96	102	98
3ª medição	101,5	95,5	101,5	102
Média das medições	100,83	96,16	102,16	99
C.P. 37 - MÉDIA 156,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	112	152	148	205
2ª medição	117	157	149	207
3ª medição	120	158	147,5	207,5
Média das medições	116,33	155,66	148,16	206,5
C.P. 38 - MÉDIA 178,33				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	205	167	154	184
2ª medição	203	168	157	187
3ª medição	202	165,5	162	185,5
Média das medições	203,33	166,83	157,66	185,5
C.P. 39 - MÉDIA 111,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	63	162	162	54
2ª medição	64	163	161	53
3ª medição	67,5	167	163	55
Média das medições	64,83	164	162	54
C.P. 40 - MÉDIA 95,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	82	80	121	92
2ª medição	85	79	125	91,5
3ª medição	84	83	126	93
Média das medições	83,66	80,66	124	92,16

TAB. 21: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Pd-Ag, fase inicial:

C.P. 41 - MÉDIA 22,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	10	30	30,5	22,5
2ª medição	15	30	33	18,5
3ª medição	12	23,5	27,5	17,5
Média das medições	12,33	27,83	30,33	19,5
C.P. 42 - MÉDIA 84,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	96	186	39,5	40
2ª medição	82,5	186,5	32	33,5
3ª medição	82	176	26,5	29
Média das medições	86,83	182,83	32,66	34,16
C.P. 43 - MÉDIA 57				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	42	128	30	36
2ª medição	35,5	121	32	38,5
3ª medição	33,5	122	26	39,5
Média das medições	37	123,66	29,33	38
C.P. 44 - MÉDIA 63,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	28	166	60,5	39
2ª medição	26	147,5	38,5	34,5
3ª medição	28,5	118,5	38,5	38,5
Média das medições	27,5	144	45,83	37,33
C.P. 45 - MÉDIA 40,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	29,5	36,5	85,5	29,5
2ª medição	30	20,5	78,5	31,5
3ª medição	22	31,5	69,5	26,5
Média das medições	27,16	29,5	77,83	29,16
C.P. 46 - MÉDIA 58,45				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	14,5	54	74	83
2ª medição	11	61	72,5	90
3ª medição	15	58,5	82	86
Média das medições	13,5	57,83	76,16	86,33
C.P. 47 - MÉDIA 90,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	164	85	65,5	52,5
2ª medição	157	79	71	62,5
3ª medição	156	64	64,5	60,5
Média das medições	159	76	67	58,5
C.P. 48 - MÉDIA 70,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72,5	53	100	38
2ª medição	77	78	101	39,5
3ª medição	70	72	94	45,5
Média das medições	73,16	67,66	98,33	41
C.P. 49 - MÉDIA 63,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	19	139	43	56,5
2ª medição	16,5	139,5	36	52,5
3ª medição	19,5	147	36	61,5
Média das medições	18,33	141,83	38,33	56,33
C.P. 50 - MÉDIA 31,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	33	20	35	33
2ª medição	39	25,5	29,5	32
3ª medição	40	28	31,5	28
Média das medições	37,33	24,5	32	31

TAB. 22: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Pd-Ag, fase oxidação:

