



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA

Cirurgião-Dentista

**DESAJUSTE MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURA DE
PRÓTESE FIXA OBTIDA PELA TÉCNICA DE
FUNDIÇÃO SOBRE-MODELO REFRAATÁRIO**

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

PIRACICABA

-2003-

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



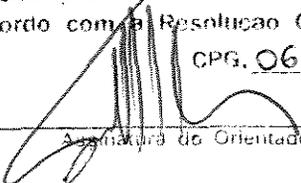
GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA

Cirurgião-Dentista

**DESAJUSTE MARGINAL DE INFRA-ESTRUTURA DE
PRÓTESE FIXA OBTIDA PELA TÉCNICA DE
FUNDIÇÃO SOBRE-MODELO REFRAATÁRIO**

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

CPG. 06 / 05 / 2003


Assinatura do Orientador

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

Orientador: Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

PIRACICABA

-2003-

UNIDADE	PE
Nº CHAMADA	UNICAMP
	C817d
V	EX
TOMBO BC	54271
PROC.	124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	
Nº CPD	

CM00185215-7

BIB ID 293094

Ficha Catalográfica

C817d	<p>Corrêa, Giovani de Oliveira.</p> <p>Desajuste marginal de infra-estrutura de prótese fixa obtida pela técnica de fundição sobre-modelo refratário. / Giovani de Oliveira Corrêa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003.</p> <p>xviii, 118p. : il.</p> <p>Orientador : Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Materiais dentários. 2. Ligas. 3. Titânio. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
-------	---

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



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 20 de Fevereiro de 2003, considerou o candidato GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA aprovado.

1. Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER

3. Prof. Dr. LOURENCO CORRER SOBRINHO

200320600

*“Por mais árdua que seja a luta,
Por mais distante que um ideal se apresente,
Por mais difícil que seja a caminhada,
Existe sempre uma forma de vencer:
Acreditar em você mesmo,
Confiar em Deus e
Seguir adiante!”*

Dedico este trabalho,

Aos meus pais **Francisco e Fátima**, que inúmeras vezes tiveram que renunciar seus sonhos para que eu pudesse continuar a busca e realização dos meus. Agradeço por sempre apontarem o melhor caminho, além de serem exemplos pelo amor incondicional, e confiança que passaram a mim e meus irmãos, gerando em nós a certeza de um porto seguro...

A eles meu eterno amor e gratidão.

Aos meus irmãos **Bianca, Eduardo e Vinícius**, companheiros em qualquer situação, nos momentos felizes e também nos tristes, nas conquistas e nas derrotas, meus melhores amigos...

A **Karina**, pela compreensão, paciência e apoio constante, pelo grande amor e carinho.

A **Maria Eduarda**, meu maior presente, minha princesinha, a grande razão da minha vida.

Ao meu cunhado **André**, que além dos incentivos nas minhas realizações e conquistas sempre foi um grande amigo .

Ao meu sobrinho e afilhado **Leonardo**, pelo grande amor, carinho e felicidade transmitidos.

Aos amigos: **Danilo Caneppele, Sandra Mara, Dario Segreto, Sérgio Tavoraro, Christiano Pereira, Mayra Corrêa e Castro, Marina Biasoli, Guilherme Ungari, Flávio Molina, Renata Serricchio**, pessoas fundamentais em minha vida;

Meus Agradecimentos Especiais

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, Professor Associado da Área de Prótese Parcial Fixa do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação segura e sensata, paciência e dedicação sempre calma e precisa, ajudando-me a transpor os obstáculos encontrados durante o desenvolvimento do trabalho, contribuindo para meu crescimento profissional. Agradeço pela amizade e confiança, pelo exemplo de dignidade e competência.

Ao **Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser**, meu amigo **Max**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, pelo apoio e amizade durante toda minha formação profissional, grande responsável por esta conquista, sempre motivando e procurando ajudar. Mais que um amigo, um segundo Pai.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa e ao Estudo do Estado de São Paulo – FAPESP**, que forneceu todo o apoio financeiro à execução do trabalho. (processo nº 01/07945-3)



Meus Agradecimentos

A **Deus**, que muitas vezes não entendemos devido a sofrimentos e tristezas que vivemos, mas que sempre nos leva a melhores caminhos cheios de alegria e conquistas, iluminando nossa vida e gerando confiança e determinação para superarmos os obstáculos.;

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **FOP - UNICAMP**, nas pessoas do seu diretor Prof. Dr. Thalles Rocha de Mattos Filho e do diretor associado Prof. Dr. Oslei Paes de Almeida.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, professor Titular da área de materiais dentários da FOP – UNICAMP, sempre muito atencioso, um grande exemplo, pela seriedade, atenção e dedicação em suas tarefas.

Ao **Prof. Dr. Mário Fernando de Goes**, professor Titular da área de materiais dentários da FOP – UNICAMP, pela seriedade, competência e entusiasmo que conduz seus trabalhos.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, professor Titular da área de materiais dentários da FOP – UNICAMP, pelo exemplo de crescimento e dedicação profissional, e principalmente pela confiança e amizade.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, professor Associado da área de materiais dentários da FOP – UNICAMP, pelo respeito e ensinamentos passados, um jovem de muita experiência.

Ao **Marcos Blanco Cangiani**, engenheiro mecânico, responsável técnico pelos laboratórios de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, um grande amigo, dedicado e sempre pronto a ajudar.

À **Selma A. Barbosa Segalla**, secretária da Área Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, grande colaboradora, sempre muito atenciosa.

Aos professores doutores da FOP – UNICAMP, **Regina Maria Puppini Rontani, Mauro Antônio Arruda Nóbilo e Marcelo Ferraz Mesquita**, pelos ensinamentos e amizade.

À bibliotecária **Marilene Girello**, da FOP – UNICAMP, pela preciosa orientação nas referências bibliográficas.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – **CAPES**, pela concessão da bolsa de estudos do curso de Pós-Graduação.

Aos Amigos: **Fábio Roberto Dametto, Rogério Vieira Reges e Wagner Luís de Carvalho Bernardo** pela paciência, companheirismo, amizade e respeito, mais que companheiros de casa, verdadeiros irmãos.

Aos colegas do curso de mestrado em Materiais Dentários: **Murilo, Daniela, Roberta, Luciana, Mônica, Gisele, Lô e Leonardo**, pela amizade, convivência e informações trocadas durante o curso.

A todos os colegas de pós-graduação pela agradável convivência, em especial aos amigos: **Edwin, Grace, Danilo, Janaína e Gilberto**.

A todas as pessoas que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

Capítulo	Página
Resumo.....	01
<i>Abstract</i>	03
1. Introdução.....	05
2. Revisão de Literatura.....	11
3. Materiais e Método.....	63
3.1 Etapas de execução.....	63
3.2 Obtenção da matriz metálica.....	64
3.3 Obtenção dos modelos de trabalho.....	65
3.4 Confeção das infra-estruturas pela técnica convencional	66
3.5 Confeção das infra-estruturas pela técnica de fundição sobre-modelo refratário.....	75
3.6 Leitura dos desajustes marginais.....	81
3.7 Análise estatística.....	82
4. Resultados.....	85
5. Discussão.....	91
6. Conclusão.....	99
7. Referências.....	101
8. Anexo.....	109

RESUMO

A soldagem é uma alternativa para a obtenção de melhor ajuste marginal de retentores metálicos de próteses fixas, de três ou mais elementos. No entanto, há a possibilidade de ocorrerem defeitos nas uniões soldadas ou distorções de todo o conjunto. Embora a adaptação não esteja assegurada, as fundições tipo monobloco são vantajosas quanto à economia de tempo, resistência e durabilidade da infra-estrutura. O propósito desse trabalho foi avaliar o desajuste marginal de infra-estruturas de próteses fixas fundidas em monoblocos, porém obtidas por fundição sobre-modelo refratário, comparando os resultados com os obtidos pela técnica convencional de fundição de próteses fixas. A viabilidade da técnica foi simultaneamente medida em estruturas fundidas em Ti c.p. e nas ligas Ti-6Al-4V e Ni-Cr. Inicialmente uma matriz metálica foi duplicada em silicona por adição para a obtenção dos modelos de trabalho. Sobre os modelos foram encerados os padrões simulando infra-estruturas de próteses fixas, correspondendo às fundições convencionais nas três ligas avaliadas. Para a fundição sobre-modelo, a matriz metálica foi duplicada e modelos em revestimento foram obtidos (em Rematitan Plus para as estruturas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V e em Talladium, para a liga de Ni-Cr). Sobre os modelos de revestimento foram encerados os padrões simulando as infra-estruturas protéticas, sendo o conjunto padrões/modelo refratário, incluído para a realização das fundições. As infra-estruturas após a fundição foram jateadas com óxido de alumínio, ajustadas internamente e acabadas com fresas. Os desajustes marginais foram medidos em microscópio mensurador (STM - Olympus - Japão) com aumento de 50 X e precisão de 0,5 μ m. Os valores obtidos foram submetidos a análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância. Os desajustes médios obtidos para a técnica de fundição sobre-modelo (82,86 μ m para Ti c.p.; 64,41 μ m Ti-6Al-4V; e, 77,24 μ m para Ni-Cr) foram significativamente menores que os obtidos pela técnica convencional (106,36 μ m para Ti c.p.; 75,73 μ m Ti-6Al-4V; e, 101,96 μ m para Ni-Cr). Para ambas as técnicas, dentre os materiais avaliados, o desajuste marginal foi significativamente diferente, apresentando-se na seguinte ordem decrescente: Ti c.p, Ni-Cr e Ti-6Al-4V.

ABSTRACT

Soldering has been an alternative for achieving acceptable marginal fit of metallic crowns of 3-unit fixed frameworks to the respective abutments, in detriment of the single-piece casting. However, defects at the joined areas or distortions of the entire frame are frequent. Although adaptation can not be assured, single-piece casting presents advantages such as time saving, strength and strength of the framework. The purpose of this study was to evaluate the marginal fit of frameworks for fixed prostheses using the method of single-piece casting using a refractory die, comparing the results with the conventional casting technique for fixed prosthodontics. The viability of the technique was simultaneously measured in casting frames fabricated from c.p. Ti and Ti-6Al-4V and Ni-Cr alloys. Initially a metallic cast was prepared and duplicated using addition silicone for making working casts. For the conventional technique, the 3-unit simulated frameworks were waxed over the working casts. For the single-piece casting, the metallic cast was duplicated and investment dies were made (Rematitan Plus – c.p. Ti and Ti-6Al-4V; Talladium – Ni-Cr). The frameworks were waxed on the investment casts that were invested for the castings. After casting, the frameworks were air-abraded with aluminum oxide particles, adjusted and finished with the aid of wheels. The marginal fit was measured under a measurer microscope (Olympus – Japan) with X50 magnification and the values were submitted to the Tukey's test at a 5% level of significance. The mean values for the single-piece casting technique (82,86 μm – c.p.Ti.; 64,41 μm – Ti-6Al-4V; 77,24 μm – Ni-Cr) were significantly lower than the values for the conventional technique (106,36 μm – c.p.Ti.; 75,73 μm – Ti-6Al-4V; 101,96 μm – Ni-Cr). For both techniques, the marginal fit values for the metals evaluated were significantly different, as follow (from the higher to the lower): c.p.Ti, Ni-Cr e Ti-6Al-4V.

1. INTRODUÇÃO

Aproximadamente 100 anos após a introdução da técnica da cera perdida por TAGGART, em 1907, as fundições odontológicas ainda permanecem circundadas por falhas estruturais em relação à adaptação marginal. A fundição de infra-estruturas extensas (três ou mais elementos) sobre dentes ou implantes é ocorrência corriqueira, porém repleta de imperfeições e defeitos às condições clínicas. As falhas são decorrentes dos materiais empregados durante o processo de manufatura - e sua manipulação – ou são conseqüentes da própria técnica de fundição - que permanece praticamente inalterada desde sua introdução.

No que se refere aos materiais: a técnica da cera perdida inicialmente propunha a utilização de ligas nobres para a fundição. Na década de 70, devido aos constantes e vultuosos aumentos de preços, ligas alternativas compostas de metais não nobres, em especial as ligas de níquel-cromo (Ni-Cr), foram desenvolvidas. Atualmente, buscam-se novos metais e ligas, que além de baixo custo relativo e propriedades semelhantes ao das ligas nobres, apresentem biocompatibilidade. Dentre estas, destaca-se o titânio (TAIRA *et al.*, 1989).

O titânio, descoberto e batizado por Klaproth, em 1795, foi introduzido na Odontologia por PARR *et al.*, em 1985. Devido à alta resistência mecânica, e baixo peso específico, possibilita a construção de estruturas leves e altamente resistentes (WANG & FENTON, 1996). Sua biocompatibilidade, bem como a alta resistência à corrosão, deve-se a formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, que praticamente inibe o ataque eletroquímico, permitindo o

íntimo contato de biomoléculas (LUCAS & LEMONS, 1992). Por motivos como esses, o titânio tornou-se o material de preferência na confecção de implantes (LAUTENSCHLAGER & MONAGAN, 1993). O uso do titânio em prótese dental tornou-se vantajoso devido a baixa condutibilidade térmica, baixo custo relativo e por permitir a identificação de vazios e outras irregularidades nas fundições mediante exames radiográficos, (BOENING *et al.*, 1992; WALTER, 1994; NAKAJIMA & OKABE, 1996).

Além do titânio comercialmente puro (Ti c.p.), formulações de ligas vêm sendo estudadas e dentre elas, o sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) tem sido o mais utilizado por possuir melhores propriedades físicas e mecânicas em relação ao metal puro, além de apresentar maior resistência à flexão, maior dureza e coeficiente de expansão térmica ligeiramente maior (WANG & FENTON, 1996), que dependendo da indicação podem ser consideradas como vantagens.

Apesar de o Ti c.p. e suas ligas apresentarem propriedades mecânicas, físicas e biológicas desejáveis, os mesmos requerem procedimentos especiais de fundição, revestimentos e equipamentos para prevenir contaminações (BERGMAN *et al.*, 1990; BESSING & BERGMAN, 1992). Além disso, devido ao baixo peso específico, a injeção do metal liqüefeito no molde de revestimento requer cuidados no processo de fundição, como a utilização de câmara de vácuo como forma de compensar o menor escoamento, tornando a técnica de centrifugação convencional inadequada (IDA *et al.*, 1980; CRAIG *et al.*, 1997).

Todavia, quanto à adaptação marginal, quantidade de defeitos de fundição e conseqüentemente maior longevidade da peça protética, ainda não se

conseguiu um substituto para as ligas nobres (CONTRERAS, 2002; FONSECA, 2002). O emprego de ligas alternativas, dentre elas, o titânio, é dependente do propósito de aplicação e de aperfeiçoamentos na manipulação.

Por outro lado, defeitos de fundição podem ser oriundos da própria técnica: a fundição por cera perdida originalmente proposta, visava obter infra-estruturas em monoblocos (peças únicas). Porém, segundo SCHIFFLEGER *et al.*, 1985a e BRUCE, 1964, quanto maior a peça protética, maior a distorção. Conseqüentemente a ocorrência de desajustes marginais inaceitáveis clinicamente é freqüente.

Independentemente do tipo de liga metálica a se utilizar, a técnica de fundição em monobloco busca rapidez, sem, contudo, ser unânime no ideal assentamento - ou naquele dito clinicamente aceitável - sobre os implantes e/ou dentes pilares que as retêm (JEMT & LINDEN, 1992). Assim para a obtenção de próteses fixas extensas em monoblocos, métodos alternativos foram propostos tentando melhorar a adaptação marginal. Dentre estes, o corte da estrutura, novo relacionamento e soldagem dos segmentos, é método viável para se reduzir as distorções providas da fundição.

A união dos componentes de uma prótese parcial fixa através de pontos de solda é manobra comum e a precisão das várias fases que compõem o protocolo de soldagem - como espaço para solda, preparo das superfícies a serem soldadas, expansão do revestimento, contração da solda e aquecimento das partes - têm influência direta na condição final de adaptação e resistência da peça obtida.

Para a realização da soldagem em ligas alternativas, o processo convencional com uso de maçarico, liga de solda e fundente é o mais acessível e difundido. Contudo, segundo FEHLING *et al.*, 1986, é uma técnica sensível e de resultado final imprevisível. Para HENRIQUES, *et al.*, 1997, a soldagem traz prejuízos à estrutura obtida, pela presença de uma interface metal/liga de solda, pelo tratamento térmico imposto à estrutura ou pela presença de defeitos como vazios e inclusões.

No titânio e ligas derivadas, faz-se necessária a soldagem “*laser*” - adequada também às demais ligas - por ser realizada em ambiente inerte, dispensar o uso de ligas heterogêneas de solda e prover aquecimento extremamente localizado, restringindo a zona afetada pelo calor. O procedimento apresenta-se mais preciso e com melhores resultados que os realizados pela técnica de soldagem convencional. No entanto, não elimina a ocorrência de defeitos que não são visualizados ao término do procedimento, mas que reduzem grandemente a vida em serviço do artefato soldado (MIRAGLIA, 2001).

Convencional ou a “*laser*”, a técnica de soldagem tem gerado controvérsias a ponto de ser considerada o elo fraco na construção de uma prótese fixa metalocerâmica. Além disto, mesmo tendo como indicação principal a diminuição de desajustes marginais, distorções podem advir, cabendo principalmente ao operador, a responsabilidade de mantê-las em níveis mínimos e clinicamente aceitáveis (ARAÚJO, 1969).

Deste modo, se por um lado a técnica de soldagem é um procedimento amplamente empregado na construção das próteses parciais fixas para se obter

melhor adaptação, por outro pode ser um fator de negativa influência à sobrevivência da prótese e à própria adaptação (MIRAGLIA, 2001). Contrariando a própria evolução das técnicas, autores como PENZER, 1953; RUBIN & SABELLA, 1955; FUSAYAMA *et al.*, 1966; DARVENIZA & MARTIN, 1982 defendem que as próteses fixas sejam obtidas em monobloco – assim como originalmente proposto - destacando como vantagens da técnica, a obtenção de conexões mais resistentes, ausência de alterações dimensionais, economia de tempo para o dentista e paciente e, conseqüente, diminuição do custo final da prótese.

Contudo, na tentativa de entender as causas dos desajustes marginais advindos da fabricação de infra-estruturas de próteses parciais fixas de três ou mais elementos num único bloco, resta-nos rever a técnica passo-a-passo. Nela, obtêm-se os padrões em cera sobre um modelo de gesso devidamente troquelizado. O enceramento é removido e incluído isoladamente em revestimento. Uma prótese removível, por sua vez, devido a sua geometria, dimensões e localização dos retentores, é encerada diretamente sobre um modelo refratário (obtido por duplicação do modelo final) e todo o conjunto incluído em revestimento para fundição. É a chamada fundição sobre-modelo.

Pode-se imaginar, então, que o método de fabricação de próteses fixas possa induzir distorções na peça, mesmo antes da fundição, por alteração dimensional ou indução de tensões ao material de confecção do padrão - cera ou resina acrílica (DARVENIZA & MARTIN, 1982). O mesmo não ocorreria na técnica de fabricação de removíveis, já que a precisão da fundição estaria em função do modelo duplicado e não do padrão obtido. Partindo dessa idéia, RUBIN &

SABELLA (1955) e ABRAMOWSKY (1960) propuseram a associação das técnicas de fundição de próteses fixas e de removíveis, recomendando que o padrão encerado sobre o modelo de gesso fosse transferido para um modelo duplicado em revestimento, realizando então, a fundição sobre-modelo. Entretanto, o método não foi avaliado quanto aos seus reais benefícios, principalmente quanto à adaptação marginal da peça obtida.

Imaginando-se que a técnica de fundição sobre-modelos possa apresentar melhor ajuste que a técnica de fundição convencional, propõe-se o enceramento dos padrões diretamente sobre o modelo refratário, modificando a técnica inicialmente proposta por RUBIN & SABELLA (1955) e ABRAMOWSKY (1960), fazendo com que os objetivos deste trabalho fossem:

1- Avaliar o desajuste marginal de infra-estruturas fundidas pela técnica de fundição sobre-modelo refratário, comparando os valores encontrados com os obtidos pela técnica de fundição convencional (mediante a confecção de padrões sobre modelo de gesso);

2- Verificar os desajustes marginais das infra-estruturas fundidas por ambas as técnicas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e ligas dos sistemas titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) e níquel-cromo (Ni-Cr).

2. REVISÃO DA LITERATURA

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

PENZER, em 1953, discorreu sobre fundição de prótese fixa em um só bloco com o objetivo de diminuir o número de sessões clínicas, através da eliminação dos procedimentos de soldagem que enfraqueciam as conexões. A técnica consistiu em obter um modelo de estudo e restaurá-lo com cera ou resina

acrílica. Os dentes pilares foram preparados, a moldagem realizada de maneira usual e o modelo de trabalho confeccionado com troqueis removíveis. Em um molde de alginato, obtido do modelo de estudo restaurado, resina acrílica foi vertida sobre as cavidades dos dentes correspondentes à prótese e a moldeira levada à boca do paciente ou ao modelo de trabalho com os dentes pilares perfeitamente isolados. Após os ajustes e acabamentos necessários serem realizados sobre o modelo de trabalho, o padrão foi fundido com liga de ouro. Esta técnica, segundo o autor, apresentava vantagens em relação à prótese soldada, pois sua qualidade não era inferior a qualquer outro tipo de prótese, além de não apresentar as falhas provenientes da soldagem.

BRUNO, em 1955, apresentou técnica para a confecção de uma prótese parcial fixa anterior de seis elementos em um só bloco, que consistia em: 1) metalização de troqueis a partir de moldagens unitárias com anéis de cobre; 2) obtenção do modelo de trabalho através do posicionamento individual dos troqueis em matrizes unitárias de resina acrílica transferidas da boca por uma moldagem com gesso; 3) união dos pinos formadores dos condutos de alimentação aos padrões de cera e inclusão destes numa camada de revestimento previamente à sua remoção do modelo, para evitar qualquer possibilidade de movimentação das partes; 4) confecção dos padrões utilizando casquetes de resina acrílica para diminuir os efeitos de possíveis alterações dimensionais. Segundo o autor, esta técnica possibilitava a eliminação da soldagem que freqüentemente provocava a deslocação do metal e distorção da prótese, diminuindo o tempo de trabalho

despendido com o paciente e aumentando a precisão dos procedimentos laboratoriais, com resultado estético superior.

RUBIN & SABELLA, em 1955, apresentaram técnica que possibilitava eliminar a soldagem e seus problemas. Nela, a estrutura era fundida em um só bloco, com todos os detalhes anatômicos inteiramente sob controle do profissional, e assegurando ausência de torção ou pressão sobre os dentes pilares no assentamento da prótese. A técnica consistia em moldar os dentes preparados com hidrocolóide reversível, confeccionar o modelo de trabalho com troques removíveis e articulá-los com o modelo antagonista. Para as próteses fixas de três elementos, os padrões de cera foram confeccionados no modelo de trabalho e para as próteses extensas, os padrões foram obtidos a partir do modelo principal e transferidos para um modelo refratário duplicado do modelo de trabalho. Após o selamento das margens, o conjunto com os padrões e modelo refratário foi incluído e fundido. Os autores justificaram a técnica em função das várias desvantagens que a soldagem apresentava: distorção da estrutura metálica pela contração da solda; fragilidade da área soldada devido a sua menor resistência em relação à liga de origem; dificuldade de controlar a quantidade de solda durante o procedimento da soldagem, tendo como conseqüência alterações na anatomia oclusal devido ao escoamento do excesso de solda e consumo de maior tempo clínico e laboratorial.

BRALY JUNIOR, em 1957, apresentou técnica para obtenção de uma prótese parcial fixa de três elementos em um só bloco. A prótese descrita envolveu o incisivo e o canino superiores direitos como dentes pilares e o lateral como pântico. Os dentes apresentavam preparos parciais tipo $\frac{3}{4}$, o enceramento foi realizado pelo método direto e a fundição com liga de ouro. Segundo o autor, a técnica apresentava economia de tempo na clínica e no laboratório e ausência de pontos solda que pudessem ser focos de fragilidade. Além disto, a prótese podia ser confeccionada num único dia. Seu assentamento era mais fácil, e os dentes ficavam sujeitos a menor torque quando da instalação.

ABRAMOWSKY, em 1960, ao confeccionar próteses parciais fixas em um só bloco, desenvolveu uma técnica que consistia na duplicação do modelo de trabalho em revestimento. A escultura e o ajuste oclusal dos padrões de cera foram realizados no modelo de trabalho e em seguida transferidos para o modelo refratário para a realização do selamento marginal e da inclusão. A fundição foi realizada com liga de ouro. De acordo com o autor, a técnica, além dos resultados satisfatórios, apresentava como vantagens: eliminação da soldagem, economia de tempo para o dentista e paciente, adaptação perfeita das margens dos retentores sobre os dentes pilares e a cimentação imediata das próteses, sem qualquer período de adaptação ou de ajuste.

NISHIMURA *et al.*, em 1961, avaliaram a adaptação marginal de próteses parciais fixas de quatro elementos, constando de dois retentores e dois

pônticos fundidos num só bloco e soldados da seguinte maneira: dois e três pontos de solda de uma só vez e cada pôntico sendo soldados individualmente aos retentores e depois unidos entre si. Os autores elaboraram um modelo de aço inoxidável, duplicaram-no em gesso e empregaram o método indireto de enceramento e técnicas de inclusão e de fundição preconizadas por FUSAYAMA, em 1959. A liga utilizada foi à base de cobre (Progold), similar às ligas de ouro tipo II e III. Após as coroas terem sido limpas e adaptadas sobre o modelo metálico, foram transferidas para o modelo de gesso onde assentaram perfeitamente sob pressão digital. Os pônticos foram alinhados entre os retentores de maneira que ficassem afastados por um espaço de 0,13 mm. Foram fixados com cera pegajosa, incluídos em revestimento à base de quartzo e soldados com liga de prata. Os desajustes das próteses foram medidos através de um microscópio comparador, sendo que os resultados mostraram que as próteses onde cada pôntico foi previamente soldado a um dos retentores e depois unido entre si apresentaram os melhores resultados de adaptação. No entanto, entre todos os grupos, aquele fundido em um só bloco apresentou-se ainda melhor adaptado e com a vantagem de ser uma técnica mais simples.

HERRICK *et al.*, em 1962, para estudarem a adaptação de próteses fixas de três elementos fundidas em um só bloco, confeccionaram um modelo com dois troqueis de aço que foram torneados para receber coroas totais com término cervical em forma de ombro e paredes axiais com inclinação de 2,5°. Os troqueis foram posicionados e fixados no modelo para que um espaço correspondente a

um elemento ficasse entre eles. Os padrões foram confeccionados em cera com auxílio de matriz e unidos a um pântico de forma circular, com dois milímetros de espessura. O formador do conduto de alimentação foi fixado paralelamente à superfície correspondente a oclusal do pântico e, de cada lado, um outro conduto de ventilação foi localizado junto à região do padrão mais próxima ao cadinho. A inclusão foi realizada com revestimento e água na temperatura ambiente e a mistura foi espatulada e vazada a vácuo. Após cinco minutos do início da espatulação, quantidade pré-determinada de água foi acrescentada à mistura e o revestimento deixado tomar presa durante 1 hora. A eliminação da cera ocorreu elevando a temperatura do forno a 455°C e, após uma hora nesta temperatura, a fundição foi realizada em centrífuga com uma liga de ouro tipo III. As peças foram limpas, decapadas em solução de ácido clorídrico a 35% e assentadas no modelo. Para todo o experimento foram fundidas setenta próteses que, segundo os autores, apresentavam boa adaptação sobre o modelo, com praticidade técnica.

FUSAYAMA *et al.*, em 1964, avaliaram a precisão de próteses parciais fixas de quatro elementos fundidos em um só bloco e unidas por soldagem com um, dois e três pontos de solda. Para a realização do trabalho, idealizaram um modelo de aço inoxidável com dois troqueis afastados por um espaço de 20 mm e preparados para receberem coroas totais com término cervical em forma de ombro. Foram confeccionadas cinco próteses para cada grupo, em uma liga de cobre, e após a realização das medições dos desajustes na área cervical, observaram que o mesmo foi menor à medida que diminuía o número de pontos

de solda. Mesmo assim, afirmaram que o desajuste foi menor para as próteses fundidas em um só bloco. Os autores observaram que as próteses soldadas apresentavam diminuição de suas dimensões no sentido méso-distal devido à contração da solda, enquanto que as próteses fundidas em um só bloco foram levemente maiores que o modelo. Uma segunda série de próteses soldadas foi feita sobre um modelo de gesso proveniente de uma moldagem do modelo de aço inoxidável e os resultados obtidos apresentaram um desajuste ainda maior para as próteses soldadas, demonstrando que o acréscimo de passos técnicos aumentava a probabilidade de incorporação de erros no resultado final da prótese.

BRUCE, em 1964, preocupado com a procura do dentista por um método fácil e rápido de construção de próteses que envolvessem dentes com tratamento periodontal, apresentou trabalho com o objetivo de avaliar a precisão de próteses fixas de diferentes tamanhos (15,5; 25,5; 35,5; 45,5 e 55,5 mm) fundidas em um só bloco. Em um modelo metálico ajustável os padrões foram confeccionados, em cera e em resina acrílica (Duralay), e unidos a condutos de alimentação de 4 mm de diâmetro. Para as próteses com padrões em cera, as alterações dimensionais variam entre 0,0 mm para as próteses com 15,5 mm de extensão até -0,3 mm para as que possuíam 55,5 mm, com alteração média de -0,24 mm. Para as próteses confeccionadas a partir de padrões de resina, as variações foram de 0,0 mm para as próteses de 15,5 mm até -0,2 mm para as próteses de 55,5 mm, com média de -0,13 mm. A partir destes resultados, o autor concluiu que era possível obter próteses fixas precisas fundidas em um só bloco,

com extensão de até 15 mm, independente do material utilizado para a confecção do padrão.

FUSAYAMA *et al.*, em 1966, relataram que muitas das contenções dentais que apresentavam mobilidade eram realizadas por meio de incrustações ou coroas individualmente fundidas e depois soldadas. Com esta técnica, os autores advertiram sobre a possibilidade de ocorrência de alterações dimensionais da prótese por diferença nos coeficientes de expansão térmica linear do revestimento e do metal ou por outras falhas técnicas. Sugeriram uma técnica que associava o uso de hidrocolóide irreversível para moldagem, método de encerramento indireto e técnica de fundição com expansão térmica. Na confecção do padrão foi utilizada cera de baixa temperatura de fusão pressionada através de matriz de celulóide ou cobre. A inclusão foi realizada pelo método invertido onde os padrões foram envolvidos inicialmente por uma fina camada de revestimento e introduzidos com suaves movimentos de vai e vem, no interior do cilindro previamente preenchido, procurando mantê-los centralizado a 6 mm das bordas do anel e a uma altura pré-determinada. As fundições foram realizadas com liga de ouro e a base de cobre. Os procedimentos apresentados permitiram obter resultados precisos para próteses fixas extensas fundidas num só bloco, com vantagens que incluíam menor trabalho, tempo e habilidade do que outras técnicas.

BRUCE, em 1967, ao avaliar o uso da técnica de fundição em um só bloco para prótese parcial fixa, considerou que o sucesso nos resultados dependia dos aspectos relacionados com a colocação dos condutos de alimentação e à inclusão em revestimento, e que: 1) a quantidade de liga fundida devia ser suficiente para preencher totalmente o molde e a câmara de compensação; 2) os tamanhos dos condutos e da câmara deviam ser adequados para auxiliar na estabilização do padrão durante a inclusão e fundição e 3) a pressão de fundição devia ser adequada durante a solidificação da liga. O autor salientou que resultados eram melhores e mais uniformes quando a inclusão era realizada a vácuo com a proporção água/pó utilizada corretamente, conforme as instruções do fabricante e que a técnica era útil na confecção de próteses periodontais.

ARAÚJO, em 1969, comparou a obtenção de próteses parciais fixas fundidas em um só bloco com aquelas unidas por soldagem. Para isso, construiu um modelo de aço inoxidável com três troqueis removíveis que simulavam os dentes incisivo central, canino e primeiro molar, todos apresentando: preparos típicos para coroa total com ombro, eixos longitudinais paralelos e paredes axiais com uma inclinação de 3°. Confeccionou uma matriz de silicone com orifício na porção superior, correspondente a superfície oclusal para que todos os padrões tivessem a mesma espessura. A cera fundida foi vertida na matriz e mantida sob pressão digital até sua solidificação. Fios de liga de ouro com 5% de platina, 0,5 mm de diâmetro e 2,5 mm de comprimento, após terem suas extremidades regularizadas, foram presos por pinça clínica, aquecidos e introduzidos nas ceras

das coroas em três pontos pré-determinados: no centro da superfície oclusal e na região cervical das faces vestibular e lingual, que serviram como referências para avaliar as alterações dimensionais ocorridas nas próteses. Após o enceramento e união dos pânticos, os padrões de cera foram colocados sobre uma placa de vidro, permanecendo em repouso sobre a bancada durante duas horas, com a finalidade de permitir a liberação de tensão. A seguir, a prótese foi mensurada entre os pontos: a) incisivo e o canino; b) canino e o primeiro molar e c) incisivo e o primeiro molar. Após a realização das medidas, os padrões foram incluídos em um só bloco, fundidos com uma liga de ouro e após cinco minutos, imersos em água fria. A peça foi liberada dos restos de revestimento e a decapagem realizada em uma solução aquosa de ácido sulfúrico a 50%. Os condutos foram removidos e a prótese levada ao microscópio para a segunda leitura. Num passo seguinte, os padrões individuais foram confeccionados em cera e fundidos separadamente conforme a técnica anteriormente empregada. As coroas obtidas foram adaptadas em seus respectivos troqueis e qualquer irregularidade observada em suas superfícies internas foi removida. As extremidades dos fios que serviram como referências para as medidas foram examinadas com lupa e na presença de alteração, estas eram corrigidas com o uso de lixas. Com as coroas assentadas no modelo, barras intercaladas foram adaptadas com auxílio de uma matriz e o espaço para solda de 0,1 mm, determinado. Após a fixação das barras às coroas com resina acrílica ativada quimicamente, os conjuntos foram removidos do modelo e deixados em repouso durante uma hora, para então serem feitas as medições entre os pontos já descritos. O conjunto foi incluído em revestimento

permanecendo em repouso até a manhã seguinte quando foram realizadas as solda e nova medida. O autor concluiu que: as próteses fundidas em um só bloco apresentavam alterações lineares maiores que aquelas cujos elementos foram unidos por soldagem; o ângulo formado pelos segmentos das distâncias incisivo-canino e canino-molar apresentava deformação com diminuição para as peças totalmente fundidas e aumento nas próteses unidas por solda.

ARRUDA *et al.*, em 1976, avaliaram a adaptação das próteses fixas fundidas em um só bloco e unidas por soldagem. Estas últimas formaram dois grupos: com quatro pontos de solda e com dois pontos. Para realizarem o estudo confeccionaram três troqueis de aço inoxidável que representavam esquematicamente o preparo para coroas totais com ombro. Esses foram fixados em um hemiarco, nas posições correspondentes ao incisivo lateral (retentor anterior) primeiro pré-molar (retentor médio) e segundo molar (retentor posterior). Para cada pilar, foram esculpidas, em cera, coroas com tamanho, forma e espessura uniformizadas. As coroas, depois de assentadas nos respectivos troqueis, foram moldadas com elastômero e o molde obtido foi utilizado como matriz para permitir a obtenção dos corpos-de-prova. Para os conjuntos de quatro pontos de solda, os pânticos foram obtidos a partir da inclusão de fios de cera nº2 (DCL – Dentária Campineira Ltda., Campinas, SP) e fundidos com a mesma liga de ouro utilizada na confecção dos corpos-de-prova. Já os pânticos para os conjuntos de dois pontos de solda foram obtidos em resina acrílica com as mesmas dimensões da cera nº2, tendo suas extremidades distais fixadas a um

dos padrões, médio ou posterior, antes da inclusão em revestimento. Confeccionaram dez conjuntos para cada grupo e a mensuração da adaptação cervical foi realizada nas faces vestibular e lingual com um microscópio comparador com precisão de leitura de 0,005 mm. Os resultados obtidos nos três grupos de estudo não mostraram diferenças estatisticamente significantes quanto à adaptação marginal. Baseados nestes resultados, os autores concluíram que as possibilidades de êxito ou insucesso eram similares tanto nas próteses com conexões soldadas como naquelas fundidas em um só bloco. Quanto ao tempo dispensado na confecção da prótese, julgaram ser um fator considerável na escolha da técnica. Por outro lado, afirmaram que a habilidade do operador devia ser apreciada, se esta o conduzia a obter melhores resultados com a técnica que consumia mais tempo.

VALERA, em 1976, verificou a adaptação de coroas totais fundidas em Au tipo III a partir de 3 tipos de padrões de fundições: 1) cera; 2) resina acrílica quimicamente ativada e; 3) mistos (cera + resina). Confeccionou-se um troquel metálico usinado em aço inoxidável, com as seguintes características: preparo para coroa total, ombro gengival de 1mm de largura, 7 mm de diâmetro próximo ao ombro, 6mm na face oclusal e expulsividade axial de 5°. Foram construídos 60 padrões de fundições, incluídos em revestimento fosfatado e fundidos. A leitura da adaptação cervical foi feita em 4 pontos num microscópio comparador, depois do conjunto troquel/coróa ter sido submetido a uma carga estática de 9Kgf durante 1min. Concluiu-se que as coroas totais fundidas

apresentavam medidas de desajustes marginais diferentes, de acordo com o tipo de padrão de fundição empregado, sendo que os melhores resultados foram obtidos com padrões mistos (cera + resina).

HULING & CLARK, em 1977, avaliaram a adaptação marginal de próteses parciais fixas de unidades soldadas a laser e pelo método convencional e fundidas em um só bloco. Para isso, confeccionaram um modelo em liga de cromo-cobalto que apresentou o primeiro pré-molar e o primeiro molar como pilares e o segundo pré-molar como pântico. Foram realizados preparos para coroas totais com término cervical em forma de ombro. O modelo foi duplicado em quinze réplicas de gesso através de moldagem com hidrocolóide reversível. Os padrões de cera foram reproduzidos por matriz obtida de moldagem com material elastomérico. A fundição foi realizada em liga de ouro e a soldagem por solda de maneira convencional. Após terem confeccionado cinco próteses para cada grupo e avaliado as diferenças encontradas, verificaram que a distorção era significativamente menor para os corpos-de-prova soldados a laser e fundidos em um só bloco do que aqueles soldados pelo método convencional.

EAMES & MACNAMARA, em 1978, estudaram várias técnicas para melhorar a adaptação de fundições. Para isso, utilizaram dentes humanos com preparos típicos para coroas totais e “*inlays*”. Concluíram que nenhuma fundição adaptava-se perfeitamente ao dente preparado ou ao troquel e a possibilidade de

uma completa adaptação era muito variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos em sua confecção.

IDA *et al.*, em 1980, avaliaram as propriedades do Ti e de suas ligas, avaliando suas aplicações na Odontologia. Relataram como grande desvantagem para fundições odontológicas, o fato de o Ti apresentar fundição dificultada, em virtude da alta reatividade química com O em temperaturas elevadas, reação com o cadinho e facilidade de oxidação. Buscando facilitar os trabalhos, foi desenvolvido novo equipamento de fundição que constava de pressão de gás argônio e vácuo, denominado "Castmatic". Foram investigadas algumas propriedades do Ti c.p. e suas ligas fundidas neste equipamento, como por exemplo, temperatura de fusão, fluidez, manchamento, resistência mecânica e dureza. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas e a fluidez do Ti c.p. e ligas derivadas eram semelhantes às apresentadas pelas ligas de Co-Cr e Ni-Cr, podendo-se assim indicá-los na utilização como coroas e próteses parciais fixas.

SAAS & EAMES, em 1980, pesquisaram a influência do tamanho e da forma de anéis utilizados na fundição de próteses parciais fixas de três elementos em um só bloco, usando revestimento à base de fosfato e liga de ouro tipo III. Construíram modelo com troqueis de aço inoxidável e realizaram cinco fundições para cada grupo: três com anéis cilíndricos com diâmetros de 28,0 mm, 46,6 mm e 63,0 mm, e um ovalado com o maior diâmetro de 63,6 mm. Após as aferições dos

conjuntos, concluíram que os corpos-de-prova fundidos nos anéis de maior diâmetro apresentavam distorções significativamente menores do que aqueles fundidos nos anéis de diâmetros menores, sendo que a forma não influenciava os resultados. A adaptação individual de cada retentor era superior àquela obtida pela prótese quando assentada em ambos os pilares. A não uniformidade de expansão do revestimento no interior do anel e dos próprios padrões podia ter sido a responsável por uma alteração dimensional da prótese no sentido méso-distal, dificultando o seu completo assentamento.

DARVENIZA & MARTIN, em 1982, observaram que as próteses fundidas em um só bloco apresentavam adaptações deficientes devido à distorção da cera quando da sua remoção do modelo. Em vista disto, desenvolveram um trabalho para melhorar a rigidez do padrão de cera, tentando eliminar tais problemas. Os dentes do paciente, que iriam servir de pilares para a prótese, foram preparados, moldados com material elastomérico e o modelo feito com troqueis metalizados. Os padrões de cera foram construídos a partir de uma folha de plástico transparente de 0,6 mm de espessura. O plástico foi aquecido sobre a chama de um bico de Bunsen, adaptado aos troqueis e, depois de resfriado, removido e recortado a 1 mm do término do preparo. A espessura do padrão foi uniformizada entre 0,3 a 0,5 mm e a região cervical esculpida com cera macia. A confecção dos pânticos foi iniciada a partir de um bastão de resina acrílica auto-polimerizável que, ao ser aquecido, foi adaptado e fixado aos padrões. Após a oclusão ter sido testada, os pânticos tiveram sua escultura terminada em cera. As

próteses foram incluídas em revestimento fosfatado, fundidas com liga de ouro, assentadas aos troqueis e a adaptação avaliada com o auxílio de lupa com aumento de 2,5 vezes. Segundo, os autores, esta técnica tinha sido utilizada com sucesso na Universidade de Queensland, onde foram confeccionadas cinqüenta unidades, das quais três eram compostas de sete elementos. Em todas, observou-se retenção passiva e excelente adaptação marginal.

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

MUENCH *et al.*, em 1984, analisaram a influência da granulação das partículas de revestimento no ajuste de RMF classe I e coroas totais. Foi utilizada uma liga experimental com 40% de Au e 8% de Pd e três tipos de revestimento: Excelsior (S.S. White), Higroterm (Polidental) e Cristobalite (Kerr). Concluíram haver irregularidades nas superfícies das fundições, sendo tanto maiores, quanto maiores fossem as partículas do revestimento.

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

SCHIFFLEGER *et al.*, em 1985a, comparam a adaptação de próteses parciais fixas de três, quatro e cinco elementos fundidos em um só bloco com aquelas unidas através de soldagem pré-cerâmica. Quinze próteses, cinco para

cada grupo, foram fundidas em monoblocos e após a avaliação do desajuste marginal e das alterações no sentido méso-distal, foram seccionadas de maneira a obter um espaço de 0,35 mm para receber a solda de alta fusão. A adaptação foi novamente avaliada após a soldagem e depois de terem sido submetidas a cinco ciclos de aquecimento que simulavam a técnica de queima da porcelana. As medidas de desajuste cervical e da extensão méso-distal das próteses foram feitas em um microscópio e os resultados mostraram uma relação direta entre a extensão da prótese e a alteração marginal, tanto para as fundições em um só bloco como para as restaurações soldadas. Para os grupos de quatro e cinco elementos, as distorções resultantes da soldagem foram significativamente menores que aquelas obtidas com as peças fundidas em um só bloco. Segundo os autores, a distorção das peças fundidas devia-se a um fenômeno tridimensional que resultava numa maior discrepância na região méso-gengival para o retentor anterior e na disto-gengival para o retentor posterior. A distorção resultante do ciclo de queima de porcelana não era significativa.

HINMAN *et al.*, em 1985, estudaram vários aspectos que influenciavam na adaptação de próteses parciais fixas fundidas em um só bloco. Para isso, construíram um modelo com troqueis de aço que simulavam preparos de dentes suportes de uma prótese fixa de três elementos. Os padrões de cera foram confeccionados vertendo cera liquefeita sob pressão, em uma matriz metálica, mantendo-se sob pressão durante sua solidificação. Para a inclusão, os autores testaram dois tipos de materiais (cera e plástico) utilizados na formação dos

condutos de alimentação, que apresentaram o mesmo tamanho e configuração. Os formadores de condutos foram fixados e os padrões assentados aos troqueis para que fossem realizadas as mensurações em um microscópio comparador. Os resultados obtidos permitiram aos autores concluir que: a expansão do revestimento e a distorção do padrão afetavam a precisão das próteses fundidas em um só bloco, sendo a distorção, o fator que apresentava maior influência; os condutos de alimentação de cera produziam menor distorção que os de plástico, exceto para as fundições de coroas isoladas, onde os resultados eram semelhantes; a técnica de expansão de presa e os condutos em cera apresentavam menor distorção e maior uniformidade na adaptação de próteses fundidas em bloco; a técnica de expansão de presa mais os condutos em cera com modificações que reduzam a expansão excessiva podiam produzir fundições dentais precisas.