C.P. 41 - MÉDIA 33,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	17	42,5	41,5	31,5
2ª medição	19	44	40	29
3ª medição	21	45,5	42	27,5
Média das medições	19	44	41,16	29,33
C.P. 42 - MÉDIA 107,16				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	113,5	210,5	49	47
2ª medição	122,5	214,5	51,5	49,5
3ª medição	117,5	213	50	47,5
Média das medições	117,83	212,66	50,16	48
C.P. 43 - MÉDIA 70,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	54	133,5	44	47
2ª medição	51	141	47	45
3ª medição	53,5	140,5	49	43,5
Média das medições	52,83	138,33	46,66	45,16
C.P. 44 - MÉDIA 82				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	43	178	65,5	42
2ª medição	39	178,5	67	44,5
3ª medição	42,5	179	58	47
Média das medições	41,5	178,5	63,5	44,5
C.P. 45 - MÉDIA 55,95				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	41,5	59	91	32
2ª medição	39	55,5	93,5	37
3ª medição	38,5	56	90	38,5
Média das medições	39,66	56,83	91,5	35,83
C.P. 46 - MÉDIA 70,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	45	56	83	90
2ª medição	43	61	87	93
3ª medição	46,5	61,5	88,5	94,5
Média das medições	44,83	59,5	86,16	92,5
C.P. 47 - MÉDIA 111				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	188,5	109,5	74,5	76
2ª medição	189,5	107	76	72
3ª medição	183,5	106	72	77,5
Média das medições	187,16	107,5	74,16	75,16
C.P. 48 - MÉDIA 81,20				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	87,5	75	126	36
2ª medição	93	71,5	121,5	36,5
3ª medição	90,5	78,5	119,5	39
Média das medições	90,33	75	122,33	37,16
C.P. 49 - MÉDIA 78,12				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	19,5	160	67	58
2ª medição	20	172	64	52
3ª medição	21,5	171	71	61,5
Média das medições	20,33	167,66	67,33	57,16
C.P. 40 - MÉDIA 42				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	38	37	52	34
2ª medição	42	38	50	41
3ª medição	44,5	37,5	49,5	40,5
Média das medições	41,5	37,5	50,5	38,5

TAB. 23: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Pd-Ag, fase opaco:

C.P. 41 - MÉDIA 51,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	27	77,5	53,5	49
2ª medição	28	79	52	43
3ª medição	29,5	76	55,5	42,5
Média das medições	28,16	77,5	53,66	44,83
C.P. 42 - MÉDIA 134,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	176,5	230	72	52
2ª medição	182	224,5	74	57
3ª medição	186,5	222,5	75	59,5
Média das medições	181,66	225,66	73,66	56,16
C.P. 43 - MÉDIA 82,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	67	147,5	53	59
2ª medição	69	143	61	62
3ª medição	68,5	145,5	59	58,5
Média das medições	68,16	145,33	57,66	59,83
C.P. 44 - MÉDIA 94,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	52	192	79	61
2ª medição	57	187	78	57
3ª medição	53,5	188,5	77,5	56,5
Média das medições	54,16	189,16	78,16	58,16
C.P. 45 - MÉDIA 75,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	62	77	114,5	47
2ª medição	67	72	109	52
3ª medição	66,5	73,5	111,5	52,5
Média das medições	65,16	74,16	111,66	50,5
C.P. 46 - MÉDIA 78,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	54	71	97	97
2ª medição	55,5	68	93	96
3ª medição	57	69,5	91,5	96,5
Média das medições	55,5	69,5	93,83	96,5
C.P. 47 - MÉDIA 123,5				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	205	117	83	82
2ª medição	201	122	84,5	87
3ª medição	200,5	123,5	87	89,5
Média das medições	202,16	120,83	84,83	86,16
C.P. 48 - MÉDIA 100,66				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	127	87	131	49
2ª medição	131,5	89	134	47,5
3ª medição	135,5	91,5	136,5	48,5
Média das medições	131,33	89,16	133,83	48,33
C.P. 49 - MÉDIA 88,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	42,5	172	73	63
2ª medição	37	177	75,5	64,5
3ª medição	35,5	177,5	72	67
Média das medições	38,33	175,5	73,5	64,83
C.P. 50 - MÉDIA 60,87				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	49	69	49
2ª medição	69	52	73	52
3ª medição	67,5	51,5	75	51,5
Média das medições	69,5	50,83	72,33	50,83

TAB. 24: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Pd-Ag, fase dentina:

C.P. 41 – MÉDIA 53,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	30,5	59,5	62	57
2ª medição	32	62	60,5	59
3ª medição	33,5	61,5	63	62
Média das medições	32	61	61,83	59,33
C.P. 42 – MÉDIA 130,62				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	182,5	200	69	67
2ª medição	184	202,5	72	63
3ª medição	187	203	73	64,5
Média das medições	184,5	201,83	71,33	64,83
C.P. 43 – MÉDIA 93,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	75	152	69	67
2ª medição	79	154	72	72
3ª medição	81	157	68,5	74,5
Média das medições	78,33	154,33	69,83	71,16
C.P. 44 – MÉDIA 103,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	61	198	82	72
2ª medição	60	200,5	85	69
3ª medição	60,5	197	83,5	68,5
Média das medições	60,5	198,5	83,5	69,83
C.P. 45 – MÉDIA 84,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	78	82	121	52
2ª medição	77	84,5	122,5	54
3ª medição	78,5	85	125	57,5
Média das medições	77,83	83,83	122,83	54,5
C.P. 46 – MÉDIA 91,29				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	69	81	112	105
2ª medição	72	80,5	109	101,5
3ª medição	74	82,5	105,5	103,5
Média das medições	71,66	81,33	108,83	103,33
C.P. 47 – MÉDIA 132,75				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	210	121	97	93
2ª medição	211,5	125	102	95
3ª medição	214	126,5	103,5	94,5
Média das medições	211,83	124,16	100,83	94,16
C.P. 48 – MÉDIA 107,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	134	92	142	52
2ª medição	137	97	145	57
3ª medição	137,5	96,5	145,5	58,5
Média das medições	136,16	95,16	144,16	55,83
C.P. 49 – MÉDIA 96,08				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	50,5	182	82	72
2ª medição	51	184	81,5	70
3ª medição	48	180,5	80	71,5
Média das medições	49,83	182,16	81,16	71,16
C.P. 50 – MÉDIA 67,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	81	53	72	52,5
2ª medição	82	54	79	55
3ª medição	85,5	55,5	77,5	57,5
Média das medições	82,83	54,16	76,16	55

TAB. 25: Valores originais de desajuste cervical (em μm) e médias para o grupo Pd-Ag, fase glaze:

C.P. 41 - MÉDIA 54,91				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	32,5	62,5	63,5	59
2ª medição	34,5	64	62	65
3ª medição	30,5	60,5	60,5	64,5
Média das medições	32,5	62,33	62	62,83
C.P. 42 - MÉDIA 134,33				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	190	200	72	69
2ª medição	192	202,5	74	69,5
3ª medição	193,5	204	73,5	72
Média das medições	191,83	202,16	73,16	70,16
C.P. 43 - MÉDIA 76				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	76,5	100	72	50
2ª medição	82	102	74	48
3ª medição	81,5	103,5	75	47,5
Média das medições	80	101,83	73,66	48,5
C.P. 44 - MÉDIA 105,54				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	202	70	79
2ª medição	71	201	68	78
3ª medição	73,5	207	67,5	77,5
Média das medições	72,16	203,33	68,5	78,16
C.P. 45 - MÉDIA 83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	79	89	97	60
2ª medição	84	91	95	62
3ª medição	89	92,5	96	61,5
Média das medições	84	90,83	96	61,16
C.P. 46 - MÉDIA 87,37				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	72	91	113,5	62
2ª medição	74	99	115	61
3ª medição	75	100	117	69
Média das medições	73,33	96,66	115,16	64
C.P. 47 - MÉDIA 143,83				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	205	131	132	99
2ª medição	211	132	134	102
3ª medição	213,5	130,5	131,5	104,5
Média das medições	209,83	131,16	132,5	101,83
C.P. 48 - MÉDIA 113,41				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	140	99	151	59
2ª medição	141	102	154	62
3ª medição	138,5	101,5	153	60
Média das medições	139,83	100,83	152,66	60,33
C.P. 49 - MÉDIA 107,25				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	55	189	89	84
2ª medição	59	194	92	85
3ª medição	62,5	193	95	89,5
Média das medições	58,83	192	92	86,16
C.P. 50 - MÉDIA 81,04				
	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4
1ª medição	91	63	85	94
2ª medição	92	69	89	63
3ª medição	97,5	67,5	94	67,5
Média das medições	93,5	66,5	89,33	74,83

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: ADAPTAÇÃO MARGINAL¹

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	LIGA
B	FASE

ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. > F
LIGA	4	23305,7873201	5826,4468300	4,4524	0,00212
FASE	4	18890,2026406	4722,5506601	3,6088	0,00737
LIGA*FASE	16	19,8230188	1,2389387	0,4047	0,99689
RESÍDUO	225	294436,2484075	1308,6055485		
TOTAL	249	818,9952903			