SCHIFFLEGER *et al.*, em 1985b, avaliaram a adaptação marginal de próteses parciais fixas fundidas em um só bloco. Para isso, confeccionaram um modelo em alumínio com três peças: uma base com pinos-guia em cada extremidade, uma secção média que se ajustava à margem gengival dos troqueis e uma secção que formava a porção superior dos retentores, pânticos e conectores. Os troqueis foram fixos à base e apresentavam preparos para as coroas totais com término cervical em forma de ombro, correspondendo aos dentes canino, primeiro e segundo pré-molares e primeiro e segundo molares. Na superfície oclusal de cada um, havia um entalhe em forma de "V" com o objetivo

de impedir a rotação dos padrões ou fundições. As próteses tinham três, quatro e cinco unidades, apresentavam o segundo molar como retentor distal e o segundo pré-molar ou primeiro pré-molar ou o canino como retentor mesial. Uma moldagem dos preparos de cada prótese foi realizada com poliéter e o modelo confeccionado com gesso pedra. O enceramento foi feito no modelo metálico com cera para incrustação, que após sua solidificação, permitiu que os padrões fossem transferidos para o modelo de gesso com o objetivo de efetuar o selamento marginal. A seguir, foram novamente assentados sobre os troqueis metálicos para exame da adaptação marginal. Os formadores dos condutos foram fixados na união da superfície oclusal com a lingual e uma pequena quantidade de cera foi colocada na base formadora do cadinho com a finalidade de orientar o posicionamento do cilindro na centrífuga. A inclusão foi realizada a vácuo e a fundição com uma liga de ouro cerâmico. Após as fundições, as próteses foram limpas em um aparelho de ultra-som e os nódulos removidos sob um microscópio binocular de 10X. Foram confeccionadas seis próteses para cada grupo e o desajuste marginal e a alteração dimensional no sentido méso-distal e vestibulo-lingual das próteses foram verificadas antes e após o seccionamento das mesmas. De acordo com os resultados, os autores puderam concluir que: 1) o assentamento dos retentores melhorava aproximadamente 50% após o seccionamento das próteses, fato que indicava a ocorrência de distorção na prótese; 2) a distorção era um fenômeno tridimensional com grande desajuste marginal da face mesial do retentor anterior e distal do posterior; 3) a distorção era menor para as próteses de três elementos e maior para as de cinco

elementos; 4) na maioria dos casos, o diâmetro vestibulo-lingual das coroas na região gengival era significativamente maior que os diâmetros dos troqueis; 5) o diâmetro méso-distal dos retentores era menor que o dos troqueis, porém sem significância para as próteses de três elementos e; 6) a distorção das próteses impedia o melhor assentamento dos retentores.

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

FEHLING *et al.*, em 1986, relataram vários problemas encontrados com a soldagem de próteses parciais fixas fundidas com ligas de metais básicos, dita como procedimento sensível e com resultados incertos. Dentre eles: dificuldade de prevenir a oxidação da liga; superaquecimento, que contribuía para o crescimento dos grãos cristalinos da liga, tornando-a menos resistente e com pontos de solda

frágeis; dificuldades de soldar com a zona redutora da chama do maçarico e fluxo insuficiente ou oxidação da superfície da liga, que impediam o escoamento da liga de solda. Além destes aspectos, muitas das ligas de metais não preciosos tinham seu uso rejeitado devido à má adaptação da infra-estrutura após a soldagem. Devido a esses fatores, os autores desenvolveram um método alternativo para corrigir, sem fazer uso da soldagem, as situações em que a infra-estrutura de uma prótese parcial fixa fundida em um só bloco apresentava-se instável ou mal-adaptada quando assentada aos dentes, que pós ter sido seccionada, apresentava-se adaptada. A técnica consistia em seccionar um pântico situado na região mais central da infra-estrutura, com o corte feito no sentido diagonal com um disco de 0,5 mm de espessura. Em cada lado da área seccionada, três ou quatro sulcos retentivos de 1 a 2 mm de profundidade, eram confeccionados com uma broca cone invertido. Em seguida, as partes eram levadas à boca do paciente e fixadas com resina acrílica, para fossem procedidas a inclusão e fundição, até o preenchimento do espaço com a mesma liga usada anteriormente.

ZIEBERT *et al.*, em 1986, compararam a adaptação de próteses parciais fixas fundidas em um só bloco com próteses soldadas antes e após a aplicação da porcelana. As próteses foram confeccionadas e avaliadas sobre um modelo com troqueis removíveis em aço inoxidável correspondendo aos dentes canino, primeiro e segundo pré-molares e segundo molar, com preparos para coroas totais e término cervical em forma de ombro. Foram construídas quinze próteses, sendo cinco para cada grupo de três, quatro e cinco elementos. As

fundições foram realizadas com liga de ouro cerâmico, e após a adaptação sobre os troqueis, os desajustes cervicais e as dimensões méso-distais foram mensuradas em um microscópio. As aferições do desajuste marginal foram realizadas em quatro locais para cada retentor: disto-vestibular, disto-lingual, méso-vestibular e méso-lingual, além das dimensões méso-distais entre as margens internas dos retentores que se encontravam mais distantes. Em seguida, todas as próteses foram seccionadas na região mesial do segundo molar, novamente assentadas no modelo, unidas com resina Duralay e as mensurações repetidas. Para que a avaliação da soldagem na adaptação da prótese pudesse ser realizada, uma nova fundição do segundo molar foi realizada com a finalidade de criar um espaço padrão para solda de 0,35 mm. As próteses foram incluídas em revestimento e uma hora após a presa foram levadas ao forno, aquecidas a 815°C durante quinze minutos e soldadas usando maçarico de gás-oxigênio e solda de alta fusão. Todas as mensurações foram repetidas e após serem submetidas aos seis ciclos que simulavam a queima da porcelana, as próteses foram novamente mensuradas. Para as próteses soldadas após a cocção da porcelana, os procedimentos foram os mesmos até serem incluídas em revestimento. Após uma hora da presa, o conjunto foi levado ao forno e aquecido a 830°C, aproximadamente 30°C acima da temperatura de fusão da solda e, em seguida, o forno foi resfriado, as próteses desincluídas, limpas e aferidas. Os resultados permitiram que os autores concluíssem que: a adaptação cervical das próteses de três elementos fundidas em uma só peça era comparável àquelas unidas por soldagem antes e após a queima da porcelana. No entanto, para as de

quatro e cinco elementos, o ajuste cervical das próteses fundidas em uma só peça era inferior ao obtido com as próteses soldadas. No que se refere a sua expansão, verificaram maior desajuste naquelas mais extensas, sendo essa discrepância mais acentuada nas próteses fundidas em uma só peça. Não verificaram diferenças significantes entre os dois tipos de soldas, entretanto, ambas provocaram redução das dimensões méso-distal nas faces oclusais e nas partes internas da margem cervical, com predominância nas superfícies oclusais. Verificaram ainda que as faces distais dos retentores do segundo molar e mesiais dos retentores anteriores mostraram discrepância cervical maior, sendo mais acentuada nas próteses fundidas num só bloco. A simulação do ciclo de queima da porcelana não evidenciou alterações significativas sobre o ajuste cervical das mesmas.

TAIRA *et al.*, em 1989, realizaram um estudo das propriedades mecânicas, estruturas metalúrgicas e resistência à corrosão do Ti fundido e 4 ligas a base de Ti (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd). Outras propriedades vantajosas do metal foram citadas, como: excelente biocompatibilidade, baixo custo, comparado ao dos metais nobres, baixo peso específico e adequada resistência mecânica. Hastes de Ti c.p. e Ti-6Al-4V foram obtidas (Kobe), seccionadas em várias partes de 10mm de comprimento e fundidas em atmosfera de gás argônio em formatos de lingotes. O mesmo se deu para as demais ligas. A máquina de fundição utilizada foi a “Castmatic” (Iwatani) que utilizava o sistema de pressão e vácuo. Este equipamento era composto por duas câmaras, sendo a

superior utilizada para fusão da liga sob atmosfera inerte de gás argônio e a inferior, utilizada para fundição sob vácuo. A câmara superior continha ainda um cadinho de Cu e um eletrodo de tungstênio. Todo o procedimento era automático com duração de 2 a 3 minutos. O módulo de elasticidade e a resistência à tração foram determinados pelo monitoramento do esforço e alongamento dos corpos-de-prova, sendo que, após o polimento foi analisada a dureza *Vickers* dos discos. Soluções salinas de pH=3 e pH=7 foram utilizadas para os testes de corrosão eletroquímica durante 30 minutos. Os resultados observados demonstraram que o Ti c.p. apresentava propriedades mecânicas semelhantes à do Au tipo IV enquanto as ligas Ti-6Al-4V e Ti-15V apresentavam propriedades similares às das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, exceto o módulo de elasticidade. O Ti, por possuir alta reatividade química com O em temperaturas acima de 600°C, a incorporação de outros elementos metálicos a sua estrutura podia reduzir sua reação com o revestimento melhorando algumas das suas propriedades. O Ti apresentava-se em 3 fases distintas: fase α (estrutura hexagonal compacta) fase β (estrutura cúbica de corpo centrado) e fase alfa-beta (associação de ambas). A temperatura ambiente o Ti c.p. apresentava-se na fase α e quando era aquecido a altas temperaturas (882°C) sofria uma transformação cristalográfica em sua estrutura passando para a fase β . Os elementos metálicos adicionados ao Ti c.p. atuavam como estabilizadores destas fases elevando ou diminuindo as temperaturas de transformação. Al e O eram α -estabilizadores enquanto o V, Cu e o Pd, β -estabilizadores. Os pontos de fusão do Ti c.p. (1720°C), da liga Ti-6Al-4V

(1650°C), e da liga Ti-15V (1660°C), estavam além dos pontos de fusão das demais ligas utilizadas em fundições odontológicas. O baixo módulo de elasticidade era ideal para os grampos de próteses parciais removíveis ou para a ortodontia. Os resultados apresentados foram bastante promissores, mas outros estudos ainda se faziam pertinentes.

GEGAUFF & ROSENSTIEL, em 1989, avaliaram a adaptação de próteses parciais fixas de quatro elementos (dois pânticos e dois retentores), fundidas em um só bloco e unidas por soldagem. Foram empregadas uma liga de ouro tipo III e uma liga de ouro para próteses metalocerâmicas e dois tipos de revestimento: um à base de gesso e outro à base de fosfato. As próteses foram obtidas em um modelo com dois troqueis removíveis em aço inoxidável, que apresentavam preparos para coroas totais com término cervical em forma de ombro. Este modelo, através de uma moldagem com silicone, foi duplicado em gesso pedra e os padrões foram confeccionados com cera para incrustação por auxílio de matriz. Após a fundição, as próteses foram limpas, decapadas e inspecionadas quanto à integridade e à presença de nódulos. Com o término do ajuste foram mensuradas e em seguida seccionadas com um disco de carborundum de 0,2 mm de espessura e outra vez mensuradas. A seguir o processo de soldagem foi realizado com um revestimento para a inclusão com expansão térmica de 0,6%. Posteriormente, as próteses foram seccionadas e o processo de soldagem foi repetido com um revestimento que apresentava uma expansão térmica de 1%. Em ambas as ocasiões, as próteses foram aferidas

antes e depois da soldagem. Os resultados mostraram que para a liga de ouro tipo III, a inclusão das próteses em revestimento com expansão de 1% proporcionava adaptações superiores àquelas obtidas com as próteses fundidas em um só bloco e aquelas incluídas para soldagem em revestimento com expansão térmica de 0,6%. Para as ligas cerâmicas, o desajuste cervical era significativamente maior para o grupo soldado em que o revestimento apresentava 0,6% de expansão térmica. A precisão da soldagem que utilizava revestimento com expansão térmica de 1% era atribuída à sua maior proximidade com a expansão do metal do que a do outro revestimento.

STEPHANO *et al.*, em 1989, usaram uma réplica metálica de um preparo dental para coroa total, a fim de confeccionar oito troqueis de gesso-pedra melhorado. Os padrões de cera foram obtidos em duas condições: a) encerados no troquel de gesso sem espaçador e b) encerrados no troquel de gesso com espaçador. A partir desses troqueis, foram obtidos 64 coroas metálicas fundidas, nas ligas de cobre-alumínio (DURACAST), níquel-cromo (NICRO-CAST e DURABOND) e ouro. As coroas foram adaptadas, ao troqueis metálicos, e realizadas as medições do desajuste cervical. Os resultados mostraram que o uso de espaçadores para troqueis diminui de forma estatisticamente significativa os desajustes cervicais das coroas, independentemente da liga metálica empregada.

PEGORARO, em 1990, avaliou o desajuste marginal de próteses fixas de múltiplas unidades com os retentores fundidos individualmente e em um só bloco. O estudo simulou um caso clínico onde os seis dentes anteriores inferiores necessitavam receber contenção através de próteses devido à perda óssea acentuada. Para isso, foi obtido modelo de trabalho através de uma moldagem de uma arcada com dentes hígidos. No modelo, os incisivos e os caninos foram preparados para serem restaurados com coroa metalocerâmicas com término cervical em forma de ombro. Os dentes preparados foram moldados com alginato e duplicados em resina acrílica (Duralay), fundidos com uma liga à base de cobre-alumínio e através de parafusos, foram fixados a uma base que continha um sistema de encaixe que estabilizava os troqueis. Um conjunto de padrões em cera foi esculpido e fundido com liga de cobre-alumínio. Com as coroas adaptadas nos troqueis, foi confeccionada uma matriz em gesso especial para cada retentor. A confecção dos padrões foi realizada em cera, liquefeita a uma temperatura de $70 \pm 5^\circ\text{C}$ sobre os troqueis e matrizes isolados. Os padrões e respectivos troqueis foram mergulhados em água à 35°C durante quinze minutos, para que ocorresse a liberação de tensão da cera. Os padrões foram removidos, os troqueis novamente isolados até o que houvesse o selamento marginal. Cinco conjuntos de padrões individuais foram confeccionados e outros cinco em um só bloco. Para o último, os padrões foram unidos entre si, formando uma peça de seis unidades. Os padrões foram incluídos em posição horizontal, utilizando revestimento (Hi-temp) e técnica de expansão livre através de anel plástico que foi removido cinco minutos após o início da espatulação. A fundição foi realizada com liga de níquel-

cromo (Durabond) em máquina centrífuga e maçarico gás-oxigênio. Após, a desinclusão, limpeza e remoção dos condutos de alimentação, os nódulos foram removidos com uma broca carbide nº2 sob lupa de 4X de aumento. As aferições dos desajustes marginais foram efetuadas num microscópio comparador, individualmente ou em conjunto quando em um só bloco. Para as últimas, naquelas situações em que os conjuntos apresentavam pânticos, os troqueis foram removidos da base, permanecendo somente aqueles utilizados como pilares. Cada conjunto ou coroa, quando da realização das medições foi previamente assentado nos troqueis e submetido à pressão de 9kg, por um minuto. A mensuração deu-se nas faces vestibular e lingual e o valor considerado foi à média de três leituras consecutivas. De acordo com os resultados obtidos o autor verificou que: o desajuste marginal avaliado separadamente para cada retentor fundido individualmente ou em bloco não mostrava diferença estatisticamente significativa; o desajuste marginal aumentava com o número de retentores e com a extensão das próteses, sendo que, provavelmente, o número de retentores tenha sido o fator mais importante; para as próteses de dois e três retentores contíguos ou intercalados não havia diferença significativa e, para os três grupos de próteses de quatro retentores contíguos somente um grupo apresentava elemento com diferença significativa.

BERGMAN *et al.*, em 1990, afirmam que após o aumento do preço do Au, houve um interesse muito grande por parte dos pesquisadores em encontrar um substituto satisfatório para as ligas que continham alto teor de Au. O titânio

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

BLACKMAN *et al.*, em 1992, investigaram o desajuste marginal de *copings* fundidos em Ti c.p. e a geometria dos preparos. Foram confeccionados 20 *copings* fundidos com término em chanfro de 45° na vestibular e ombro de 90° na lingual, altura de 7,5mm, redução axial de 1,5mm e ângulo de convergência oclusal de 8°. As medidas de desajuste marginal foram feitas com auxílio do

microscópio e aumento de 50 vezes. As conclusões obtidas foram: *copings* fundidos em Ti c.p. podem apresentar adaptação marginal aceitável; melhores técnicas de fundição e/ou revestimentos refratários para Ti eram necessários para obtenção de próteses com margens mais adaptadas, recomendando novos estudos, inclusive clínicos.

SARFATI & HARTER, em 1992 compararam a adaptação marginal de próteses de quatro elementos, fundidas em um só bloco e unidas por soldagem. O modelo de trabalho foi construído com dois troqueis fundidos, com ligas de Ni-Cr-Be correspondente aos dentes pilares primeiro pré-molar e segundo molar superiores. Os troqueis encontravam-se fixos a uma barra metálica, estando afastados por 30 mm entre si e apresentavam preparos para coroas totais com término cervical em forma de chanfrado. Os troqueis foram reproduzidos em doze modelos de gesso pedra por meio de moldagem com hidrocolóide reversível. Os preparos receberam duas camadas de um espaçador até o limite de 0,5 mm da margem do preparo. Após os preparos terem sido isolados, os padrões foram confeccionados em cera através de uma matriz metálica, sendo o colar cervical refinado com cera macia. A inclusão foi realizada com espatulador mecânico a vácuo com os padrões divididos em dois grupos: um com os padrões unidos em um só bloco e o outro seccionado entre os pânticos. Após a fundição com uma liga de ouro cerâmico, as próteses foram limpas manualmente e com jato de óxido de alumínio. As fundições seccionadas foram assentadas no modelo metálico sob pressão digital, a solda colocada no espaço entre os dois pânticos, fixadas,

incluídas em revestimento, pré-aquecidas em forno a 1040°C e a soldagem realizada com um maçarico gás-oxigênio. As próteses foram novamente assentadas sobre o modelo metálico e mensuradas em um microscópio eletrônico em sete locais para cada retentor (mésio-vestibular, vestibular, disto-vestibular, mésio-lingual, lingual, disto-lingual, mesial do pré-molar e distal do molar). De posse dos resultados os autores concluíram que: a soldagem provocava desajuste marginal apresentando média significativamente maior do que para as próteses fundidas em um só bloco; as deformações ocorridas no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual não eram uniformes para os dois grupos e os locais de aferição nos retentores mostraram disparidade nos dados encontrados.

LUCAS & LEMONS, em 1992, realizaram um estudo sobre a biodegradação dos materiais utilizados em restaurações dentais, dando ênfase na resistência à corrosão. O trabalho foi dividido em dois grupos: ligas nobres (Au/Pd/Ag) e ligas básicas (Cu/Ni/Co/Ti). As ligas a base de Pd e Ag-Pd possuíam várias aplicações dentro da Odontologia, dentre elas, restaurações metalocerâmicas, *inlays*, *onlays*, coroas, próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e diversos tipos de componentes fundidos para implante. Foram desenvolvidas para substituírem as ligas à base de Au, tendo como vantagens: menor custo e manutenção de algumas propriedades físicas/mecânicas das ligas nobres. Os autores avaliaram que as ligas com maiores teores de Pd e menores de Ag foram mais resistentes à oxidação por sulfetos e à corrosão. O Ti c.p. e as ligas a base de Ti foram os materiais de escolha nos casos de implantes dentais e

recentemente também encontraram aplicações em diversos tipos de próteses e coroas individuais. A liga a base de titânio mais utilizada em Odontologia era a Ti-6Al-4V. O Ti era um dos biomateriais mais resistentes à corrosão, isto ocorria devido à formação de uma camada de óxidos inerte que fornecia ao metal resistência à corrosão sobre condições estáveis. Relataram ainda, os efeitos da corrosão galvânica nos casos onde foram utilizadas associações de diferentes metais no meio bucal e citaram como exemplo os casos de próteses e coroas sobre implantes, sugerindo a fabricação destas em metais que não formassem correntes galvânicas com o Ti (Co, por exemplo) ou no próprio Ti.

BESSING & BERGMAN, em 1992, verificaram a fluidez do Ti utilizando três diferentes equipamentos de fundição: Titaniumer (Ohara Co., Japão) que utiliza argônio/arco voltaico para fusão e injeção por centrifugação; Castmatic-S (Iwatani Co., Japão) e Cyclark (J. Morita Europe, Alemanha) com fusão pelo mesmo princípio e injeção por fluxo de argônio (pressão/vácuo). O processo de fundição em Ti apresentava maiores dificuldades do que as normalmente encontradas nos processos tradicionais para fundição de Au e ligas de metais básicos, devido à reatividade do metal com O em altas temperaturas e baixo escoamento da liga. A utilização de equipamentos com atmosfera inerte e o enceramento com sobrecontorno dos padrões de fundição em cera com posterior usinagem interna e refinamento externo com fresas eram alternativas válidas para compensar estas desvantagens. Os valores médios de diâmetro de borda foram: 60 μ m (18-182 μ m) com a Titaniumer; 59 μ m (18-102 μ m) com a Castmatic-S e;

53 μ m (5-108 μ m) com a Cyclarc. Os valores médios e mínimos obtidos com os três equipamentos eram similares, entretanto considerando-se os valores máximos obtidos, as diferenças eram significativas, sendo que a Cyclarc apresentava-se melhor do que os dois outros métodos.