MÉDIA GERAL: 95,193443

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO: 38,001 %

¹ Planilhas copiadas do programa SANEST

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE OPACO DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	10	110,296997	110,296997	a	A
2	1	Ti-6Al-4V	10	103,770007	103,770007	a	A
3	4	Ti c.p. TT	10	99,804004	99,804004	a	A
4	5	Pd-Ag	10	89,025995	89,025995	a	A
5	2	Ti-6Al-4V TT	10	87,287000	87,287000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE DENTINA DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	10	115,846997	115,846997	a	A
2	4	Ti c.p. TT	10	105,163000	105,163000	a	A
3	1	Ti-6Al-4V	10	104,127991	104,127991	a	A
4	5	Pd-Ag	10	96,039001	96,039001	a	A
5	2	Ti-6Al-4V TT	10	87,126001	87,126001	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE GLAZE DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	10	117,220996	117,220996	a	A
2	4	Ti c.p. TT	10	115,716003	115,716003	a	A
3	1	Ti-6Al-4V	10	106,782996	106,782996	a	A
4	5	Pd-Ag	10	98,710004	98,710004	a	A
5	2	Ti-6Al-4V TT	10	86,029004	86,029004	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 44,12188

D.M.S. 1% = 52,55846

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	50	106,684597	106,684597	a	A
2	4	Ti c.p. TT	50	102,994203	102,994203	ab	AB
3	1	Ti-6Al-4V TT	50	98,694598	98,694598	abc	AB
4	2	Ti-6Al-4V	50	84,570603	84,570603	bc	AB
5	5	Pd-Ag	50	83,023201	83,023201	c	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 19,73190 D.M.S. 1% = 23,50486

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE INICIAL DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	Ti c.p. TT	10	97,664001	97,664001	a	A
2	3	Ti c.p.	10	86,095996	86,095996	a	A
3	1	Ti-6Al-4V	10	84,437000	84,43700	a	A
4	2	Ti-6Al-4V TT	10	76,357007	76,357007	a	A
5	5	Pd-Ag	10	58,111005	58,111005	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE BONDER DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	10	103,962000	103,962000	a	A
2	4	Ti c.p. TT	10	96,624005	96,624005	a	A
3	1	Ti-6Al-4V	10	94,354999	94,354999	a	A
4	2	Ti-6Al-4V TT	10	86,054004	86,054004	a	A
5	5	Pd-Ag	10	73,229999	73,229999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	50	104,891801	104,891801	a	A
2	4	Dentina	50	101,660598	101,660598	a	AB
3	3	Opaco	50	98,036801	98,036801	ab	AB
4	2	Bonder	50	90,845001	90,845001	ab	AB
5	1	Inicial	50	80,533002	80,533002	a	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5% = 19,73190 D.M.S. 1% = 23,50486

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 1 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	106,782996	106,782996	a	A
2	4	Dentina	10	104,127991	104,127991	a	A
3	3	Opaco	10	103,770007	103,770007	a	A
4	2	Bonder	10	94,354999	94,354999	a	A
5	1	Inicial	10	84,437000	84,437000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 2 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Opaco	10	87,287000	87,287000	a	A
2	4	Dentina	10	87,126001	87,126001	a	A
3	2	Bonder	10	86,054004	86,054004	a	A
4	5	Glaze	10	86,029004	86,029004	a	A
5	1	Inicial	10	76,357007	76,357007	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 3 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	117,220996	117,220996	a	A
2	4	Dentina	10	115,846997	115,846997	a	A
3	3	Opaco	10	110,296997	110,296997	a	A
4	2	Bonder	10	103,962000	103,962000	a	A
5	1	Inicial	10	86,095996	86,095996	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 4 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	115,716003	115,716003	a	A
2	4	Dentina	10	105,163000	105,163000	a	A
3	3	Opaco	10	99,804004	99,804004	a	A
4	1	Inicial	10	97,664001	97,664001	a	A
5	2	Bonder	10	96,624005	96,624005	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 5 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	98,710004	98,710004	a	A
2	4	Dentina	10	96,039001	96,039001	a	A
3	3	Opaco	10	89,025995	89,025995	a	A
4	2	Bonder	10	73,229999	73,229999	a	A
5	1	Inicial	10	58,111005	58,111005	a	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5% = 44,12188
D.M.S. 1% = 52,55846