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

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, em 1993, descreveram propriedades, vantagens e desvantagens do Ti e suas ligas aplicadas em Odontologia. Em virtude de seu baixo peso específico, ótima relação resistência/peso, baixo módulo de elasticidade e excelente resistência à corrosão, o Ti vinha sendo utilizado na indústria aeroespacial e naval desde a década de

50, quando ficou conhecido como "o metal maravilhoso". O Ti era o nono metal mais abundante na crosta terrestre (0,63%), sendo milhões de vezes mais abundante do que Au e com processo de extração barato, entretanto não se encontrava naturalmente em seu estado elementário e sim na forma de rutilo (TiO_2) ou ilmenita (FeTiO_3). Devido a excelente resistência à corrosão, biocompatibilidade em tecidos moles e duros, o Ti passou a ser utilizado como elemento de escolha para implantes aloplásticos substitutos de dentes naturais. Estas propriedades estavam relacionadas com a formação de uma camada de óxidos de Ti praticamente inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem. Muitas outras ligas de metais básicos, como as de Co-Cr, também formavam este tipo de camada, no entanto, não eram particularmente inertes aos ataques eletroquímicos. A composição natural, estrutura e espessura exata da camada de óxidos dependiam de vários fatores associados com a sua formação, como o tipo de procedimento utilizado (usinagem ou fundição), rugosidade superficial, resfriamento durante o procedimento e processos de esterilizações. O Ti passava por transformação estrutural quando aquecido a 883°C , passando da fase α (alfa) para a fase β (beta), onde permanecia até a sua fusão a 1672°C . Outros elementos podiam ser associados ao Ti no momento da fundição com o intuito de alterar suas propriedades, melhorando assim a performance em altas temperaturas, fluidez, resistência, solda e maleabilidade. Alguns destes elementos atuavam como estabilizadores de fases, como Al, Ga, Sn, C, O e N, que sozinhos ou associados estabilizavam a fase α , enquanto V,

Nb, Ta e Mo estabilizavam a fase β , a qual tendia ser maleável. O acabamento devia ser feito com critérios, pois o Ti era um mal condutor térmico (0,16 cal.cm/s contra 0,71 cal.cm/s do Au). O módulo de elasticidade era semelhante ao do Au tipo III (100 GPa e 90 GPa, respectivamente), mas ainda era 2 vezes maior do que o do esmalte dental (50 GPa) e 6 vezes maior do que o da dentina (14 GPa). O Ti passou a ser utilizado em prótese apenas nos anos 70, após os trabalhos de Waterstrat que desenvolveu um aparelho de fundição odontológica específico para o metal e suas ligas. Anos depois este aparelho foi aperfeiçoado e passou a ser chamado de “*Castmatic*” (*Iwatani*). As maiores dificuldades para fundições deste metal eram o material de revestimento e o correto ciclo de queima deste, que deveria suportar o contato com a liga fundida a aproximadamente 1.700°C sem reagir ou sofrer aglomerações e compensar as contrações sofridas pelo metal durante o resfriamento. O coeficiente de expansão térmico do Ti era relativamente baixo ($8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$). Segundo os autores, pesquisas adicionais ainda necessitavam ser realizadas para melhorar alguns pontos negativos, como a união com a porcelana e as técnicas de fundição, mas desde a década de 50, o material vinha sendo referendado como o metal do futuro na área biomédica, com um futuro próximo brilhante na Odontologia.

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

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

LEONG et al., em 1994, realizaram um estudo laboratorial onde avaliaram o desajuste marginal de três tipos de coroas metálicas recobertas com porcelana: 1) em Ti fundido; 2) em Ti fresado, associando eletroerosão ao sistema

Procera e; 3) em metal nobre como grupo controle. Relataram o aumento do uso de metais básicos em prótese buscando um material que pudesse substituir as ligas áureas com propriedades semelhantes. Dentre estes, o Ti foi destacado devido as suas excelentes propriedades biológicas, mecânicas, químicas e físicas, mas ressaltam a dificuldade da fundição deste metal por técnicas convencionais em virtude do alto ponto de fusão e alta reatividade com O em temperaturas elevadas. Visando minimizar este entrave, testaram a utilização da eletroerosão na fabricação dos *copings*. Para isso, foram confeccionados troques em gesso a partir de um modelo mestre metálico replicado de um dente com preparo pronto para receber uma coroa metalocerâmica, com término marginal em chanfro medindo 1,5mm na vestibular, 1,0mm nas proximais e 0,5mm na lingual. Foram feitas 18 réplicas em gesso pedra, as quais foram divididas em 3 grupos de 6 réplicas cada (Grupo 1- *copings* em metal nobre; Grupo 2- *copings* em Ti c.p. feitas por meio de eletroerosão associadas ao sistema Procera; Grupo 3- *copings* em Ti c.p. fundidas). Para a fundição das coroas de Ti foi utilizada a máquina de fundição Tycast 3.000, Jeneric Pentron com ambiente de 1,4 kg/cm² de gás hélio. Os *copings* de Ti feitos pela técnica da eletroerosão foram fabricados utilizando o sistema Procera, enquanto que as coroas de Au foram fundidas pela técnica convencional. Os *copings* metálicos foram recobertos com porcelana de acordo com as indicações recomendadas pelo fabricante para cada material. A coleta de dados foi feita, por especialistas calibrados, em microscópio (Unitron TMS-4978, Unitron, Japan) com ampliação de 100x e sensibilidade de 2,5µm. Foram feitas três medidas de cada face do troquel (mesial, vestibular,

distal, lingual) totalizando 360 medições. O grupo controle (metal nobre) apresentou médias de discrepâncias marginais em torno de 25 μ m que foi significativamente menor do que as médias apresentadas pelos grupos de Ti fabricado por eletroerosão e Ti fundido que foram respectivamente, 54 μ m e 60 μ m, entre estes dois grupos não houve diferenças significantes. Neste trabalho, os autores consideraram o critério proposto por McLean & Von Fraunhofer para considerarem uma coroa aceitável ou não clinicamente. Por este critério, um desajuste de até 120 μ m pode ser considerado clinicamente aceitável. Com isso, concluiu-se que os três grupos apresentaram médias de discrepâncias clinicamente aceitáveis, mas deixaram uma ressalva, pois a variabilidade dos valores obtidos dentro de um mesmo grupo foi muito grande, assim sendo, a média não foi considerada a melhor maneira para expressar uma simulação clínica, sendo o valor da discrepância marginal absoluta a melhor forma. Assim apenas 50% das coroas em metal nobre, 33,3% das coroas de Ti fabricadas por eletroerosão e 16,7% das coroas de Ti fundido estariam dentro do critério de 120 μ m de desajuste. Outra conclusão dada pelos autores foi que as discrepâncias marginais foram resultados das técnicas de fabricação utilizadas, sendo que a adição da porcelana não causou nenhum tipo de alteração na integridade marginal das coroas.

WALTER *et al.*, em 1994, tendo em vista o grande interesse do uso do titânio também na área de prótese avaliaram a performance clínica de coroas e

próteses fixas confeccionadas em Ti através do método de associação da eletroerosão com a duplicação mecânica dos modelos proposta por Andersson, em 1989. Foram confeccionadas 147 unidades protéticas, sendo que 40 eram metálicas e 107 metalocerâmicas (Ti + Duceratin). Foram avaliadas três características: superfície e cor; forma anatômica e integridade marginal. As coroas foram classificadas em satisfatórias (excelentes ou aceitáveis) e insatisfatórias (com possibilidade de reparo ou necessidade de substituição). Após acompanhamento clínico de 3 anos, as coroas metálicas apresentaram-se satisfatórias em todos os casos (100%), enquanto que as metalocerâmicas apresentaram-se satisfatórias na maioria dos casos (95%). Com isso, os autores concluíram que as restaurações de Ti são satisfatórias clinicamente, embora ainda apresentem alguns problemas não solucionados.

SAMET *et al.*, em 1995, investigaram o desajuste marginal de *copings* para coroas metalocerâmicas em Ti fabricados pelo sistema CAD-CAM. Descreveram o método como sendo uma técnica alternativa, cujos dados para a fabricação dos *copings* eram obtidos diretamente sobre o troquel de gesso, eliminando-se possíveis erros provenientes do enceramento, inclusão em revestimento e fundição. Os valores de desajustes marginais encontrados variaram de 111 a 270 μ m. Embora preconizassem que os valores de desajustes deveriam ser inferiores a 100 μ m, os autores consideraram os valores deste estudo, clinicamente aceitáveis.

SYVERUD *et al.*, em 1995, compararam a qualidade de próteses fundidas em Ti c.p. e na liga de Ti mais utilizada em Odontologia, a Ti-6Al-4V. O Ti possuía resistência à compressão suficiente para ser usado em onlays, inlays, coroas individuais e próteses. Cinco próteses padronizadas (duas coroas e três pânticos) foram incluídas em revestimento à base de MgO-Al₂O₃ e fundidas em uma máquina de gás argônio/pressão a vácuo contendo duas câmaras: 1) superior, onde a liga era fundida, abrigava um cadinho de Cu e um eletrodo de tungstênio e; 2) inferior, onde ficava o bloco de revestimento na temperatura ambiente. Observaram que tanto o Ti c.p. quanto à liga Ti-6Al-4V tinham apenas uma pequena zona de reação com o revestimento. Foram avaliadas as falhas de fundição, densidade das peças, porosidades internas e externas. Todas as próteses foram radiografadas para serem analisadas as porosidades internas. As margens cervicais das coroas fundidas em liga Ti-6Al-4V apresentavam-se mais rugosas e imperfeitas que as em Ti c.p. Além disto, foi verificada maior presença de porosidades internas nos corpos-de-prova fundidos em liga Ti-6Al-4V que nos fundidos em Ti c.p. Contudo a liga apresentava-se mais resistente à fadiga, maior limite de escoamento (830 MPa contra 280 MPa do Ti grau II) e melhores valores de dureza Knoop.

PEGORARO, em 1995, avaliou o desajuste marginal de infra-estruturas para próteses fixas metalocerâmicas com seus retentores fundidos individualmente e soldados, e fundidos em um só bloco. Para isso, utilizou-se de um modelo padrão que simulava uma situação clínica onde os seis dentes

anteriores inferiores precisavam receber contenção através de prótese devido a problemas periodontais. Os dentes foram preparados para coroas totais com término cervical em chanfro e os padrões de cera esculpido diretamente nos troqueis, através de uma matriz. Os padrões foram divididos em dois grupos, para serem fundidos com uma liga de Ni-Cr (Durabond): no primeiro, cinco conjuntos foram fundidos em um só bloco e no segundo, quinze fundições individuais para cada troquel, subdivididos em três novos grupos de cinco conjuntos para serem soldados com 1, 2 e 5 pontos de solda. O desajuste marginal foi avaliado em um microscópio comparador e as medidas foram realizadas em cada troquel para os retentores fundidos individualmente, em um só bloco e durante a soldagem. Para o grupo fundido em um só bloco analisou-se também o desajuste marginal em função da variação do número e posição dos retentores, do seguinte modo: conjunto com 2, 3, 4, 5 e 6 retentores contíguos, conjunto com retentores só nas extremidades e conjuntos com um retentor em cada extremidade da prótese e um terceiro intercalado. Os resultados mostraram que: 1) a avaliação do desajuste marginal, quando realizada separadamente para cada retentor fundido, individualmente ou em bloco, não mostrou diferenças estatisticamente significantes; 2) o número de retentores e a extensão da prótese foram responsáveis por um maior desajuste marginal das próteses; 3) foram encontradas diferenças estatisticamente significantes quando comparado os resultados dos retentores fundidos individualmente com aqueles fundidos em um só bloco.

WANG & FENTON, em 1996, realizaram uma revisão da literatura, abordando as aplicações protéticas do Ti onde relataram o constante desenvolvimento das ligas alternativas a base de Pd e de metais básicos, inclusive o Ti, após a explosão do preço do Au nos anos 70. Outro fator que contribuiu para o aumento do interesse protético no Ti foi à descoberta de propriedades alergênicas e carcinogênicas das ligas a base de Ni e Be, bem como o fato dele ser o nono metal mais abundante na crosta terrestre e o quarto dentre os metais estruturais, precedido apenas do Al, Fe e Mn. Descreveram o grande interesse das indústrias aeroespacial e naval neste metal por causa da alta resistência e baixo peso específico resultando assim na melhor relação resistência/peso dentre os metais utilizados em indústrias e em Odontologia. O Ti era um metal muito reativo, de difícil extração e obtido a partir do rutilio (TiO_2) e da ilmenita (FeTiO_3). Relataram as propriedades físicas e mecânicas, afirmando que podiam sofrer grandes variações com a incorporação de outros elementos metálicos tais como O, Fe e N. Este metal se apresentava em 4 graus diferentes de acordo com a quantidade de O, Fe, N, H e C incorporadas a sua estrutura e, um quinto grau que correspondia às ligas a base de Ti, dentre elas a mais utilizada em Odontologia era a Ti-6Al-4V. A resistência do Ti variava de 240 a 890 MPa, de acordo com o grau; a densidade era $4,5 \text{ g/cm}^3$; e a microdureza era favorável (210 Vickers); apresentava alta ductilidade, baixa condutibilidade térmica ($11,4^\circ\text{C}\times 10^{-6}$ para o Ti c.p. e $11,8^\circ\text{C}\times 10^{-6}$ para a liga Ti-6Al-4V); baixo custo e módulo de elasticidade semelhante ao do Au. A alta resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade eram dependentes da camada de óxidos

intimamente aderida ao metal de origem, inerte ao ataque eletroquímico. Relataram que um possível motivo para a pequena utilização do Ti em prótese atualmente era a falta de conhecimento dos profissionais e a ausência de pesquisas clínicas longitudinais concluindo-se que a massificação do uso em prótese dependia de novas pesquisas, mas o futuro parecia ser promissor.

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

possibilidade de exames radiográficos, os quais permitiam averiguar a presença de irregularidades internas nas estruturas protéticas. Assim sendo, eles concluíram que o Ti tinha futuro brilhante na Odontologia, mas novas pesquisas ainda se faziam pertinentes para confirma-lo como material de escolha na Prótese Dental.

HENRIQUES *et al.*, em 1997, avaliou a influência da soldagem convencional e refusão de três ligas de cobalto-cromo (Seldent, Dentorium e Biosil) na resistência à fadiga. Vinte cilindros de 40mm de comprimento e 1,7mm de diâmetro foram feitos com cada liga, 10 novos e 10 refundidos. Os resultados foram comparados com cilindros intactos. A resistência à fadiga foi verificada simulando a inserção e remoção de próteses parciais removíveis. Após a falha as superfícies fraturadas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados mostraram que a soldagem reduz os valores de resistência das ligas devido a inclusão de defeitos durante o processo.

MILAN *et al.*, em 1997, analisou o ajuste marginal de coroas totais metálicas confeccionadas em liga à base de Ag-Pd (Pallag-M) e Pd-Ag (Pors-On) com três tipos de terminos diferentes: ombro reto, ombro biselado em 20° e chanfro em 45°, sobre troqueis torneados de aço inoxidável. Três fontes de calor foram utilizadas para fusão das ligas: acetileno/oxigênio, gás/oxigênio e resistência elétrica. Após a fundição, as restaurações metálicas eram posicionadas nos respectivos troqueis sob carga estática de 9kg durante 1min e

as leituras foram feitas em um microscópio comparador. Os resultados mostraram que a liga de Pd-Ag apresentou-se mais desadaptadas em relação a de Ag-Pd, assim como os preparos em forma de ombro biselado em 20° e chanfro foram inferiores aos em forma de ombro reto e o método acetileno/oxigênio resultou em maiores desajustes comparados com os outros dois métodos. O autor ressaltou ainda o fator crítico do selamento marginal no sucesso das restaurações fundidas, onde um selamento marginal insuficiente promovia condições para infiltração marginal, que deteriorizava o cimento e facilitava o acúmulo de placa bacteriana resultando em cáries recorrentes e distúrbios periodontais.

EVANS, em 1997, observou a presença freqüente de discrepâncias marginais quando da adaptação dos pilares de suporte sobre os parafusos de fixação dos implantes correspondentes durante sessões de avaliação e prova clínica da estrutura metálica. Na maioria das vezes, isto acarretava na necessidade de seccionar a estrutura metálica e soldá-la numa nova posição mais apropriada, além da remoção da camada de porcelana ou resina para o procedimento.

CRAIG *et al.*, em 1997, relataram as propriedades do Ti c.p. e de suas ligas, ressaltando que à temperatura ambiente o metal se apresentava na forma alfa, mas quando aquecido a 883°C, havia mudança para a fase beta. A fase alfa era mais rígida, passível de soldagem, porém de difícil manuseio. A fase beta tendia a ser totalmente maleável. As ligas alfa-beta eram resistentes e maleáveis

à temperatura ambiente, porém difíceis de soldar. Os dois mais importantes fatores relatados foram, alta reatividade química em elevadas temperaturas e alto ponto de fusão (1.700°C) que eram responsáveis pelas dificuldades encontradas durante o processo de fundição, necessitando de procedimentos especiais, tais como: ambiente inerte, materiais de revestimento e ciclos de resfriamento apropriados para prevenirem contaminação. Sem estes cuidados, principalmente o ambiente inerte, a superfície do Ti era contaminada e suas propriedades alteradas, com diminuição da resistência e da ductilidade. Imediatamente após a fundição ocorria a formação da camada de óxidos de Ti sobre o metal, a qual eram delegadas as excelentes propriedades de biocompatibilidade e resistência à corrosão. O Ti c.p. podia ser encontrado em 4 graus distintos que variavam de acordo com o conteúdo de O (0,18 a 0,40%) e Fe (0,20 a 0,50%) incorporados em sua estrutura. Em relação às fundições de coroas de Ti, foram observadas porosidades internas e superficiais grosseiras. Outras dificuldades como a baixa eficiência de reprodução de detalhes, inadequada expansão térmica do revestimento, e dificuldades no acabamento e polimento também foram mencionadas. Consideraram que a fundição em Ti ainda era uma técnica nova, sendo necessário maior desenvolvimento.

OLIVEIRA & SAITO, em 1998, avaliaram as alterações dimensionais de "próteses fixas" de níquel-cromo durante o processo de soldagem e testaram uma metodologia para verificação das possíveis distorções ocorridas. Para tanto, utilizaram dez "próteses fixas", fundidas com liga de níquel-cromo (Durabond),

cujos elementos foram obtidos com padrão de cera, tirados de um modelo de aço inoxidável simulando dois retentores. Foram utilizadas cinco réplicas para a soldagem com bloco de revestimento a frio e solda pasta-fluxo Unitek, como fornecida pelo fabricante. As outras cinco, foram soldadas com bloco de revestimento a quente, utilizando-se esferas previamente preparadas com solda pasta-fluxo. O espaço entre as peças a soldar foi de 0,2mm. A metodologia empregada para verificar as possíveis distorções foi a leitura das medidas das distâncias entre as marcas esféricas executadas nas faces "oclusal e cervical" e entre os ângulos ocluso-proximal e cérvico-proximal, realizada através da projeção do perfil destes. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente e revelaram que: 1) as "próteses fixas" soldadas com bloco de revestimento a quente e solda em estado de esfera tiveram menores alterações dimensionais do que aquelas obtidas com bloco de revestimento a frio e solda em pasta; 2) não houve diferença significativa entre as posições oclusal e cervical, o que demonstra que não houve distorções durante a soldagem; 3) o tipo de referência utilizado para fazer medidas não foi significativo, o que mostra que qualquer das referências usadas conduz a resultados semelhantes.

MELONCINI, em 2000, averiguou o ajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p., variando os tipos de revestimentos e técnicas empregadas. Foram avaliados três tipos de revestimento (Rematitan Plus, Rematitan Ultra, Ticoat Manfredi) e três técnicas de inclusão (emprego ou não de "boneca", uso ou não de alívio do troquel e os tipos de tratamento superficial). O ângulo de

convergência utilizado no preparo dos troqueis foi de 10°. Foram confeccionadas 8 coroas para cada grupo (96 no total) e as análises dos desajustes foram feitas após as seguintes etapas: jateamento com vidro; primeiro jateamento com óxido de alumínio; segundo jateamento com óxido de alumínio e usinagem interna com fresas. O autor considerou o desajuste de até 100µm como sendo aceitável clinicamente. Concluiu que: os revestimentos, Rematitan Plus e Rematitan Ultra, quando usados com “boneca”, requeriam necessariamente alívio e com freqüência, usinagem interna com fresas; eram necessários outros tratamentos superficiais após o jateamento com esferas de vidro, para que, a maioria dos blocos fundidos, chegasse ao grau de adaptação aceitável.

WALDEMARIM *et al.*, em 2000, avaliaram o efeito da diluição do líquido do revestimento Rematitan Plus sobre as dimensões de uma incrustação tipo MOD. A partir de uma matriz, foram confeccionados doze padrões de cera divididos em três grupos. Cada grupo foi incluído utilizando diluições de Rematitan Plus líquido dentre aquelas recomendadas pelo fabricante (mínima, máxima e intermediária). A partir de marcas de referência feitas na matriz, as peças foram medidas no sentido M-D e V-L. Observou-se que a variação na diluição, na maioria dos casos, não alterava significativamente as dimensões da incrustação. Além disso, observou-se que as propriedades da cera, utilizada como padrão para a confecção das incrustações, foram mais significativas na alteração dimensional que a diluição do líquido do revestimento.

MIRAGLIA, em 2001, avaliou quatro ligas metálicas, Pd-Ag, Ni-Cr, Au tipo III e Ti c. p., em função das técnicas de soldagem (convencional e a laser), tendo como controle as fundições em monobloco. Dez padrões em resina para cada técnica de soldagem foram fundidos, perfazendo trinta corpos de prova para cada liga utilizada, exceto para o Ti c. p., que recebeu apenas a soldagem a laser e fundição em monobloco. Após a obtenção dos corpos de prova e as soldagens, estes foram torneados até a espessura uniforme de 3 mm. Para os corpos fundidos com as ligas de Pd-Ag e Ni-Cr simularam-se as queimas para a aplicação da porcelana. Todos os corpos foram avaliados quanto a resistência a tração numa máquina de ensaio e os valores de resistências obtidos em kgf foram convertidos em MPa. Com os resultados obtidos conclui-se que a técnica de fundição em monobloco foi a mais resistente. Para as ligas de Pd-Ag e Au tipo III as soldagens a laser não devem ser indicadas, por apresentarem resultados insatisfatórios. No caso das ligas que contêm quantidades de Ag acima de 20%, a luz "laser" é refletida, impedindo a união entre as partes, para essas ligas, a soldagem convencional apresentou valores capazes de suportar as forças geradas durante a mastigação. Com a liga de Ni-Cr, tanto a soldagem convencional como a laser, apresentaram resultados altamente satisfatórios, salientando-se que, durante o teste de tração para a soldagem a laser, dois corpos não se romperam na área da solda. O Ti c. p. não recebeu soldagem convencional, por ser um metal altamente reativo ao ar. As soldagens a laser com Ti c. p. revelaram valores inferiores aos da fundição em monobloco, porém

todos os corpos soldados não se romperam na área da solda e sim no corpo de prova.

CONTRERAS *et al.*, em 2002, avaliou o ajuste marginal de coroas fundidas em titânio comercialmente puro e na liga titânio-alumínio-vanádio e a efetividade do processo de eletroerosão na redução do desajuste marginal em ambos os metais relacionados, comparando os resultados obtidos, antes e após o processo de eletroerosão, com os obtidos nas coroas fundidas em paládio-prata (grupo controle). Foram confeccionadas 45 coroas, separadas aleatoriamente em 3 grupos. As coroas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V foram fundidas pelo sistema Rematitan, utilizando padrões em cera confeccionados sobre dentes bovinos com preparos padronizados. O processo de eletroerosão foi usado no refinamento marginal das coroas fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V. O ajuste marginal foi medido com o auxílio de um microscópio mensurador, antes e após o processo de eletroerosão. Os valores médios de desajuste marginal encontrado foram: liga de Pd-Ag (45,2 μ m); Ti c.p. antes (83,9 μ m) e após (50,6 μ m) a eletroerosão; e Ti-6Al-4V antes (50,8 μ m) e após (24,5 μ m) a eletroerosão. A redução dos desajustes marginais das coroas fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V obtidas após o processo de eletroerosão, foi significativa, sendo que as fundidas em Ti-6Al-4V foi significativamente melhor do que as coroas fundidas em Ti c.p. e Pd-Ag .

FONSECA *et al.*, em 2002, avaliou o tratamento térmico e o desajuste marginal de *copings* fundidos em Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag e a influência do ciclo

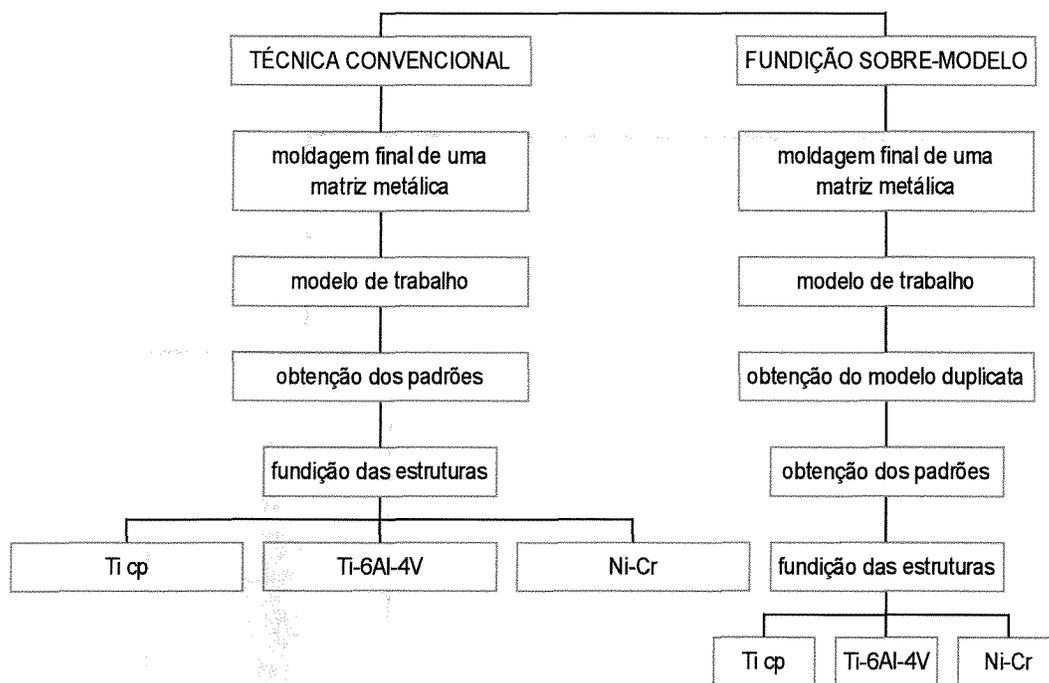
de cocção das porcelanas sobre o desajuste marginal. Utilizou 50 dentes bovinos com preparo típico para restaurações metalocerâmicas (altura de 5mm, término cervical em ombro 90° e largura de 1,5mm, com convergência oclusal de 8°), igualmente dividido entre os grupos: Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4V com tratamento térmico, Ti c.p., Ti c.p. com tratamento térmico e Pd-Ag. Os *copings* em Ti c.p. e Ti-6Al-4V foram fundidos pelo sistema Rematitan (Dentaurum). O desajuste cervical foi medido com o auxílio de um microscópio mensurador (Olympus STM) e os valores submetidos ao teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade. O desajuste cervical não foi influenciado de forma significativa pelo ciclo de cocção da porcelana Vitatitankeramic. O grupo Pd-Ag mostrou alteração estatisticamente significativa após a cocção da porcelana para dentina e *glaze*.

3. MATERIAIS E MÉTODO

3.1 - ETAPAS DE EXECUÇÃO:

As etapas de execução da fase experimental seguiram protocolo delineado de acordo com a Figura 3.1. Seguiram-se as etapas descritas simulando a confecção laboratorial de infra-estruturas metálicas de próteses odontológicas (fixas e removíveis), observando a precisão de cada etapa conforme BRUCE, 1967.

FIGURA 3.1: Organograma de execução da fase experimental



3.2 - DESCRIÇÃO DA MATRIZ METÁLICA

Utilizou-se no experimento, matriz metálica com base sólida em alumínio de configuração angulada, conforme Figura 8.1 do Anexo. As paredes anguladas da base foram idealizadas para possibilitar posições verticais de apoio, colaborando com os procedimentos técnicos de obtenção e análise das infra-estruturas fundidas. Sobre a base, foram adaptadas, de forma aleatória e através de rosca, três réplicas de preparos para coroas totais usinadas em aço inoxidável, simulando preparos padrões para coroas totais, cuja geometria baseada em BLACKMAN *et al.*, 1992, apresentava: término cervical em ombro de 90° em relação ao longo eixo do dente e largura de 1,5mm; paredes axiais com angulação de 8° em direção oclusal; e, altura cérvico-oclusal de 5mm (Figura 3.2).

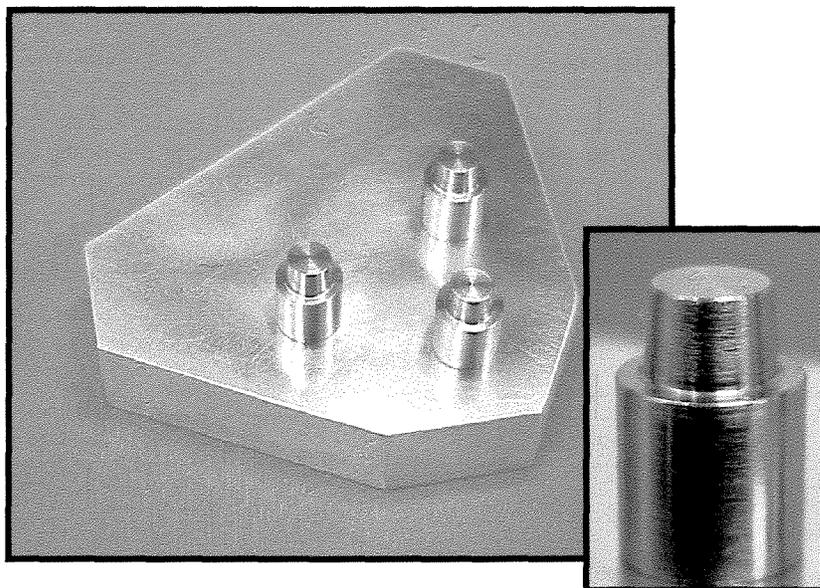


FIGURA 3.2 – Matriz metálica e detalhe da réplica do preparo

3.3 - OBTENÇÃO DOS MODELOS DE TRABALHO

A matriz metálica foi adaptada e fixada com cera pegajosa à base plástica de uma mufla de duplicação de tamanho compatível (Siliform Dublierset - Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha). A mufla foi adaptada ao redor da matriz e presa por encaixe à sua base. O material duplicador à base de silicone por adição (Rema Sil – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) foi vertido no interior da mufla pela abertura superior, utilizando unidade dosadora automática (DG1 – Degussa AG – Hanau – Alemanha) e ponta misturadora, até o completo preenchimento, conforme Figura 3.3. Transcorridos 45min do preenchimento, a mufla foi invertida e sua base e matriz metálica removidos. Os moldes foram pulverizados com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min para a secagem. Gesso tipo IV (Fuji Rock EP – GC América Inc - USA) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (20ml de água para cada 100g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha), sendo vertido nos moldes mediante vibração. Foram aguardados 45min até a remoção dos modelos em gesso. No total foram obtidos 20 moldes, sendo cada um deles vazado 3 vezes, totalizando 60 modelos de trabalho.

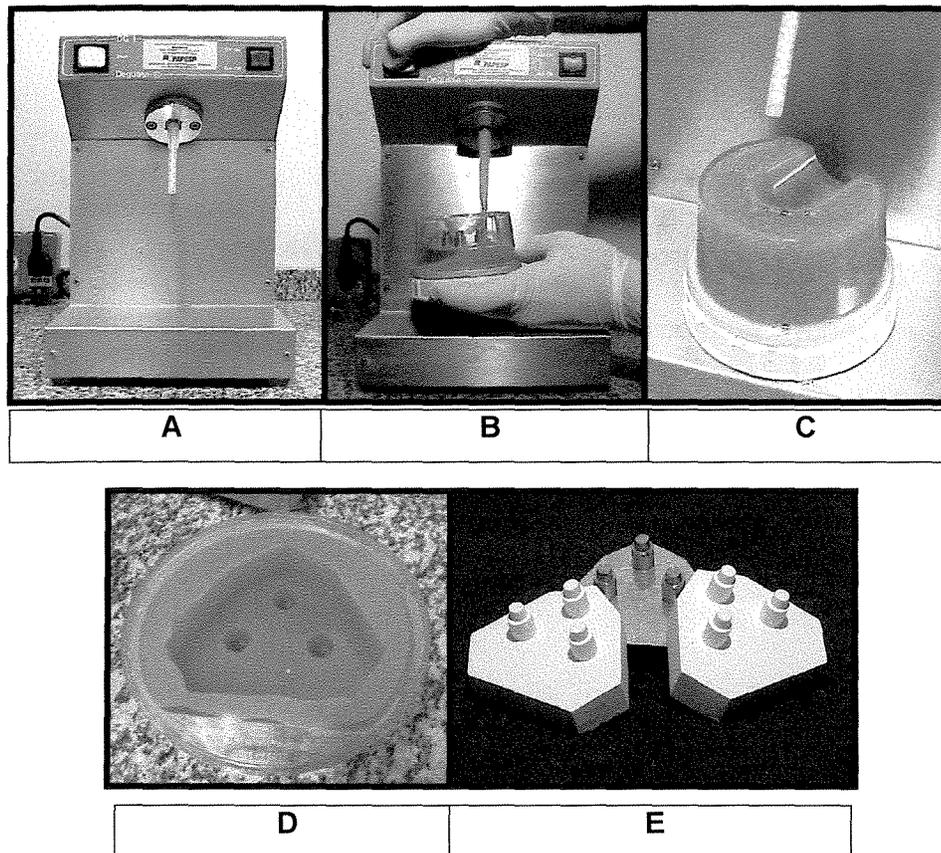


FIGURA 3.3 – A) Unidade dosadora; B) Preenchimento da mufla contendo matriz metálica com silicone C) Mufla preenchida; D) Molde em silicone; E) Matriz metálica e modelos em gesso

3.4 - CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS PELA TÉCNICA CONVENCIONAL

A - OBTENÇÃO DOS PADRÕES EM CERA PARA FUNDIÇÃO

Os modelos em gesso foram imersos em água, à temperatura ambiente, por 3min, e em seguida cobertos por uma camada de agente espaçador (Spacelaquer Ducera Lay – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha)

restrita ao perímetro de 1mm aquém do término cervical (STEPHANO *et al.*, 1989), sendo então, pulverizados com uma camada de isolante (Isolit – Degussa S.A. – Guarulhos – São Paulo) que para secagem, aguardava-se 3min. Sobre cada preparo, foi confeccionado um padrão de fundição com 0,7mm de espessura, por meio de imersão por 2s em cera liquefeita (Picodip – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha) aquecida a 87°C num aparelho elétrico de aquecimento (Hotty – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha). A padronização da espessura foi verificada com o auxílio de um espessímetro (Golgran – São Paulo – SP - Brasil). Os excessos de cera foram recortados com lâmina de bisturi número12, sendo a borda marginal refinada com o auxílio de cera verde para escultura (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), inserida com o auxílio de um gotejador (Golgran – São Paulo - SP - Brasil) e ajustada manualmente com auxílio de espátula Lecron (Duflex – Juiz de Fora – MG – Brasil). O procedimento foi controlado por inspeção visual em lupa (Optivisor-DA5 – Donegan Optical Company – Lenexa – EUA) com 4x de aumento (MILAN *et al.*, 1997).

Para simular uma infra-estrutura típica de prótese parcial fixa, os três padrões encerados sobre os preparos foram unidos entre si mediante a adaptação de duas barras de cera com 4mm de diâmetro, conforme Figura 3.4-A.

B – ADAPTAÇÃO DOS CONDUTOS DE ALIMENTAÇÃO

1) Infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V:

Às superfícies oclusais dos padrões de fundição e às duas barras de união, uniram-se 5 cilindros em cera de 4mm de diâmetro e a estes, outro de

5mm de diâmetro, correspondentes aos condutos de alimentação dos futuros moldes. O cilindro maior posicionava-se orientado paralelamente e no mesmo plano de arranjo dos padrões de fundição, tendo sido fixado a três outros condutos de 5mm de diâmetro, cujas extremidades apresentavam-se interseccionadas e convergentes, conforme Figura 3.4-B.

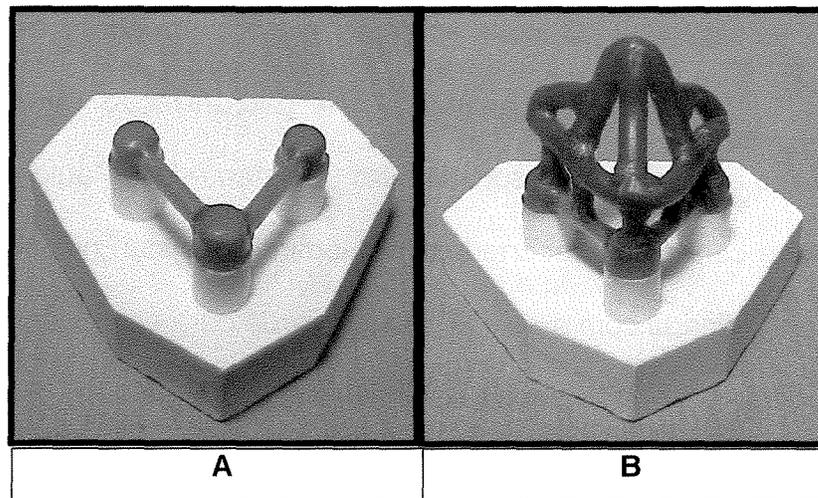


FIGURA 3.4 – A) Infra-estrutura em cera; B) Posicionamento dos condutos de alimentação para infra-estruturas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V

2) Infra-estruturas em Ni-Cr:

Aos padrões de cera obtidos conforme item 3.4-A, foram adaptados 5 cilíndricos de 4mm de diâmetro diretamente à infra-estrutura encerada, um sobre cada padrão e dois às barras de união, correspondentes aos condutos de alimentação dos futuros moldes. Para evitar falhas na fundição por injeção da liga, inclinaram-se os condutos de alimentação em aproximadamente 60° em relação ao plano de arranjo dos padrões (Figura 3.5).

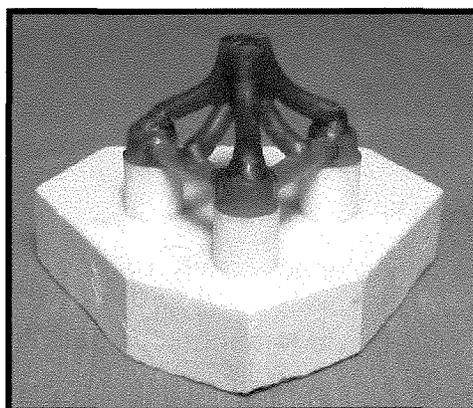


FIGURA 3.5 – Posicionamento dos condutos de alimentação para infra-estruturas em Ni-Cr

C – INCLUSÃO DOS PADRÕES DE CERA EM REVESTIMENTO

1) Infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V:

Os padrões de fundição em cera foram adaptados à base formadora de cadinho do anel inclusor de silicone (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), conforme Figura 3.6-A. O conjunto foi pulverizado com líquido redutor de tensão de superfície (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min à temperatura ambiente até sua secagem.

O revestimento (Rematitan Plus – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (utilizando-se 84ml de líquido específico para 500g de pó), segundo WALDEMARIN em 2000, em uma cuba de mistura e espatulado mecanicamente sob vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Ao final da manipulação, a massa foi vertida no anel sob vibração, até

seu preenchimento, e esse deixado à temperatura ambiente por 45min até que o bloco de revestimento fosse removido.

2) Infra-estruturas em Ni-Cr

Os condutos de alimentação foram unidos à base formadora de cadinho do anel inclusor de silicone de tamanho compatível conforme Figura 3.6-B (SAAS & EAMES, 1980) e todo o conjunto pulverizado com líquido redutor de tensão de superfície (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min. à temperatura ambiente até sua secagem.

O revestimento (Talladium – Talladium Inc. - USA) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (utilizando-se 6ml de líquido específico, 16ml de água destilada e 90g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Ao final da manipulação, a massa foi vertida no anel sob vibração até seu preenchimento e este levado à estufa à 37°C por 30min, conforme recomendação do fabricante. Transcorrido esse período, foi deixado sob bancada à temperatura ambiente até o resfriamento, permitindo que o bloco de revestimento fosse removido.

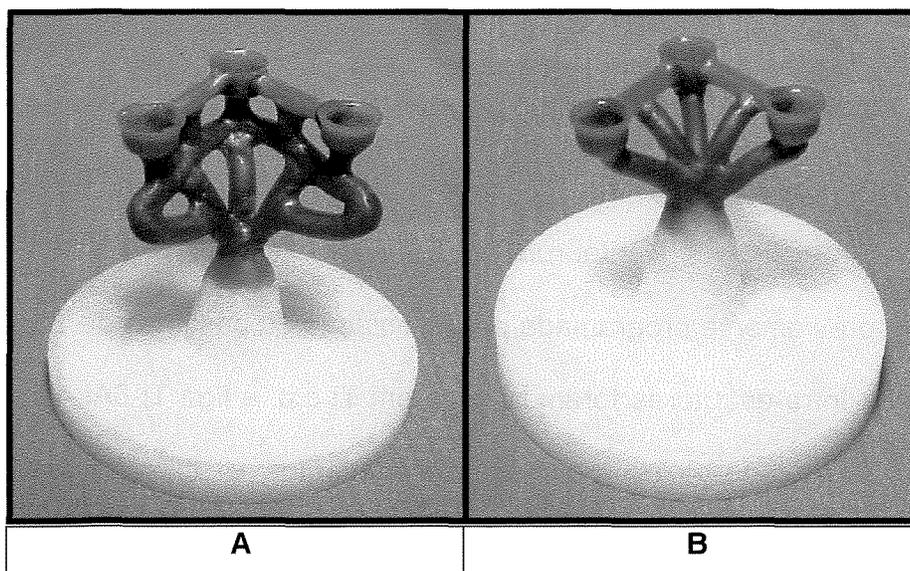


FIGURA 3.6 – Infra-estruturas, em cera, fixadas à base formadora de cadinho:
A) para Ti c.p. ou Ti-6Al-4V; B) para Ni-Cr.

D - FUNDIÇÃO

1) Infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V

A superfície oposta a base formadora de cadinho dos blocos de revestimento foram aplainadas em recortador de gesso. Os blocos com as respectivas bases formadoras de cadinho voltadas para baixo, foram levados ao aquecimento em forno elétrico (Vulcan 3-550 – Degussa Ney – Califórnia -USA), seguindo programa descrito na Tabela 3.1.

TABELA 3.1 – Programa para aquecimento (revestimento Rematitan Plus)

ESTÁGIO DE AQUECIMENTO	TEMPERATURA (°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (°C/min)	TEMPO DE AQUECIMENTO (min)
1	250	5	60
2	1000	5	90
3	430	5	120

Finalizado o ciclo de aquecimento, iniciou-se o processo de fundição. Para tal, foi utilizada a máquina de fundição de fusão por arco voltaico e injeção por vácuo (Rematitan - Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), previamente programada para utilização de pastilhas de 31g.

As infra-estruturas foram obtidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V, conforme Tabela 3.2, seguindo-se os mesmos procedimentos e utilizando-se cadinhos distintos da máquina de fundição para prevenir possíveis contaminações. Concluído o processo de fundição, os blocos de revestimento foram imediatamente esfriados em água à temperatura ambiente, seguindo-se as especificações do fabricante.

TABELA 3.2 – Ligas metálicas, fabricantes e composição química:

METAIS	FABRICANTES	COMPOSIÇÃO QUÍMICA* (%)
Titânio comercialmente puro (Tritan)	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG Pforzheim Alemanha**	99,50% Titânio 0,25% Oxigênio; 0,03% Nitrogênio; 0,30% Ferro; 0,10% Carbono 0,015% Hidrogênio.
Liga de titânio-alumínio-vanádio	Brodene Dahl A/S Oslo Noruega***	Titânio: balanço; 6,15% Alumínio; 4,08% Vanádio; 0,026% Carbono; 0,21% Ferro; 0,009% Nitrogênio.

*Informações fornecidas pelos distribuidores.

**distribuída no Brasil por Medental Comercial Ltda

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

2) Infra-estruturas em liga de Ni-Cr

Os blocos de revestimento, com as bases formadoras de cadinho voltadas para baixo, foram levados ao aquecimento em forno elétrico (7000 - 5P, EDG Equipamentos e Controles Ltda - São Carlos - SP), seguindo-se programa descrito na Tabela 3.3.

TABELA 3.3 – Programa para aquecimento (revestimento Talladium)

ESTÁGIO	TEMPERATURA (°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (°C/min)	TEMPO DE AQUECIMENTO (min)
1	300	20	40
2	900	7	30

Utilizou-se máquina de fundição de fusão por maçarico gás-oxigênio e injeção por centrifugação (Multicast Compact - Degussa-Hüls - Hanau - Alemanha).

Próximo ao término do ciclo programado de aquecimento do bloco de revestimento, o cadinho cerâmico da máquina de fundição foi abastecido com fundente (Flubmitel T - Degussa Hüls - Hanau - Alemanha) e 24g de liga metálica (VeraBond II - AalbaDent - Califórnia - USA conforme Tabela 3.4). Após fusão da liga com a chama redutora do maçarico, o anel de revestimento foi posicionado e o mecanismo acionado, à velocidade de 450rpm. Concluído o processo, o bloco de revestimento foi esfriado sobre bancada à temperatura ambiente, seguindo as recomendações do fabricante da liga metálica.

Tabela 3.4 – Liga, fabricante e composição química:

METAL	FABRICANTES	COMPOSIÇÃO QUÍMICA* (%)
Liga de níquel-cromo (VeraBond II)	AalbaDent Cordelia. USA**	77,05% Níquel 12,50% Cromo 4,25% Molibdênio 2,25% Alumínio 0,45% Titânio 4,00% Nióbio 0,50% Silício

*Informações fornecidas pelos distribuidores.

**distribuída no Brasil por ML Importações e Exportações Ltda

E – DESINCLUSÃO, ACABAMENTO E AJUSTE INTERNO DAS INFRA-ESTRUTURAS.