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: ADAPTAÇÃO MARGINAL²
OBSERVAÇÕES TRANSFORMADAS SEGUNDO RAIZ (X+0)

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	LIGA
B	FASE

ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB. > F
LIGA	4	53,7812836	13,4453209	4,3918	0,00231
FASE	4	56,5585203	14,1396301	4,6186	0,00168
LIGA*FASE	16	19,8230188	1,2389387	0,4047	0,98034
RESÍDUO	225	688,8324676	3,0614776		
TOTAL	249	818,9952903			

MÉDIA GERAL: 9,587359

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO: 18,250 %

² Planilhas copiadas do programa SANEST

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	50	10,038184	10,038184	a	A
2	4	Ti c.p. TT	50	10,012717	10,012717	a	A
3	1	Ti-6Al-4V TT	50	9,844382	9,844382	ab	A
4	2	Ti-6Al-4V	50	9,086194	9,086194	ab	A
5	5	Pd-Ag	50	8,967401	8,967401	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5% = 0,95440 D.M.S. 1% = 1,13689

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE INICIAL DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	Ti c.p. TT	10	9,727067	94,615829	a	A
2	1	Ti-6Al-4V	10	9,095441	82,727041	ab	A
3	3	Ti c.p.	10	8,925580	79,665975	ab	A
4	2	Ti-6Al-4V TT	10	8,625916	74,406432	ab	A
5	5	Pd-Ag	10	7,486569	56,048719	b	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE LIGA DENTRO DE BONDER DO FATOR FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Ti c.p.	10	9,907377	98,156116	a	A
2	4	Ti c.p. TT	10	9,674980	93,605241	a	A
3	1	Ti-6Al-4V	10	9,641863	92,965527	a	A
4	2	Ti-6Al-4V TT	10	9,184396	84,353123	a	A
5	5	Pd-Ag	10	8,435250	71,153444	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	50	10,104831	102,107608	a	A
2	4	Dentina	50	9,939526	98,794175	a	A
3	3	Opaco	50	9,751552	95,092763	a	AB
4	2	Bonder	50	9,368773	87,773911	ab	AB
5	1	Inicial	50	8,772115	76,949994	b	B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado
D.M.S. 5% = 0,95440 D.M.S. 1% = 1,13689

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 1 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	10,250668	105,076186	a	A
2	4	Dentina	10	10,125648	102,528742	a	A
3	3	Opaco	10	10,108292	102,177575	a	A
4	2	Bonder	10	9,641863	92,965527	a	A
5	1	Inicial	10	9,095441	82,727041	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 2 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	Opaco	10	9,227856	85,153320	a	A
2	4	Dentina	10	9,219036	84,990683	a	A
3	2	Bonder	10	9,184396	84,353123	a	A
4	5	Glaze	10	9,173763	84,157919	a	A
5	1	Inicial	10	8,625916	74,406432	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 3 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	10,594366	112,240601	a	A
2	4	Dentina	10	10,521777	110,707798	a	A
3	3	Opaco	10	10,241818	104,894841	a	A
4	2	Bonder	10	9,907377	98,156116	a	A
5	1	Inicial	10	8,925580	79,665975	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 4 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	10,658428	113,602092	a	A
2	4	Dentina	10	10,109168	102,195283	a	A
3	3	Opaco	10	9,833536	96,698426	a	A
4	1	Inicial	10	9,727067	94,615829	a	A
5	2	Bonder	10	9,674980	93,605241	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE FASE DENTRO DE GRUPO 5 DO FATOR LIGA

NÚM. ORDEM	NÚM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	Glaze	10	9,846930	96,962029	a	A
2	4	Dentina	10	9,721997	94,517227	a	A
3	3	Opaco	10	9,346257	87,352520	ab	A
4	2	Bonder	10	8,435250	71,153444	ab	A
5	1	Inicial	10	7,486569	56,048719	b	A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância indicado

D.M.S. 5% = 2,13410

D.M.S. 1% = 2,54217