As infra-estruturas foram desincludas dos respectivos revestimentos com auxílio de desincludor pneumático (Modelo 320 – Silfradent – F.LLi Manfred – Itália) e jateadas com partículas de 100µm de óxido de alumínio em jateador pneumático (Oxyker Dry/AM28 – F.LLi – Manfred – Itália), sob pressão de 5,5kgf/cm². Em seguida, foram separadas dos condutos de alimentação com o auxílio de disco de carboneto de silício acoplado em torno de bancada (Knebel Produtos Dentários Ltda. – Porto Alegre – RS).

O acabamento das superfícies externas foi realizado com fresas (Maxi Plus e Midi – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha)

adaptadas ao micro – motor de bancada (405N – Dentec – Rio de Janeiro – RJ), conforme Figura 3.7.

Para evidenciar as irregularidades nas superfícies internas que eventualmente comprometessem o assentamento passivo das infra-estruturas aos preparos do modelo correspondente, aplicou-se uma camada de evidenciador spray (Okklusion Spray – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha) na parte interna das infra-estruturas. As irregularidades existentes foram removidas por fresas (Mini - Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) adaptadas ao micro – motor de bancada (405N – Dentec – Rio de Janeiro – RJ). O ajuste foi inicialmente realizado sobre os modelos em gesso sobre o quais os padrões foram obtidos e posteriormente, diretamente sobre a matriz metálica, simulando assim os procedimentos realizados clinicamente.

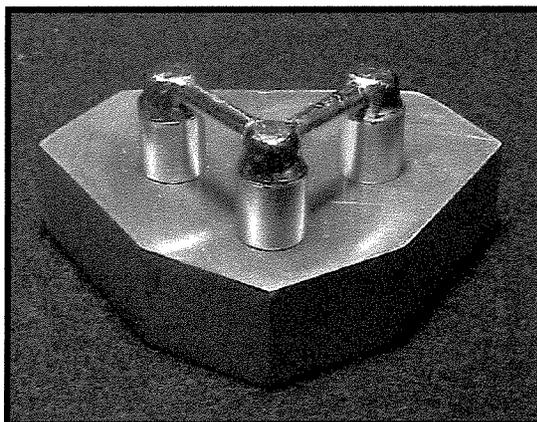


FIGURA 3.7 – Infra-estrutura acabada e ajustada sobre modelo metálico

3.5 - CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS PELA TÉCNICA DE FUNDIÇÃO SOBRE-MODELO:

A - OBTENÇÃO DE MODELOS DUPLICATAS

Os preparos dos modelos de trabalho foram aliviados nas regiões perimetrais oclusais e axiais, respeitando o limite de 1mm aquém do término cervical, mediante o uso de agente espaçador (Spacelaquer Ducera Lay – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Os modelos aliviados foram adaptados à base de uma mufla plástica e duplicados com auxílio de silicone por adição (Rema Sil – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) vertido no interior da mufla, perfazendo 15 moldes.

Os moldes obtidos foram pulverizados com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min para secagem. Após esse período, 10 moldes foram vazados, duas vezes cada, com revestimento para fundições em titânio (Rematitan – Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), proporcionado de acordo com instruções do fabricante, resultando em 20 modelos refratários. Os 5 moldes restantes, foram vazados, duas vezes cada, em revestimento para ligas de Ni-Cr (Talladium – Talladium Inc. - USA), totalizando outros 10 modelos-duplicatas refratários.

Para secagem, todos os modelos em revestimento foram levados à estufa a 70°C ($\pm 5^{\circ}\text{C}$) por um período de 40min. Após, foram imersos por aproximadamente 10s em líquido endurecedor de superfície (Okodur - Dentaurum -

J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), sendo novamente levados à estufa por outros 10min.

B - OBTENÇÃO DOS PADRÕES DE FUNDIÇÃO

Sobre os modelos-duplicatas em revestimento, foram confeccionados padrões de fundição com 0,7mm de espessura mediante imersão por 2s em cera liquefeita (Picodip – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha), mantida a 87°C em aparelho elétrico de aquecimento (Hotty – Renfert GmbH – Hilzingen – Alemanha). Os padrões foram unidos entre si mediante a adaptação de 2 barras de cera com 4mm de diâmetro, obedecendo aos procedimentos utilizados para a técnica de fundição convencional, descritos no item 3.4-A.

C – COLOCAÇÃO DOS CONDUTOS E CONES DE ALIMENTAÇÃO

1) Infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V

Às superfícies oclusais dos padrões de fundição e às barras de união foram fixados 5 cilindros em cera de 4mm de diâmetro e a estes, outro de 5mm de diâmetro, correspondentes aos condutos de alimentação dos futuros moldes. Ao cilindro maior, posicionado paralelamente e no mesmo plano de arranjo dos padrões em cera, foram fixados outros 3 cilindros de 5mm de diâmetro cujas extremidades apresentavam-se interseccionadas e convergentes. Na interseção das extremidades, uniu-se um cone plástico pré-fabricado (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha) correspondente à base formadora de cadinho do futuro molde, conforme Figura 3.8-A.

2) Infra-estruturas em Ni-Cr

Cinco cilindros em cera de 4mm de diâmetro foram adaptados diretamente à peça encerada, um sobre cada preparo, e dois às duas barras de união, cilindros estes, correspondentes aos condutos de alimentação do futuro molde. Inclinou-se todo o conjunto de condutos em aproximadamente 60° em relação ao plano de arranjo dos padrões. Na interseção das extremidades, uniu-se um cone plástico pré-fabricado (Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha) correspondente à base formadora de cadinho do futuro molde, conforme Figura 3.8-B.

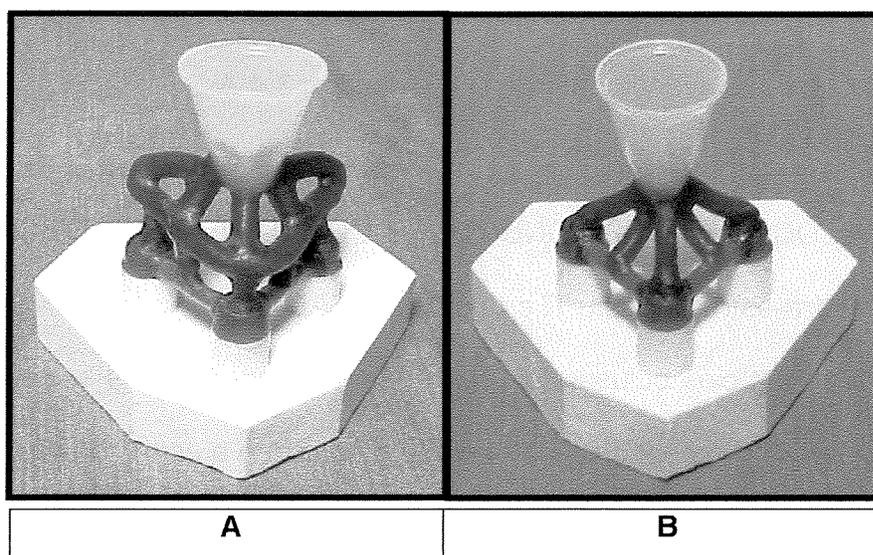


FIGURA 3.8 – Padrões e cilindros em cera para técnica de fundição sobre-modelo:

A) Infra-estruturas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V; B) Infra-estruturas em Ni-Cr

D – INCLUSÃO DOS PADRÕES DE CERA EM REVESTIMENTO

1) Infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V:

Os conjuntos em cera e os respectivos modelos duplicatas foram adaptados e fixados com cera pegajosa (Kota Indústria e Comércio Ltda – São

Paulo – Brasil) liquefeita, à base do anel plástico de inclusão (Rema – Form - Dentaurum - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha) de tamanho compatível, obedecendo a centralização horizontal dos cones plásticos formadores da base do cadinho com a porção superior do anel. A centralização vertical dos cones também foi verificada, permitindo que sua porção superior não excedesse o limite da borda superior do anel (Figura 3.9).

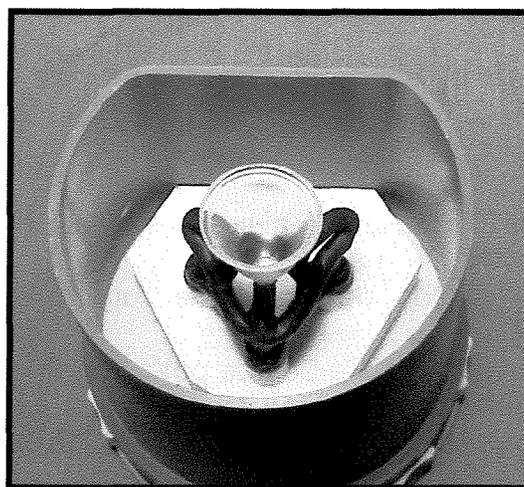


FIGURA 3.9 – Conjunto modelo refratário/padrão em cera posicionado no interior do anel para inclusão.

Cada conjunto foi pulverizado com líquido redutor de tensão de superfície (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min à temperatura ambiente até sua secagem.

O revestimento (Rematitan Plus – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (utilizando-se 84ml de líquido específico para 500g de pó) em uma cuba de mistura e espatulado mecanicamente sob vácuo por 60s em espatulador

elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Ao final da manipulação, a massa foi vertida, sob vibração, no interior do anel até seu preenchimento, e esse deixado à temperatura ambiente por 45min até que o bloco de revestimento fosse removido.

2) Infra-estruturas em Ni-Cr

Os conjuntos em cera e os respectivos modelos-duplicatas foram pulverizados com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min. à temperatura ambiente até sua secagem.

O revestimento (Talladium – Talladium Inc. - USA) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (utilizando-se 6ml de líquido específico, 16 ml de água destilada e 90g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60s em espatulador elétrico (Multivac 4 – Degussa-Hüls – Hanau – Alemanha). Ao final da manipulação, a massa foi vertida, sob vibração, no interior anel até seu preenchimento e este levado à estufa a 37°C por 30min, conforme recomendação do fabricante. Transcorrido esse período, foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente até o esfriamento, permitindo que o bloco de revestimento fosse removido.

E - FUNDIÇÃO

As fundições, em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al-4V e Ni-Cr, utilizaram-se dos mesmos procedimentos e equipamentos descritos nos itens 3.4–D1 e 3.4 –D2.

F - DESINCLUSÃO, ACABAMENTO E AJUSTE INTERNO DAS INFRA-ESTRUTURAS

Da mesma forma que as fundições, a desinclusão, acabamento e ajuste interno das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e ligas Ti-6Al-4V e Ni-Cr utilizaram as mesmas técnicas, equipamentos e passos descritos no item 3.4-E.

3.6 – LEITURA DOS DESAJUSTES MARGINAIS

As infra-estruturas obtidas foram posicionadas sobre a matriz metálica e para o máximo assentamento, aplicou-se ao conjunto, carregamento estático vertical de compressão de 9kgf por 1min em prensa pneumática (VALERA, 1976; PORTO, 1982; MILAN *et al.*, 1997), conforme Figura 3.10. O conjunto foi mantido fixo por auxílio de cola plástica (3M do Brasil Ltda – Sumaré - SP) inserida com dispositivo aplicador em 2 pontos diametralmente opostos de cada retentor.

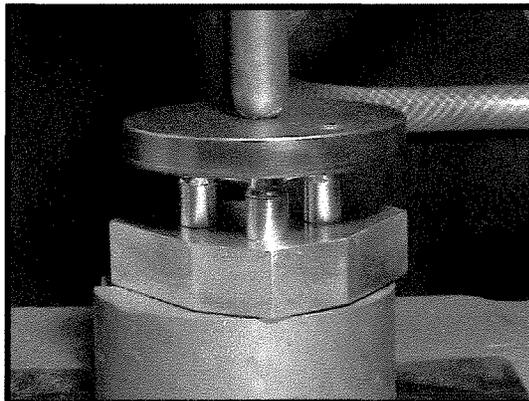


FIGURA 3.10 – Conjunto modelo/infra-estrutura sob carregamento estático

Considerou-se o desajuste marginal como sendo a distância linear (em μm) entre a margem cervical da peça fundida e a margem cervical do preparo da

matriz metálica. Quatro faces (mesial, distal, vestibular e lingual) foram medidas. Para a leitura, a base da matriz metálica foi posicionada verticalmente, apoiada em uma de suas paredes anguladas, propiciando adequada posição das margens a serem analisadas e permitindo que o segmento de leitura ficasse paralelo ao plano horizontal e perpendicular ao plano focal. As paredes anguladas da base possibilitaram diferentes posições verticais da matriz metálica e a leitura das diversas faces de cada retentor.

Em cada face foram realizadas 3 leituras, sendo considerada a média aritmética para análise estatística. As leituras foram realizadas por um único operador, em microscópio mensurador (STM – Olympus Optical Co. Ltda – Tóquio - Japão) com aumento de 50X, equipado com unidade de leitura digital para coordenadas X e Y (MMDC 201 – Olympus Optical Co. Ltda – Tóquio - Japão) de 0,5 μ m de precisão, sendo os valores registrados em milímetros e convertidos em micrometros (Figura 3.11).

3.7 – ANÁLISE ESTATÍSTICA.

Para o cálculo estatístico da variável desajuste marginal, considerou-se como unidade experimental a média dos 36 valores de desajuste medidos em cada infra-estrutura fundida. Foi realizada análise de variância, com dois fatores (liga e técnica de fundição) e a interação destes. Médias com interações significativas foram avaliadas utilizando o teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade, assim como, calculados os desvios-padrões.

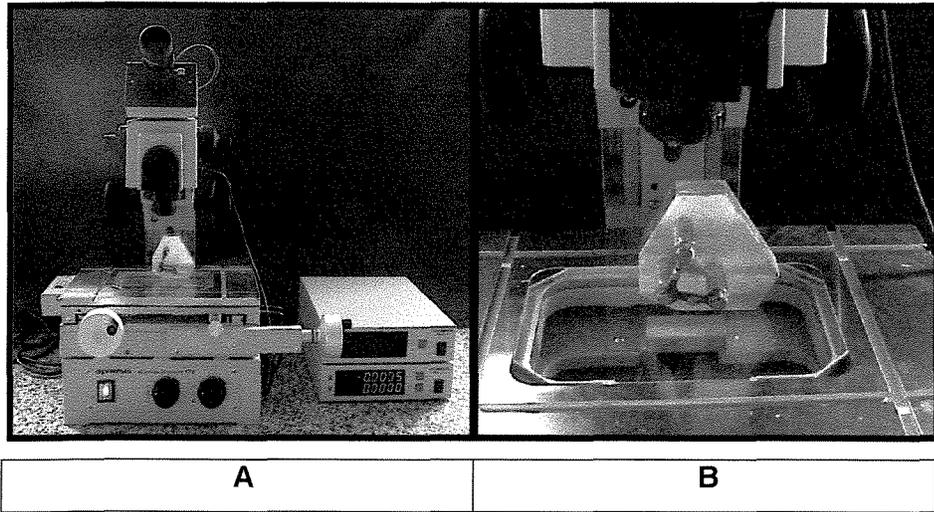


FIGURA 3.11 – A) Microscópio comparador e unidade digital de leitura;
B) Conjunto matriz/infra-estrutura metálica posicionado verticalmente para leitura das margens.



4. RESULTADOS

Os resultados originais (três leituras em cada uma das quatro faces analisadas) do desajuste marginal nos três retentores das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e nas ligas Ti-6Al-4V e Ni-Cr, pela técnica convencional e sobre-modelo, estão apresentados nas Tabelas 8.1 a 8.6 do anexo.

Verificou-se a significância estatística para os fatores liga, técnica de fundição e sua interação, sendo utilizado o teste de Tukey para a interação dos fatores, ao nível de 5% de probabilidade.

4.1 – TÉCNICA DE FUNDIÇÃO CONVENCIONAL

As médias de desajustes marginais das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e ligas Ti-6Al-4V e Ni-Cr pela técnica convencional estão apresentadas na tabela 4.1 e ilustradas na figura 4.1.

Verifica-se que as infra-estruturas em Ni-Cr apresentaram valores de desajustes marginais médios menores que os apresentados pelas infra-estruturas em Ti c.p. e maiores que os da liga Ti-6Al-4V, sendo observado diferença estatística significativa entre os grupos, em nível de 5% de significância. As estruturas em Ti c.p. apresentaram os maiores valores médios de desajuste marginal dentre os três grupos avaliados.

TABELA 4.1 – Médias (μm) e desvios-padrões dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas pela técnica convencional

GRUPOS	MÉDIAS	DESVIOS-PADRÕES	N	COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS*
Ti-6Al-4V	75,73	0,88	10	A
Ni-Cr	101,96	1,79	10	B
Ti c.p.	106,36	2,62	10	C

*Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey em nível de significância de 5%.

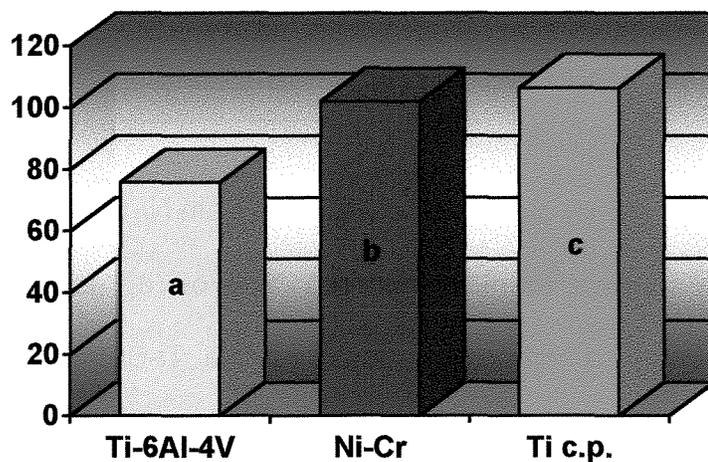


FIGURA 4.1 – Gráfico ilustrativo das médias (em μm) dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas pela técnica convencional

*Colunas seguidas de letras distintas diferem entre si em nível de 5% de significância

4.2 – TÉCNICA DE FUNDIÇÃO SOBRE-MODELO

As médias dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e ligas Ti-6Al-4V e Ni-Cr pela técnica de fundição sobre-modelo, estão apresentadas na tabela 4.2 e ilustradas na figura 4.2.

TABELA 4.2 – Médias (μm) e desvios-padrões dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas pela técnica de fundição sobre-modelo

GRUPOS	MÉDIAS	DESVIOS-PADRÕES	N	COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS*
Ti-6Al-4V	64,41	1,35	10	A
Ni-Cr	77,24	1,52	10	B
Ti c.p.	82,86	1,75	10	C

*Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância.

As infra-estruturas obtidas na liga Ti-6Al-4V apresentaram os menores valores médios de desajuste marginal, seguida das fundidas em Ni-Cr e por último, apresentando os maiores valores médios de desajuste marginal, as infra-estruturas fundidas em Ti c.p., sendo todos os grupos diferentes estatisticamente pelo teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade.

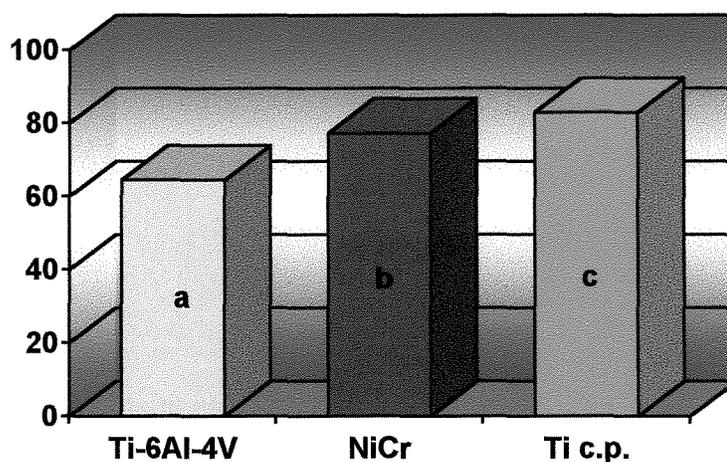


FIGURA 4.2 – Gráfico ilustrativo das médias (em μm) dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas pela técnica de fundição sobre-modelo
*Colunas seguidas de letras distintas diferem entre si em nível de 5% de significância

4.3 - COMPARAÇÃO ENTRE AS TÉCNICAS CONVENCIONAL E DE FUNDIÇÃO SOBRE-MODELO

TABELA 4.3 – Médias (μm) do desajuste marginal das estruturas obtidas pela técnica convencional e pela fundição sobre-modelo

GRUPOS	CONVENCIONAL	SOBRE-MODELO
Ti-6Al-4V	75,73 (0,88)aA	64,41 (1,35)bA
Ni-Cr	101,96 (1,79)aB	77,24 (1,52)bB
Ti c.p.	106,36 (2,62)aC	82,86 (1,75)bC

*Médias seguidas de letras minúsculas diferentes na horizontal e maiúsculas na vertical, diferem estatisticamente entre si em nível de 5% de significância () desvios-padrões

Os resultados encontrados com a técnica de fundição sobre-modelo mostraram valores significativamente menores no desajuste marginal na comparação com a técnica convencional para os três materiais avaliados, mostrando uma maior efetividade dessa técnica nas condições propostas.

5. DISCUSSÃO

Nenhuma fundição adapta-se perfeitamente sobre o dente preparado devido as deficiências dos diversos passos clínicos e laboratoriais necessários para a sua confecção (EAMES *et al.*, 1978). A busca dos profissionais é por restaurações que apresentem o menor grau possível de desajuste marginal dentro das limitações dos materiais e técnicas existentes.

Na clínica, para melhorar o ajuste marginal de infra-estruturas metálicas de próteses fixas - em especial aquelas com mais de 3 elementos - pode-se optar pelo corte, novo relacionamento e posterior soldagem (EVANS, 1997). A técnica, porém, requer habilidade e conhecimento pelo operador. Mesmo assim, é um procedimento de resultados imprevisíveis, onde distorções podem ocorrer na peça finalizada (BRUNO, 1955; FEHLING, 1986; HULING & CLARK, 1977; RUBIN & SABELLA, 1955; OLIVEIRA & SAITO, 1998). Além de distorções e conseqüentes desajustes marginais, para BRALY JÚNIOR, 1957; FEHLING, 1986; PENZER, 1953; e SAAS & EAMES, 1980, a soldagem ocasiona fragilidade da prótese. Ainda, no entender de ABRAMOWSKY, 1960; BRALY JÚNIOR, 1957; BRUNO, 1955; FUSAYAMA, 1966; RUBIN & SABELLA, 1955; e NISHIMURA *et al.*, 1963, a técnica consome tempo demasiado.

Entretanto, quaisquer que sejam as técnicas – realizada ou não por soldagem – e os materiais envolvidos, qual o valor de desajuste marginal clinicamente aceitável para restaurações fundidas? Analisando a literatura, verificam-se controvérsias: SCHWARTZ, 1986, referiu-se ao intervalo de 10 a

160 μ m; LEONG *et al.*, 1994, consideraram aceitável 120 μ m. Já SAMET *et al.*, 1995; e, MELONCINI, 2000; concordaram que uma discrepância das margens abaixo de 100 μ m seria o mais indicado para maior longevidade das restaurações. Diante da literatura, concordamos que o valor de 120 μ m proposto por LEONG *et al.* em 1994, é o que mais se aproxima de um valor clinicamente aceitável para infra-estruturas de próteses fixas.

Para se conseguir valores tidos como clinicamente aceitáveis e na tentativa de se encontrar um método onde não se faça necessária a soldagem, pesquisas foram desenvolvidas visando obter próteses fixas num só bloco. A maioria delas foi desenvolvida com ligas nobres (ABRAMOWSKY, 1960; ARAÚJO, 1969; ARRUDA *et al.*, 1976; BRALY JÚNIOR, 1957; DARVENIZA & MARTIN, 1982; FUSAYAMA *et al.*, 1964; GEGAUFF, 1989; HERRICK *et al.*, 1962; HULING & CLARK, 1977; PENZER, 1953; SARFATI & HARTEK, 1992; SHIFFLEGER, 1985; e ZIEBERT, 1986). Outras pesquisas utilizaram ligas de Ni-Cr nas avaliações (HINMAN, 1985; PEGORARO, 1990 e 1995). Todavia, os resultados foram consensuais e apontaram como vantagens: a economia de tempo para o cirurgião-dentista e o aumento da resistência nas áreas de conexões.

Por outro lado, ARAÚJO, 1969 considera que a técnica de fundição em monobloco exige muita habilidade do técnico, controle rígido durante a confecção do padrão de cera e dos preparos para inclusão e perícia durante a fundição. Por requerer inúmeros passos na seqüência de execução, muitas são as possibilidades de erros (FUSAYAMA *et al.*, 1964). Na confecção do padrão de

cera, sua remoção de sobre o modelo de gesso previamente à inclusão, é apontada como principal fonte de distorção, culminando em desajustes das margens da futura peça (DARVENIZA & MARTIN, 1982).

Seguindo a corrente de técnicas que focam as fundições em monobloco como preferíveis e tentando solucionar os problemas nela apontados, foi proposta por RUBIN & SABELLA (1955) e ABRAMOWSKY (1960), técnica onde se processava a inclusão e fundição sobre modelo de revestimento. Pela proposta, o enceramento era realizado sobre o modelo final, sendo transferido para o modelo de revestimento previamente à inclusão e fundição. Desde que a técnica tenha sido apenas apontada como viável, sem que se tenha demonstrado sua eficácia em números e desde esta mantém a remoção do padrão previamente à inclusão, o presente estudo realizou a fundição das infra-estruturas em monobloco - utilizando técnica aqui denominada de fundição sobre-modelo - realizando o enceramento diretamente sobre o refratário. A viabilidade da técnica foi avaliada em estruturas fundidas em Ni-Cr, Ti c.p. e liga de Ti-6Al-4V – as últimas, por não se encontrar quaisquer dados na literatura. Neste trabalho buscou-se reduzir o desajuste marginal de peças extensas além de diminuir as etapas laboratoriais até a obtenção de uma adaptação marginal clinicamente aceitável, imaginando-se que a técnica pudesse superar a fundição convencional.

Assim, observando os dados provenientes das leituras dos desajustes marginais, para os três materiais, verificou-se que a fundição sobre-modelo apresentou valores menores de desajustes marginais, sendo estatisticamente superior à técnica convencional. A melhor adaptação em relação à técnica

convencional ocorreu, provavelmente, devido a não indução de tensões ao padrão de cera pela não remoção do mesmo de sobre o modelo, que poderia acarretar ajustes deficientes da prótese fundida.

Percebeu-se ainda que os valores de desajuste variaram de 106,36 μ m para fundições em Ti c.p a 75,73 μ m para a liga Ti-6Al-4V, ambos obtidos pela técnica convencional. Valores como estes - no entender de SCHWARTZ, 1986; e LEONG *et al.*, 1994 - poderiam ser considerados clinicamente aceitáveis. Porém, no entender de KARLSSON, 1993; SAMET *et al.*, 1995; e MELONCINI, 2000, somente os obtidos pelas estruturas em Ti-6Al-4V estariam dentro dos padrões clínicos aceitáveis.

Na fundição sobre-modelo, os valores de desajuste marginal foram significativamente menores na comparação à técnica convencional, sendo decrescentes na seguinte ordem: Ti c.p. (88,86 μ m), Ni-Cr (77,24 μ m) e Ti-6Al-4V (64,41 μ m). Baseado no critério de SCHWARTZ, 1986; LEONG *et al.*, 1994; KARLSSON, 1993; SAMET *et al.*, 1995; e MELONCINI, 2000, os valores obtidos poderiam ser considerados clinicamente aceitáveis, uma vez que se mantiveram abaixo de 100 μ m. Além disto, pôde-se reforçar o fato de fundições monobloco apresentarem-se adaptadas a valores clinicamente aceitáveis - como já apontado por RUBIN & SABELLA, 1955; ABRAMOWSKY, 1960; HERRICK *et al.*, 1962; HULING & CLARK, em 1977; e, HINMAN *et al.*, 1985.

Quanto ao preparo empregado, poderíamos levantar questões quanto ao tipo de término cervical e angulações, no entanto, o preparo, baseado em

Blackman, 1992, foi escolhido visando futuras pesquisas com implantes. Assim pelo mesmo objetivo optou-se também pela utilização de troquel (modelo) metálico por ser rígido e fixo, uma vez que dados de desajuste marginal de estruturas adaptadas sobre um modelo e sobre dentes são diferentes, devido a resiliência dos tecidos dentais ou mesmo dos ligamentos periodontais. A disposição dos pilares foi feita de maneira aleatória, objetivando apenas a obtenção de uma infraestrutura extensa.

Contudo, poder-se-ia especular que a capacidade de copiar detalhes da técnica de fundição sobre-modelo pudesse ser menor, comprometendo o ajuste marginal da peça obtida. A hipótese poderia ser sustentada pelo fato da fundição ocorrer sobre um modelo-duplicada obtido em revestimento – material de menores densidade e qualidade superficial (MUENCH *et al.*, 1984) e haver a necessidade de se utilizar material duplicador, cuja capacidade de reprodução de detalhes é reduzida, quando comparada aos materiais de moldagem. Essa premissa é derrubada pela utilização de materiais específicos - refratário e duplicador - com melhores propriedades, como densidade, estabilidade dimensional e capacidade de reprodução. Assim, a técnica de fundição sobre-modelo torna-se viável e com resultados superiores à técnica convencional. Nela, pode-se evitar a soldagem e as conseqüências dela advindas.

Além disto, na técnica de fundição convencional, dada a inclusão isolada dos padrões, ao término da fundição há a necessidade de se corrigir por usinagem as bordas laterais e as porções internas das peças fundidas até que se consiga a desejada adaptação ao respectivo troquel em gesso. Na técnica sobre-modelo,

desde que a fundição ocorre por sobreposição ao modelo duplicado, a necessidade de usinagem interna e de margens é menor e menos freqüente.

Apesar de nos últimos anos um número crescente de trabalhos estarem direcionados ao estudo das particularidades das fundições de titânio – em especial as comparações entre os sistemas de fundição e aperfeiçoamento das técnicas - pode-se afirmar que permanece um campo pouco explorado, principalmente considerando-se que apenas 12% das pesquisas em titânio voltam-se para estas particularidades (NAKAJIMA & OKABE, 1996). Com relação às diferenças nos valores de desajustes marginais perante os materiais deste estudo, praticamente não há dados disponíveis que envolvam o Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V – especialmente aqueles relativos às próteses fixas extensas em monobloco. Dados de desajuste de coroas isoladas não seriam referências confiáveis para se comparar com os valores das infra-estruturas extensas.

Assim, como não temos dados que justifiquem os valores estatisticamente diferentes encontrados para o Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V, e por termos utilizado a mesma técnica para as duas ligas, podemos supor que a diferença de adaptação entre as infra-estruturas fundidas com essas ligas ocorreu provavelmente devido a diferença na composição química das mesmas, pois apesar do menor peso específico da liga Ti-6Al-4V, que teoricamente levaria a uma menor adaptação cervical, essa foi a liga que melhor se comportou nos testes, resultando nas infra-estruturas de melhor adaptação marginal, independentemente da técnica empregada, discordando dos valores encontrados por SYVERUD *et al.*, 1995, que advogaram ser este sistema metálico inferior ao Ti

c.p. em relação à capacidade de reproduzir margens cervicais, tendendo estas, a serem mais rugosas, imperfeitas e menos adaptadas que outras obtidas em Ti c.p.. Porém, nossos resultados corroboram com os achados de CONTRERAS em 2000, que relatou melhor adaptação marginal de infra-estruturas obtidas em Ti-6Al-4V, sendo estes, estatisticamente semelhantes aos da liga nobre Pd-Ag e superiores ao Ti c.p..

Quanto a adaptação marginal e dentro da metodologia empregada a viabilidade da técnica de fundição sobre-modelo exigem as estruturas de serem soldadas, em particular as peças fabricadas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V, que necessitam de soldagem "laser". O procedimento aumenta as etapas de execução e onera os custos finais da peça, possibilitando ainda que sejam diminuídas a resistência e longevidade (MIRAGLIA, 2001). Sendo assim, cria-se uma nova possibilidade para obtenção de infra-estruturas de próteses parciais fixas - com destaque às de maior extensão - permitindo liberdade na seleção da liga a ser utilizada e possibilitando a redução de custos e aumento da longevidade.

6. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, conclui-se que:

1- A técnica de fundição sobre-modelo apresentou resultados significativamente melhores que a técnica convencional em relação ao desajuste marginal.

2- Tanto para a técnica convencional como para a fundição sobre-modelo, o desajuste marginal foi significativamente diferente, apresentando-se na seguinte ordem decrescente: Ti c.p., Ni-Cr e Ti-6Al-4V.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ABRAMOWSKY, Z.L. Fixed partial dentures by one-piece casting. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.10, n.5, p.938-45, Sep.-Oct., 1960.

ARAÚJO, P.A. *Contribuição ao estudo das próteses parciais fixas obtidas por soldagem de elementos por fundição em um só bloco*. Bauru, 1969. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

ARRUDA, J.L.M. *et al.* Conectores rígidos e fundição de próteses fixas em uma só peça. **Rev. Fac. Odont. Araçatuba**, v.5, n.1 e 2, p.193-8, 1976.

BERGMAN, B. *et al.* A 2-year follow-up study of titanium crowns. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.48, n.2, p.113-117, Apr. 1990.

BESSING, C., BERGMAN, M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. **Swed Dent J**, Jönköping, v.16, n.3, p.109-113, 1992.

BLACKMAN, R. *et al.* Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.67, n.4, p.435-440, Apr. 1992.

BOENING, K.W. *et al.* Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. **J. Oral Rehabil**, Birmingham, v.19, n.3, p.281-7, Mar. 1992.

BRALY JUNIOR, T.E. Direct three-unit anterior bridges. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.7, n.4, p.529-32, Jul., 1957.

*Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

- BRUCE, R.W. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.14, n.5, p.939-43, Sep.-Oct., 1964.
- BRUCE, R.W. Clinical applications of multiple unit castings for fixed protheses. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.18, n.4, p.359-64, Oct., 1967.
- BRUNO, S.A. A one-piece fixed bridge. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.5, n.3, p.401-7, May, 1955.
- CONTRERAS, E.F.R. *Avaliação do desajuste marginal de coroas totais fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio antes e após a eletroerosão*. Piracicaba, 2001 (Mestrado em Clínica Odontológica – Área Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Campinas.
- CRAIG, R.G. *et al. Restorative dental materials*. 10.ed. Saint Louis: Mosby, 1997. Cap.15: Cast and wrought base metal alloys, p.428-432.
- DARVENIZA, M.; MARTIN, J.R. One-piece casting for fixed bridgework. **Aust. Dent. J.**, St Leonards, v.27, n.1, p.5-10, Feb., 1982.
- EAMES, W.B.; MACNAMARA, J.F. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. **Oper Dent, Seattle**, v.3, n.4, p.137-141, 1978.
- EVANS, D.B. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.77, n.2, p.212-215, 1997.
- FEHLING, A.W. *et al.* Cast connectors: an alternative to soldering base metal alloys. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.55, n.2, p.195-7, Feb., 1986.

- FONSECA, J.C. *Influência das temperaturas de cocção de porcelanas no desajuste cervical de copings em titânio comercialmente puro e ligastitânio-alumínio-vanádio e paládio-prata*. Piracicaba, 2001 (Mestrado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de Campinas.
- FUSAYAMA, T. *et al.* Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece canting. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.14, n.2, p.334-42, Mar.-Apr., 1964.
- FUSAYAMA, T. *et al.* A one-piece cast permanent splint. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.16, n.3, p.572-82, May-Jun., 1966.
- GEGAUFF, A.G.; ROSENTIEL, S.F. The seating of one-piece and soldered fixed partial dentures. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.62, n.3, p.191-7, Sep., 1989.
- HENRIQUES, G.E.P. *et al.* Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.78, n.2, p.146-151, Aug., 1997.
- HERRICK, P.W. *et al.* One-piece casting of multi-unit bridges. **Dent. Progr.**, v.2, n.2, p.93-100, Jan., 1962.
- HINMAN, R.W. *et al.* Improving the casting accuracy of fixed partial dentures. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.53, n.4, p.466-71, Apr., 1985.
- HULING, J.S.; CLARK, E. Comparative distortion in three-unit fixed protheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one-piece. **J. Dent. Res.**, Washington, v.56, n.2, p.128-34, Feb., 1977.
- IDA, K. *et al.* Titanium and titanium alloys for dental castings. **J. Dent Res**, Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstract, 397].

- KARLSSON, S. The fit of procera titanium crowns an in vitro and clinical study. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.51, p.129-134,1993.
- LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. Titanium ans titanium alloys as dental materials. **Int Dent Res**, Guildford, v.43, p.245-253, June 1993.
- 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.
- LUCAS, L.C.; LEMONS, J.E. Biodegradation of restorative metallic systems. **Adv Dent Res**, Washington, v.6, p.32-37, 1992.
- 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.
- MILAN, F.M. *et al.* Influência de três fontes de calor de fundição sobre a adaptação cervical de coroas totais metálicas. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, v.2, n.2, p.33-42, jul.-dez., 1997.
- MIRAGLIA, S. S. *Avaliação comparativa de resistência a tração envolvendo quatro ligas metálicas e três técnicas de união: fundição em monobloco, soldagem convencional e soldagem a laser.* São Paulo, 2001 (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- MUENCH, A. *et al.* Desajuste de blocos tipo classe I/coróa, em função da granulometria dos revestimentos. **Rev Paul Odontol**, São Paulo, v.6, n.2, p.47-50, mar. 1984.
- NAKAJIMA, H.; OKABE, T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. **Dent Mater J**, Oxford, v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.

- NISHIMURA, F. *et al.* Accuracy of bridges made various soldering technics and one piece casting *J.D.M.A.*,v.6, p.40-6, 1961/ Resumo em *Bull. Tokyo Med. Den. Univ.*, Tokyo, v.10, p.106-8, 1963.
- OLIVEIRA, J.A.M.; SAITO,T. Soldagem em Ni-Cr: uma nova técnica. *RPG Rev. Pós-Grad.*, São Paulo, v.5, n.3, p.184-91, 1998.
- PARR, G.R. *et al.* Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet Dent*, Saint Louis, v.54, p.410-414, 1985
- PEGORARO, R.A. *Avaliação do desajuste marginal de próteses fixas metalocerâmicas de múltiplas unidades com retentores fundidos individualmente e em um só bloco.* Bauru, 1990. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
- PEGORARO, R.A. *Avaliação do desajuste marginal de infra-estruturas para próteses fixas metalocerâmicas com retentores soldados, e fundidos em um só bloco.* Bauru, 1995. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
- PENZER, V. Fixed bridges without soldering. *J. Prosthet Dent*, Saint Louis, v.3, n.5, p.718-20, Apr. 1953.
- PORTO, C.L.A. *Liga do sistema cobre/alumínio. Estudo comparativo da precisão de fundição. Efeito do enceramento, tipo de preparo e alívio interno.* Araraquara, 1982. Tese (Livre-Docência – Dentística) - Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho.
- RUBIN, J.G.; SABELLA, A.A. One-piece castings for fixed bridgework. *J. Prosthet Dent*, Saint Louis, v.5, n.6, p.843-7, Apr., 1955.

- SAAS, F.A.; EAMES, W.B. Fit of unit-cast fixed partial dentures related for casting ring size and shape. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.43, n.2, p.163-7, Feb., 1980.
- SAMET, N. *et al.* A CAD-CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.73, n.5, p.457-463, May 1995.
- SARFATI, E.; HARTER, J.C. Comparative accuracy of fixed partial dentures made as one-piece castings or joined by solder. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.5, n.4, p.377-83, Jul.-Aug., 1992.
- SCHIFFLEGER, B.E. *et al.* Accuracy of one-piece castings and pre-ceramic soldering. **J. Dent. Res.**, Washington, v.64, p.290, Mar., 1985a. (Abstract nº 1040).
- SCHIFFLEGER, B.E. *et al.* Comparison of accuracy of mult-unit one-piece castings. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.54, n.6, p.770-6, Dec., 1985b.
- SCHWARTZ, I.S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.56, n.3, p.212-215, Sept. 1986.
- STEPHANO, C.B. *et al.* Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troqueis com e sem espaçador. **Rev. odontol. Univ. São Paulo**, v.3, n.3, p.383-9, jul.-set., 1989.
- SYVERUD, M. *et al.* Casting of Ti - 6Al - 4V alloy compared with pure Ti in Ar-Arc casting machine. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.103, n.5, p.327-330, Oct. 1995.
- TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. **Dent Cosmos**, Philadelphia, v.49, n.11, p.1117-9, Nov.1907.

TAIRA, M. *et al.* Studies of Ti alloys for dental castings. **Dent Mater**, Oxford, v.5, n.1, p.45-50, Jan.1989.

VALERA, R.C. *Estudo da adaptação gengival de coroas totais fundidas a partir de padrões de cera, de resinas acrílicas ativada quimicamente e mistos (R.A.A.Q. + cera)*. Bauru, 1976. Dissertação (Mestrado - Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

WALDEMARIN, R.F.A. *et al.* Efeitos da diluição do Rematitan Plus líquido sobre as dimensões de uma incrustação MOD. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.14, n.3, p.283-6, jul.-set., 2000.

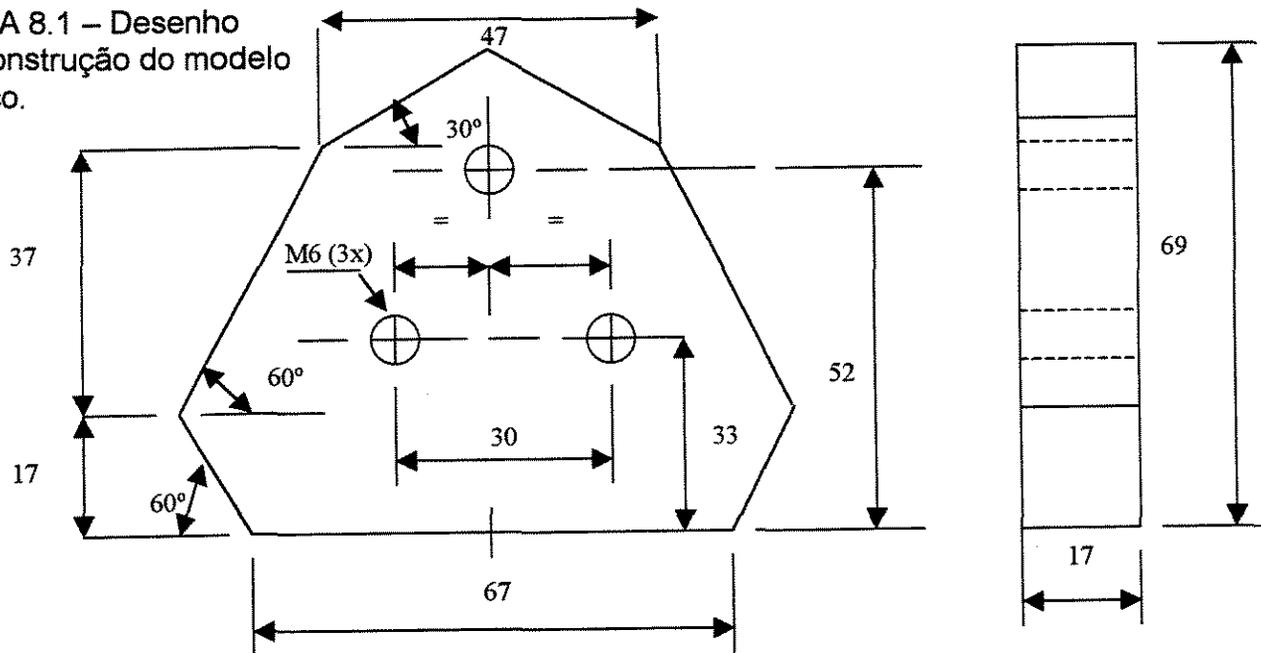
WALTER, M. *et al.* Clinical performance of machined titanium restorations. **J Dent**, Bristol, v.22, n.6, p.346-348, 1994.

WANG, R.R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. **Quintessence Int**, Berlin, v.27, n.6, p.401-8, June 1996.

ZIEBERT, G.J. *et al.* Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. **J. Prosthet Dent**, Saint Louis, v.55, n.3, p.312-7, Mar., 1986.

8. ANEXOS

FIGURA 8.1 – Desenho para construção do modelo metálico.



Base de Modelo Mestre

Material = Alumínio
Quantidade = 01 Peça
Dimensões = Milímetros

Pino para Base do Modelo Mestre

Material = Aço Inox
Quantidade = 03 peças
Dimensões = Milímetros

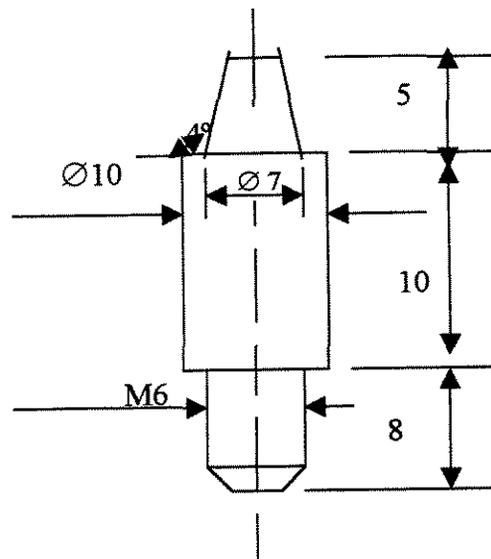


TABELA 8.1 – Valores originais, em μm , das três leituras nos quatro pontos selecionados em cada retentor para as estruturas confeccionadas com liga de Ni-Cr pela técnica convencional

Retentor	Peça 1	Peça 2	Peça 3	Peça 4	Peça 5	Peça 6	Peça 7	Peça 8	Peça 9	Peça 10
1	107	126	58	109	138	109,5	94,5	102	159	151
1	101,5	124	124,5	104,5	79	66,5	100	103,5	141	154
1	103	140	72,5	101,5	57	78	93,5	99	140,5	148,5
1	93	101	92	95	100	184	120	76,5	146,5	135
1	107,5	102	86,5	93	121,5	148	98,5	77,5	121,5	131
1	78,5	97	86	98	104	29	106	80	163	136,5
1	113	105,5	92,5	92,5	106	201	72,5	121	118,5	134
1	119	100,5	83	96	106,5	168	73	118,5	115	114
1	121	97	88	95,5	111	156,5	71	80	144	119
1	118	92	89	124	87,5	105,5	82	119	131,5	154
1	110	101	129,5	114,5	97,5	148,5	78	52,5	105	123
1	114	97	101,5	121,5	94	217	72,5	90	108	94
2	87,5	85	115,5	127	164	119	120	106,5	109	113
2	86,5	91	83	128	175	69	101	102	111	114
2	88	98,5	98	117,5	140,5	36	94	83	110,5	107,5
2	117	137	143,5	131	156,5	110,5	96	118	99,5	107
2	97	101	93,5	137,5	133	129	96,5	120,5	84	106
2	95,5	100,5	127	138	82	132	98	119,5	85	103
2	79	144	155	116	116,5	101	113	131	101	95,5
2	75,5	151	170	104	122	102,5	116,5	127,5	97	91
2	83,5	148	126	99	110	119,5	120	133	89,5	94
2	126,5	119	156	82,5	95	102	143	106,5	80	93
2	124	116	134,5	68,5	99,5	97	164	109	84,5	97
2	122,5	104	100,5	54,5	94,5	89	185	108	91	98
3	86	98,5	75,5	121	57,5	38,5	93	91	101	74,5
3	92	100	76	126	62,5	45,5	109	110	97,5	72
3	93	95	81,5	126,5	60	59	108	76,5	98	92,5
3	119	86	77	109	61	113,5	87	116,5	79,5	69,5
3	91	79,5	80	104,5	172	97	91	80	71	84,5
3	87	80	77,5	108	121	89	89	65	67	58
3	89	94,5	84	83	85	102,5	92	131,5	58,5	58,5
3	91,5	96	81,5	86	59,5	71,5	86	40	64	54
3	93	104	82	81,5	76,5	71	89,5	91	62,5	55,5
3	113,5	75	87,5	82	115	104	90,5	185	73	50
3	114	72	90	68	80	93	93	165	60	44,5
3	102,5	74,5	89	66,5	62	53	92	102,5	67	52,5
médias	101,097	103,694	99,6389	103,069	102,847	104,319	100,792	103,833	100,958	99,4167
d.padrão	14,756	20,5674	26,9488	21,2048	32,7943	44,756	23,9032	28,3148	28,6786	31,7867

TABELA 8.2 – Valores originais, em μm , das três leituras nos quatro pontos selecionados em cada retentor para as estruturas confeccionadas com liga de Ni-Cr pela técnica sobre modelo

Retentor	Peça 1	Peça 2	Peça 3	Peça 4	Peça 5	Peça 6	Peça 7	Peça 8	Peça 9	Peça 10
1	97,5	63	77	91,5	61	94,5	86	69	86,5	94
1	91,5	69,5	80,5	90,5	88	97	70	66	87	87
1	107	90	78	87	82,5	100,5	69,5	67,5	93	90,5
1	71	86,5	83	101,5	0	69	123	54	90	91
1	75	110	81	127	46	74	101	60	89	86
1	79	58	79,5	103	56,5	69,5	104,5	54,5	101	90,5
1	80	113,5	70	65	39,5	39,5	99,5	66	86,5	84,5
1	87	108,5	73	66,5	18	44	85	63	79	83
1	94	65	72,5	68	0	41,5	84,5	59	80	89
1	69	84,5	81	80,5	63	48,5	53	55	51	87
1	79	124	82	80	42	49	41	55,5	73	90
1	73	96	79,5	83,5	50,5	53	29,5	61	69	82,5
2	100	94,5	85	73,5	101	101	87	94	85	69
2	108	60,5	83,5	67	88,5	100,5	67	89	82	73
2	80	79,5	80	75,5	82,5	99,5	84,5	92,5	80,5	68,5
2	84	106,5	73,5	67,5	90,5	86	80	96	78	58,5
2	81	103,5	63	62	69,5	88,5	74,5	108	70,5	59
2	82,5	90	102	49,5	76,5	89,5	76	107,5	69,5	62
2	92,5	91	90	68,5	73	60,5	68	94	74	69,5
2	97	99	103	72	88,5	69	65	98	63	69
2	89,5	93	72	61	65	73	70	101,5	61	70,5
2	93	79,5	93	87	78	70	49,5	83,5	82,5	86
2	89	97	92,5	62	53	68	63	92,5	79	81
2	87,5	81	85	49	31,5	64	50,5	90	94	84
3	68	60,5	44	89	112	91	130,5	85	89,5	67,5
3	75,5	57	78,5	91	133	93	69	83,5	81	68
3	79	62	64,5	89,5	95	86,5	71,5	80,5	83	74
3	53	58	94	68	137	70,5	83	71,5	88	50,5
3	58,5	63	88	59	143	68	77	70	87	62
3	65	60,5	102	43	130	73	68	69,5	83	58
3	47	57	68	67,5	108	80,5	62	62	68	66
3	59	53	67,5	73	104,5	84	61,5	63	67,5	93
3	55,5	55	69,5	69	105	89,5	79	68	59	77
3	60	68	77	86	107	82	90	65,5	66	80
3	54,5	54	75,5	87	59,5	80,5	83,5	70	65,5	85
3	58,5	62,5	93	88,5	51	78	86	72,5	50	91
média	78,3472	79,2778	80,0278	76,3611	75,8194	75,7222	76,1806	76,0556	77,5417	77,1389
d.padrão	15,9153	20,3966	11,9773	16,7689	35,5998	17,6062	20,2845	16,1027	12,085	11,9902

TABELA 8.3 – Valores originais, em μm , das três leituras nos quatro pontos selecionados em cada retentor para as estruturas confeccionadas com liga de titânio comercialmente puro pela técnica convencional

Retentor	Peça 1	Peça 2	Peça 3	Peça 4	Peça 5	Peça 6	Peça 7	Peça 8	Peça 9	Peça 10
1	79	112	117	82,5	104,5	141,5	163,5	83	106,5	94
1	129	108	123	133	127	131,5	93	132	117	107
1	92	134,5	114,5	89	97	129	127	92	113	150,5
1	123,5	69,5	147	128,5	148,5	83	136,5	124	90	121
1	58	78	160,5	135,5	117	85,5	139	130	89	106
1	68,5	134	169,5	90,5	94	82	81,5	94	101	140,5
1	79,5	105	121	81	127,5	82,5	68	83	106,5	84,5
1	116	132,5	124,5	57,5	68,5	83	70	63	109	99
1	38	139	126	43	79,5	83	65,5	69	110,5	102,5
1	88	120,5	116	95	125	103,5	147,5	129,5	121	107
1	150	140	112	78,5	88,5	107	104	85,5	123	100,5
1	103	118	117,5	57	98,5	110	117	91	159	96
2	157	116	85	49,5	145,5	104	164	144	170	87
2	50,5	123	88,5	59	148	97	172	149	122	91
2	59	96	83	53,5	127,5	92	171	125,5	120,5	79,5
2	101	129	123	129	77,5	124,5	118,5	126	88	90
2	80,5	125	121	125	78	131	118	128	90,5	79
2	53	107	120,5	112,5	70	123	117	115	99	93
2	81	106	109,5	119	125,5	123	113	99	84	81
2	77,5	100	117	85,5	82,5	149	97	98,5	88	86
2	57	100,5	99,5	59	95,5	114	115	61	91,5	88,5
2	148	116	110,5	132	106	112,5	95	123	82,5	86
2	148,5	111,5	108,5	78	108,5	119	90,5	118,5	99,5	81
2	160	114	109	97,5	58	117	99	99,5	100	84
3	118,5	101,5	105	139,5	116,5	93	98,5	125	109,5	97,5
3	55	107,5	110	128	101	91,5	97	126,5	114	98
3	58	77	115,5	182	107,5	97,5	93	130,5	117,5	74
3	135,5	100	98,5	194	123	103	97,5	135	128	115
3	190	101,5	27,5	211,5	124,5	91	94	114	119	112
3	126,5	154	67,5	145,5	119	88,5	90,5	119,5	123,5	98,5
3	158	57	41,5	97	131,5	97,5	96	121	89,5	102
3	154,5	45	39,5	118	114	99	97	103	96	116,5
3	148	106	59,5	131	102,5	91	99,5	126,5	100,5	118
3	90	51,5	153,5	91	109	100,5	107	95,5	89	128
3	104	50	147,5	82,5	114,5	102	104,5	86	95,5	139
3	124,5	38,5	125	82	103	99	102	102,5	110	162
Média	104,444	103,458	108,722	104,792	107,333	105,028	109,972	109,667	107,583	102,639
d.padrão	39,8597	28,5213	31,7302	40,2844	22,4321	17,7836	27,3538	22,556	19,1328	20,9651

TABELA 8.4 – Valores originais, em μm , das três leituras nos quatro pontos selecionados em cada retentor para as estruturas confeccionadas com liga de titânio comercialmente puro pela técnica sobre modelo

Retentor	Peça 1	Peça 2	Peça 3	Peça 4	Peça 5	Peça 6	Peça 7	Peça 8	Peça 9	Peça 10
1	77	104	97	69,5	112	89	51	98,5	102,5	79,5
1	103	49,5	61,5	83	99,5	93	55,5	100	59,5	93
1	75	90	83	95	92	92,5	119	93	91	99
1	34,5	117	90,5	100,5	120	79	93	69,5	116	100,5
1	53	69,5	94,5	106,5	90,5	64	63,5	63	70,5	106,5
1	51	78,5	87	105,5	66	68,5	80	74	73,5	105,5
1	44,5	116	86,5	99	89	78	82	91,5	116	98,5
1	65	119,5	86	83,5	90	82	81,5	88	115,5	88,5
1	81	60,5	88	100	88,5	74,5	80	89,5	99,5	99
1	115,5	58,5	74	95	73	81	88,5	105,5	58,5	98
1	202	63	77,5	37	126	80	93,5	107	62	57
1	116	56,5	75	36	69,5	79,5	97	108,5	55	56,5
2	116	153	113	95,5	111,5	76	113	106	153	96,5
2	121	111	102	69	96,5	78	116,5	99,5	121	77
2	112,5	116	106,5	61,5	115,5	72,5	101	101	111,5	71,5
2	58,5	116,5	94	94	116,5	92	90	82	116,5	95,5
2	105	122	92	80,5	68,5	98	124	89	122	88,5
2	94	96	98,5	47	86,5	100,5	95	77	121,5	59
2	103	57,5	99	57	78	93	124	100,5	57,5	59,5
2	97	67	94	67,5	73	94,5	105	99	58	74,5
2	71,5	69,5	91,5	94	69,5	81	65	91,5	69,5	98
2	74	54	83	57,5	96	105	56	86	53	77,5
2	75,5	57,5	72,5	42	94	113	109,5	87	56	68,5
2	77	64	77	34	91,5	106,5	80	89,5	59,5	70
3	67	97,5	113	62	84	103	59	68	96,5	69
3	62,5	95	83	47,5	78,5	115	36,5	64	94	68
3	64	80,5	73,5	56,5	79	118	50,5	70	88,5	56,5
3	66	50,5	87,5	89	63	85	39,5	77,5	50,5	47
3	69,5	57,5	101	82,5	65	80,5	41	79	56	71
3	72	44,5	63,5	71	66,5	79,5	45	81	44,5	68,5
3	65,5	59	95	104	76	64	59,5	46	58	89,5
3	68	51,5	64,5	121,5	80,5	69	57	57	52,5	101
3	69	84	74	99,5	72	58,5	53,5	41	86	84
3	83	86	61,5	106,5	62,5	55	115	62	84	104,5
3	76	92,5	62	113	64	67	79	71,5	90,5	107,5
3	86,5	74	63	117,5	63	62,5	99,5	84,5	70,5	110
Média	82,5417	81,6389	85,1389	80,0139	85,1944	84,1111	80,5139	83,2639	83,0556	83,1667
d.padrão	29,6711	26,9172	14,4971	24,9647	18,0773	16,1692	26,2661	17,1145	27,7097	17,8614

TABELA 8.5 – Valores originais, em μm , das três leituras nos quatro pontos selecionados em cada retentor para as estruturas confeccionadas com liga de titânio-alumínio-vanádio pela técnica de fundição convencional

Retentor	Peça 1	Peça 2	Peça 3	Peça 4	Peça 5	Peça 6	Peça 7	Peça 8	Peça 9	Peça 10
1	84,5	99	74	105	64,5	94,5	81,5	84,5	69	96,5
1	63	90,5	98	84	72,5	70,5	78	80	89	49,5
1	57	97,5	84,5	62	65	60	82	78	77,5	52
1	79	99,5	76	42	57	44	82,5	66	44,5	73
1	68	94	83	81,5	49	68	78	63	40	68
1	83	98	77,5	51	60	54,5	83	64,5	48,5	64,5
1	89	100,5	68	36	87	48	91	69	51	31
1	106	105	69	57	58	49,5	94,5	75,5	59,5	32,5
1	84	94	68,5	44,5	74	42	89	76	54	39,5
1	70	48	68	35	92	53,5	73	75	65	44
1	44	47	74	29	84	60	64	74	69,5	28,5
1	62,5	52,5	75	44	79,5	61	61,5	79	67	24
2	89	89	54	112,5	83	102	70	88	80,5	113
2	69	98	49	89	74,5	94,5	68	93	78	91
2	61,5	88	50,5	107	39,5	99	67,5	94,5	77	106,5
2	90,5	105	73	136	64	129	80,5	89	70	159
2	94	84	74	137	59,5	112	84	81,5	78	157,5
2	95	95	68,5	132	57	118,5	81	70	75,5	162
2	99,5	87,5	79	140	69	140	85,5	62	83	164
2	106	89	85	139	75	141,5	84	64,5	84,5	138
2	109,5	88,5	63,5	143	73,5	135	91	69	60	153
2	123	43	151	94	89	93	70	98	120	94,5
2	129	41	129	98,5	95	89	53	94,5	175	91,5
2	124,5	49,5	98,5	90,5	98,5	81,5	72	80	112,5	87
3	43	37	75,5	39	84	59	82	67	58	42
3	31,5	43,5	72	44,5	85,5	59,5	80,5	59	53	38
3	45	24,5	69	47	63	55	78	59,5	59	31,5
3	29	58	68	45	90	53,5	77	68,5	67	29
3	30	52	73,5	48,5	85,5	52	80	69	64	27,5
3	32,5	59,5	72	49	65,5	49	81,5	67,5	65,5	28
3	61	64	77	56	91	56	79	89	87	62
3	63	79	75,5	52,5	90,5	63	70	70	87,5	43
3	52	84	79	51	87	58	72	74,5	82	68
3	82,5	75	72	71	79	59	74	68	79	84
3	78	68	78,5	71,5	80,5	54,5	69	70,5	77,5	87
3	81,5	89	71,5	73	84	55	68,5	63	78	91,5
Média	75,2639	75,4583	77,0556	76,0417	75,1526	75,3889	77,1111	74,8333	74,6111	76,4306
d.padrão	27,0672	23,2276	18,6186	35,6864	14,1314	29,5236	8,84801	10,7278	23,9729	44,0852

TABELA 8.6 – Valores originais, em μm , das três leituras nos quatro pontos selecionados em cada retentor para as estruturas confeccionadas com liga de titânio-alumínio-vanádio pela técnica de fundição sobre modelo

Retentor	Peça 1	Peça 2	Peça 3	Peça 4	Peça 5	Peça 6	Peça 7	Peça 8	Peça 9	Peça 10
1	71,5	73	67	75,5	61,5	54,5	61	80,5	68	66,5
1	81	67	81,5	74,5	60	60	67	78,5	82	63,5
1	84,5	70	75	51	58	62,5	68,5	60,5	74	58
1	65	77	71,5	36,5	56,5	76	72	54	42,5	68,5
1	64,5	80	76	76,5	59	74	79	52	48	74
1	75,5	80,5	70	42	58,5	71	73	37	50,5	64,5
1	76	80,5	67	50	63	61	67	50	69	61
1	75	76	63,5	53,5	58,5	62,5	64,5	55	68,5	52
1	59	81,5	59	59	51	57,5	69	56	66	63,5
1	51,5	50,5	49	41	73	49	63	48,5	49	58
1	36	48,5	53	44	65	47,5	58	38	47,5	54
1	49	50	50	42,5	54	48	57,5	47	51,5	52,5
2	78,5	73	47	84,5	63,5	81	63	49	67	73
2	58	70	46	88	69	84	58,5	54	69,5	69
2	51,5	75	46,5	87	67	79	59	67	70,5	66,5
2	87	84	59	86,5	60	77	74,5	82	51	86
2	86,5	80	61,5	87	61,5	81	80	74	49	87,5
2	83,5	83	60,5	86	53	78,5	77,5	60	48,5	79
2	69	85	71	78	70,5	79	54	37	72	68
2	76	83	75,5	80,5	68	87,5	53,5	42	67	64
2	74	84,5	74	81	64	86	49	43,5	51,5	71,5
2	65	41	70,5	92	74	72	63	92	82,5	71
2	71	38	72	84,5	69	84	48	89	79	71,5
2	65,5	43,5	74,5	79,5	71,5	81	71	73,5	76	77
3	56	59	52,5	52	72	54	70,5	74	73,5	62
3	56,5	57,5	48,5	59	69	48	68	79,5	69	58
3	58	58,5	56	55,5	77,5	47	67,5	68	68,5	64,5
3	55,5	49	70	57,5	70	50,5	58	71	61	46,5
3	57,5	47	74	58,5	73	54	57	65	60,5	65
3	50	48,5	72	53	57,5	58	59	67	62	67
3	66	59	70	57	74,5	56	61,5	72,5	75,5	59
3	60	52,5	76,5	54	81	51	64	79	77	38
3	67,5	50,5	71,5	49,5	79	48	62	74	72	42
3	66,5	51,5	67,5	44	70,5	57,5	74	68	67	37
3	75,5	55	69	43,5	69	51	79	57,5	67,5	39
3	71,5	54,5	73,5	46	64,5	50,5	82	63	62	36,5
Média	11,9041	14,91	10,2577	17,4925	7,52661	13,7781	8,68629	14,8658	11,0157	12,8975
d.padrão	66,5139	64,3611	65,0417	63,6111	65,7361	64,4167	65,3611	62,7361	64,3194	62,0694

TABELA 8.7 – Valores médios, em μm , das trinta e seis leituras das estruturas confeccionadas com as ligas de níquel-cromo, titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio pelas duas técnicas de fundição

Estruturas	grupo 1	grupo 2	grupo 3	grupo 4	grupo 5	grupo 6
1	101,0972	78,34722	104,4444	82,54167	75,26389	66,51389
2	103,6944	79,27778	103,4583	81,63889	75,45833	64,36111
3	99,63889	80,02778	108,7222	85,13889	77,05556	65,04167
4	103,0694	76,36111	104,7917	80,01389	76,04167	63,61111
5	102,8472	75,81944	107,3333	85,19444	75,15278	65,73611
6	104,3194	75,72222	105,0278	84,11111	75,38889	64,41667
7	100,7917	76,18056	109,9722	80,51389	77,11111	65,36111
8	103,8333	76,05556	109,6667	83,26389	74,83333	62,73611
9	100,9583	77,54167	107,5833	83,05556	74,61111	64,31944
10	99,41667	77,13889	102,6389	83,16667	76,43056	62,06944
Médias	101,9666	77,24722	106,3639	82,86389	75,73472	64,41667
d.padrão	1,797234	1,522801	2,628395	1,754376	0,884986	1,3506

SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA

Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado

Empresa de Pesquisa Agropecuária de Minas Gerais – EPAMIG

Análise da Variável DESADAPT – Arquivo: GIOVANI

Código de Projeto: **ADAPTAÇÃO**

Responsável: **GIOVANI**

Delineamento Experimental: **DESADAPTAÇÃO MARGINAL**

Observações Não Transformadas

Nome dos Fatores

FATOR	NOME
A	LIGA
B	TÉCNICA

QUADRO 8.1 – Teste de Tukey para médias de ligas

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	2	Ti c.p.	20	94.613849	94.613849	a
2	1	Ni-Cr	20	89.606903	89.606903	b
3	3	Ti-6Al-4V	20	70.075647	70.075647	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância

D.M.S. 5% = 1.32668

QUADRO 8.2 – Teste de Tukey para médias das ligas dentro do fator técnica convencional

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	2	Ti c.p.	10	106.363879	106.363879	a
2	1	Ni-Cr	10	101.966632	101.966632	b
3	3	Ti-6Al-4V	10	75.734668	75.734668	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância

QUADRO 8.3 – Teste de Tukey para médias das ligas dentro do fator técnica sobre modelo

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	2	Ti c.p.	10	82.863818	82.863818	a
2	1	Ni-Cr	10	77.247174	77.247174	b
3	3	Ti-6Al-4V	10	64.416626	64.416626	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância

D.M.S. 5% = 1.87621

QUADRO 8.4 – Teste de Tukey para médias das técnicas de fundição

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	1	Convencional	30	94.688393	94.688393	a
2	2	Sobre modelo	30	74.842539	74.842539	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância

D.M.S. 5% = 0.90132

QUADRO 8.5 – Teste de Tukey para médias das técnicas de fundição para o fator liga de Ni-Cr

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	1	Convencional	10	101.966632	101.966632	a
2	2	Sobre modelo	10	77.247174	77.247174	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância

QUADRO 8.6 – Teste de Tukey para médias das técnicas de fundição para o fator liga de Ti c.p.

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	1	Convencional	10	106.363879	106.363879	a
2	2	Sobre modelo	10	82.863818	82.863818	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância

QUADRO 8.7 – Teste de Tukey para médias das técnicas de fundição para o fator liga de Ti-6Al-4V

Número ordem	Número Tratamento	Nome	Número Repetições	Médias	Médias Originais	5%
1	1	Convencional	10	75.734668	75.734668	a
2	2	Sobre modelo	10	64.416626	64.416626	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância