



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA
(Cirurgião-Dentista)

**INFLUÊNCIA DA SOLDAGEM LASER E CICLOS DE COCÇÃO
DA PORCELANA NO DESAJUSTE MARGINAL DE INFRA-
ESTRUTURAS DE PRÓTESES FIXAS EM TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO
FUNDIDOS PELAS TÉCNICAS CONVENCIONAL E
SOBRE-MODELO REFRAATÁRIO**

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

PIRACICABA

-2005-

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA
(Cirurgião-Dentista)

**INFLUÊNCIA DA SOLDAGEM LASER E CICLOS DE COCÇÃO
DA PORCELANA NO DESAJUSTE MARGINAL DE INFRA-
ESTRUTURAS DE PRÓTESES FIXAS EM TITÂNIO
COMERCIALMENTE PURO E TITÂNIO-ALUMÍNIO-VANÁDIO
FUNDIDOS PELAS TÉCNICAS CONVENCIONAL E
SOBRE-MODELO REFRAATÁRIO**

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

Orientador: Prof. Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

PIRACICABA

-2005-

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8^a. / 6159

C817i Corrêa, Giovani de Oliveira.
Influência da soldagem laser e ciclos de cocção da porcelana no
desajuste marginal de infra-estruturas de próteses fixas em titânio
comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio fundidos pelas
técnicas convencionais e sobre-modelo refratário. / Giovani de
Oliveira Corrêa. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Lourenço Correr Sobrinho.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Titânio. 2. Soldagem. 3. Lasers. 4. Porcelana. I.
Correr Sobrinho, Lourenço. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.
(mg/fop)

Título em inglês: Influence of the laser-welding and ceramic firing cycle over the
desadaptation frameworks margins of commercially pure titanium and titanium-
aluminum-vanadium alloy with the conventional casting and refractory die

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): 1. Titanium. 2. Dental soldering. 3. Lasers. 4.
Dental porcelain

Área de concentração: Materiais Dentários

Titulação: Doutor em Materiais Dentários

Banca examinadora: Lourenço Correr Sobrinho, Simonides Consani, Mauro Antônio de
Arruda Nóbilo, Maximiliano Piero Neisser, Edwin Fernando Ruiz Contreras

Data da defesa: 05/07/2005

“...teu destino está constantemente sob teu controle.

Tu escolhes, recolhes, eleges, atraís, buscas, expulsas, modificas

tudo aquilo que te rodeia a existência.

Teus pensamentos e vontades são a chave de teus atos e atitudes...

São as fontes de atração e repulsão na tua jornada vivência.

Não reclames nem te faça de vítima.

Antes de tudo, analisa e observa.

A mudança está em tuas mãos.

Reprograma tua meta, busca o bem e viverás melhor.

Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo,

Qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

Chico Xavier

Dedico este trabalho,

A **Deus**, simplesmente pelo dom da vida.;

Aos meus pais **Francisco e Fátima**, pelo constante incentivo,
amor, carinho, atenção, dedicação e confiança.

A eles meu eterno amor e gratidão.

Aos meus irmãos **Bianca, Eduardo e Vinícius**, verdadeiros irmãos...
meus melhores amigos!

À **Maria Eduarda**, minha grande paixão, razão de toda uma vida, o melhor presente
que Deus podia ter me dado.

Aos amigos: **Danilo, Sandra, Sérgio, Christiano, Mayra,**
Guilherme, Flávio, Cristiane, Joane, Wagner, Jhoni
pessoas fundamentais em minha vida;

Ao amigo **Pavanelli**, grande incentivador, orientador e amigo,
responsável direto por minha opção acadêmica.

Agradecimentos Especiais

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, Titular de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela orientação segura e sensata, paciência e dedicação, amigo nos momentos mais difíceis. Agradeço pela amizade e confiança, pelo exemplo de dignidade e competência.

Ao **Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser**, do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP, pela grande amizade, e incentivo amigo certo nas horas incertas, sempre pronto a ajudar.

Ao **Prof. Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras**, meu parceiro e grande amigo, praticamente um irmão, pela cumplicidade, partilha de conhecimentos, responsabilidades, glórias e dificuldades compartilhadas.

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, um grande exemplo, pela seriedade, atenção e dedicação em suas tarefas, sempre muito atencioso e educado.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, pelo respeito e ensinamentos passados, um jovem de muita experiência.

Ao **Prof. Dr. Mário Fernando de Goes**, pela seriedade, competência, e entusiasmo que conduz seus trabalhos, contagiando e servindo de exemplo.

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. Mario Fernando de Goes.

À Faculdade Ingá – **UNINGÁ**, na pessoa do seu Diretor Geral Prof. Ricardo de Oliveira, pela oportunidade e principalmente por ter acreditado no meu potencial.

Ao Prof. Dr. **Mauro Antônio Arruda Nóbilo**, pela colaboração durante o desenvolver da tese, pelos ensinamentos e amizade.

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, pela valiosa colaboração durante todo o transcorrer do programa.

À **Selma A. Barbosa Segalla**, secretária da Área Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, pela atenção e por todo o auxílio prestado.

À bibliotecária **Marilene Girello**, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela preciosa orientação nas referências bibliográficas.

Aos colegas de doutorado em Materiais Dentários: **Murilo, Daniela, Roberta, Luciana, Mônica, Gisele, Rogério, Mirela, Rubens, Eduardo, Jaci, e Leonardo**, pela amizade, convivência e informações trocadas durante o programa.

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

À todas pessoas que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

Resumo	1
Abstract	2
1. Introdução	3
2. Revisão da literatura	8
3. Proposição	48
4. Materiais e Método	49
5. Resultados	65
6. Discussão	73
7. Conclusões	78
8. Referências Bibliográficas.....	79

RESUMO

A soldagem é uma alternativa para a obtenção de melhor ajuste marginal de retentores metálicos de próteses fixas de três ou mais elementos aos respectivos pilares, em detrimento da fundição tipo monobloco (peça única). No entanto, há a possibilidade de 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 infraestrutura. O propósito desse estudo foi avaliar a soldagem laser na redução do desajuste marginal de infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio; os efeitos do ciclo de cocção da porcelana no desajuste marginal em infra-estruturas de próteses fixas fundidas em monoblocos sobre-modelo refratário, comparando os resultados com a técnica convencional de fundição de próteses fixas. Inicialmente confeccionou-se uma matriz metálica, sendo esta moldada em silicóna 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 duas ligas avaliadas. Para a fundição sobre-modelo, a matriz metálica foi duplicada e modelos em revestimento *Rematitan Plus* foram obtidos. 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 fundidas foram jateadas com óxido de alumínio, ajustadas internamente e acabadas por fresas. Os desajustes marginais foram medidos em microscópio mensurador (Olympus - Japão) com aumento de 50 X. Após a aplicação dos respectivos tratamentos, as infra-estruturas foram submetidas à simulação dos ciclos de cocção (*bonder*; opaco; corpo e; *glaze*). As mensurações foram realizadas após todas as fases do estudo, os dados foram tabulados e submetidos a Análise de variância com parcela subdividida e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância. Concluiu-se que: a soldagem a laser foi eficaz na redução dos desajustes nas infra-estruturas em ambas as ligas; a etapa *bonder* interferiu no desajuste nas infra-estruturas.

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 laser-welding in the decrease of unfitted frameworks margins of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy; the effects of the ceramic firing cycle over the unfitted frameworks margins using the method of single-piece casting using a refractory die, comparing the results with the conventional casting technique for fixed prosthodontics. 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). 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. After laser welding, frameworks were submitted to firing cycle (bonder, opaque, dentin and glaze). The marginal fit was measured after the studies' steps. ANOVA and Tukey's tests were used in the statistical analysis of the results ($P < 0.05$). It was concluded that the laser-welding was effective in the decrease of marginal unfit of the frameworks on both alloys; the bonder application did not interfere on the marginal fit of the frameworks.

1 – INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a Odontologia vem tentando substituir as ligas à base de ouro. O titânio, descoberto e batizado por Klaproth, em 1795, é um desses materiais e foi irrelatado na Odontologia por PARR *et al.*, em 1985, tendo despertado grande interesse pelos pesquisadores, devido à sua alta resistência mecânica, baixo peso específico, possibilitando a construção de estruturas leves e altamente resistentes (WANG & FENTON, 1996). Além disso, é um material biocompatível.

A biocompatibilidade, bem como, a alta resistência à corrosão, em ambientes como a cavidade bucal (BOTHE *et al.*, 1940; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993, WANG & FENTON, 1996), devem-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). Assim, 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 à baixa condutibilidade térmica, baixo custo relativo e permitir a identificação de vazios e outras irregularidades nas fundições mediante exames radiográficos, (BOENING *et al.*, 1992; WALTER, 1994; NAKAJIMA & OKABE, 1996; WANG & FENTON, 1996).

Além do titânio comercialmente puro (Ti c.p.), ligas à base de titânio têm despertado grande atenção dos pesquisadores (SYVERUD *et al.*, 1995), como o sistema titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) bastante utilizado por apresentar 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).

Entretanto, apesar do Ti c.p. e suas ligas apresentarem propriedades mecânicas, físicas e biológicas satisfatórias para uso no meio bucal (CECCONI *et al.*, 2002), apresentam algumas desvantagens para a fundição odontológica convencional, como: baixa densidade ($4,5\text{g/cm}^3$), alto ponto de fusão (1672°C) e grande reatividade química com o oxigênio em temperaturas elevadas (800°C), (IDA

et al., 1980; PARR *et al.* 1985; TAIRA *et al.* 1989; WANG & FENTON, 1996; CRAIG *et al.* 1997). Assim, métodos especiais de fundição, ciclos de resfriamento, revestimentos e equipamentos são necessários para prevenir contaminações. Além disso, o titânio deve ser manipulado em ambiente controlado, sob pena da formação de uma camada espessa de óxidos, que tende a reduzir a resistência e a ductilidade da estrutura obtida (IDA *et al.*, 1982, BERGMAN *et al.*, 1990; BESSING & BERGMAN, 1992). Contudo, devido ao baixo peso específico, a injeção do metal liquefeito no molde de revestimento requer cuidados no processo de fundição, como a utilização de câmara de vácuo como forma de compensar a baixa fluidez, 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 *et al.*, 2002; FONSECA *et al.*, 2003). O emprego de ligas alternativas, dentre elas, o titânio, é dependente do propósito de aplicação e de aperfeiçoamentos na manipulação.

Os defeitos de fundição podem ser oriundos da própria técnica, como a da cera perdida proposta, para obter infra-estruturas em monoblocos (peças únicas). Porém, segundo SCHIFFLEGER *et al.* (1985) e BRUCE, (1964), quanto maior a peça protética, maior a distorção. Conseqüentemente, desajustes marginais inaceitáveis clinicamente são prevalentes.

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; JEMT, 1996). 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 são métodos viáveis para minimizar as distorções oriundas das etapas do processo de fundição (BERTRAND *et al.*, 2001).

A união dos componentes de uma prótese parcial fixa através de pontos de solda é uma manobra comum e a precisão depende das fases que compõem a

soldagem. Para a soldagem de ligas alternativas, emprega-se o maçarico, liga de solda e fundente, porém segundo FEHLING *et al.* (1986), é uma técnica sensível e de resultado final imprevisível. De acordo com HENRIQUES *et al.* (1997), a soldagem, seja ela convencional ou a laser, 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.

Assim, para o titânio e suas ligas, recomenda-se o uso de solda a *laser*, por não usar ligas heterogêneas de solda, ser realizada em ambiente inerte e prover aquecimento extremamente localizado, restringindo a zona afetada pelo calor. Segundo GORDON & SMITH (1970); SJÖGREN *et al.* (1988); BERG *et al.* (1995); CHAI & CHOU (1998); WANG & CHANG (1998) esse 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.

Convencional ou a *laser*, a técnica de soldagem tem gerado controvérsias a ponto de MATTHYS & SOMERLING-VAN PETEGHEM (1987), considerarem-na 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 (FAVA & VIEIRA, 1972; MATSURA & VIEIRA, 1976 e SAITO & VIEIRA, 1976).

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); WEISS (1977); 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.

Com o objetivo de obter peças extensas em monoblocos, CORRÊA *et al.* (2002) propuseram uma nova técnica para a obtenção de infra-estruturas de prótese fixa, a fundição sobre-modelo, mostrando ser um método viável e de resultados satisfatórios.

Devido a necessidade estética, as infra-estruturas metálicas de próteses parciais fixas necessitam de um recobrimento com cerâmica. Segundo SILVER *et al.* (em 1956), o envolvimento de materiais que apresentassem os mesmos coeficientes de expansão térmica levaria a obtenção de uma união molecular entre o metal e a cerâmica, com ausência de tensões na interface. Por outro lado, ao se aplicar a cerâmica para sobre o Ti duas considerações devem ser feitas: 1) acima de 800°C, o metal reage com O e N, formando uma espessa camada de óxido – denominada *alfa case*, que tende a reduzir a resistência da estrutura (CRAIG *et al.*, 1997) e diminuir a resistência da união à cerâmica (ADACHI *et al.*, 1990) e; 2) acima de 883° C, sofre uma transformação cristalográfica, alterando a estrutura cristalina hexagonal compacta para cúbica de corpo centrado, promovendo alterações nas propriedades do metal (BERGMAN *et al.*, 1990; CRAIG *et al.*, 1997).

Como as cerâmicas convencionais necessitam de temperaturas de cocções acima da temperatura crítica para o Ti, não podem ser utilizadas com este metal (TOGAYA *et al.*, 1983). Assim sendo, foram desenvolvidas cerâmicas de baixa fusão (TOGAYA *et al.*, 1983) com temperaturas de cocção e expansão térmica menores do que a temperatura de fusão do titânio. Segundo TROIA *et al.* (2003), a união de cerâmica de baixa fusão à infra-estrutura fundida em Ti e suas ligas apresentam menor resistência adesiva que a encontrada na associação entre ligas nobres e porcelana de alta fusão.

Além disso, ciclos de cocção das cerâmicas podem aumentar o desajuste marginal de *copings* metálicos de coroas unitárias (GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995; CAMPBELL *et al.*, 1995; ORUÇ & TULUNOGLU, 2000), além de aumentar a distorção das infra-estruturas metálicas de próteses fixas convencionais (BRIDGER & NICHOLLS, 1981) e infra-estruturas metálicas de prótese sobre implantes (BYRNE *et al.*, 1998).

Assim, devido os ciclos de cocção da cerâmica modificarem a adaptação das infra-estruturas fundidas (BYRNE *et al.*, 1998) e a escassez de estudos sobre os efeitos em infra-estruturas previamente soldadas ou obtidas através da fundição sobre-modelo, seria conveniente avaliar o efeito da soldagem a laser e os ciclos de cocção da cerâmica no desajuste marginal de infra-estrutura em titânio.

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.

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 troqueis 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 consequência 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 pânticos fundidos num só bloco e soldados da seguinte maneira: dois e três pontos de solda de uma só vez e cada pântico 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 pânticos 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 pântico 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 unidos 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 envolviam 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, independentes 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 à vácuo com a proporção água/pó utilizada corretamente, conforme as instruções do fabricante e que a técnica era útil na confecção de próteses.

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.

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.

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

As distorções ocorridas durante os ciclos de cocção da porcelana em próteses fixas metalocerâmicas de 6 elementos foram analisadas por BRIDGER & NICHOLLS, em 1981. Os autores utilizaram um modelo mestre que continha ausência dos incisivos centrais (pônticos) e incisivos laterais e caninos preparados para receber próteses metalocerâmicas (pilares). Foram confeccionadas 10 infra-estruturas metálicas, das quais 7 receberam porcelana e 3 não (controle). As mensurações foram realizadas após as seguintes etapas: fundição, oxidação, opaco, primeiro e segundo corpos da porcelana, *glaze* e remoção por ácido da porcelana. Concluíram que: as maiores distorções foram verificadas na mensuração inicial e na fase de oxidação do ciclo de cocção; as distorções ocorridas na etapa de oxidação poderiam estar relacionadas com liberação de tensões resultantes do processo de fundição e resfriamento da estrutura metálica e; as distorções geradas na cocção das porcelanas poderiam ser revertidas através da recuperação elástica por meio da remoção por ácido.

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

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 cinquenta unidades, das quais três eram compostas de sete elementos. Em todas, observou-se retenção passiva e excelente adaptação marginal.

TOGAYA *et al.*, em 1983, estudaram a compatibilidade das cerâmicas convencionais (cerâmica de alta fusão) ao Ti c.p. e relataram que devido ao baixo coeficiente de expansão térmica do metal e alto da cerâmica, havia uma incompatibilidade entre os materiais que poderia comprometer a união entre eles, devido ao acúmulo de tensões na interface. Os autores citaram ainda que o uso de

cerâmica de baixa fusão e a redução da temperatura da primeira etapa do ciclo de cocção (*bonder*) para 800° C eram alternativas viáveis para minimizar este problema.

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.

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

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 – rutilio 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°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 1985, 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 1985, 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.

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

encontrado nas amostras não soldadas. As fraturas foram do tipo dúctil, com poros e rachaduras variando de acordo com a energia, tempo e frequência utilizada.

TAIRA *et al.*, em 1989, realizaram um estudo das propriedades mecânicas, estruturas metalúrgicas e resistência à corrosão do Ti fundido e 4 ligas a base de Ti (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd). Outras propriedades vantajosas do metal foram citadas, como: excelente biocompatibilidade, baixo custo, comparado aos 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.

Segundo BERGMAN *et al.*, em 1990, após o aumento do preço do Au, houve um interesse muito grande por parte dos pesquisadores em encontrar um substituto satisfatório para as ligas que continham alto teor de Au. Afirmou-se que o Ti despertou o maior interesse dos pesquisadores, por ser bem tolerado em ambientes biológicos 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.

CAMPBELL & PELLETIER, em 1992, estudaram a distorção de estruturas metálicas em função dos ciclos térmicos de cocção da porcelana. Utilizou-se um modelo padrão simulando um preparo para coroa total com término em ombro de 90° e largura de 1 mm. O modelo mestre foi duplicado em modelos em gesso com polivinilsiloxano. As infra-estruturas foram fundidas em liga de Au-Pd e adaptadas a réplicas de resina do modelo mestre para realização das mensurações. Estas foram realizadas após cada etapa do ciclo de cocção da porcelana. Verificou-se que as infra-estruturas metálicas apresentavam distorções após todos os ciclos de cocção da porcelana, sendo que a maior amplitude de distorção ocorria no primeiro ciclo (oxidação).

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; Castamatic-S (Iwatani Co., Japão) e Cyclark (J. Morita Europe, Alemanha) com fusão pelo mesmo princípio e injeção por fluxo de argônio (pressão/vácuo). O processo de fundição em Ti 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 abundantes do que Au e com processo de extração barato, entretanto não se encontrava naturalmente em seu estado elementário e sim na forma de rutílio (TiO₂) ou ilmenita (FeTiO₃). 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 inertes ao ataque eletroquímico, muito bem aderido 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 (8×10^{-6} °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.

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

revestimento e fundição das coroas metálicas. Foram confeccionadas 12 coroas de acordo com a padronização do sistema Procera através da duplicação de modelos, eletroerosão na superfície interna e fresagem na externa, com posterior recobrimento com porcelana. Silicone leve foi injetado 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 troqueis em gesso a partir de um modelo mestre metálico replicado de um dente com preparo pronto para receber uma coroa metalocerâmica, com término marginal em chanfro medindo 1,5mm na vestibular, 1,0mm nas proximais e 0,5mm na lingual. Foram feitas 18 réplicas em gesso pedra,

as quais foram divididas em 3 grupos de 6 réplicas cada (Grupo 1- *copings* em metal nobre; Grupo 2- *copings* em Ti c.p. feitas por meio de eletroerosão associadas ao sistema Procera; Grupo 3- *copings* em Ti c.p. fundidas). Para a fundição das coroas de Ti foi utilizada a máquina de fundição *Tycast 3.000, Jeneric Pentron* com ambiente de $1,4 \text{ kg/cm}^2$ 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 $2,5\mu\text{m}$. 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 $25\mu\text{m}$ que foi significativamente menor do que as médias apresentado pelos grupos de Ti fabricado por eletroerosão e Ti fundido que foram respectivamente, $54\mu\text{m}$ e $60\mu\text{m}$, 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 $120\mu\text{m}$ pode ser considerado clinicamente aceitável. Com isso, concluiu-se que os três grupos apresentaram médias de discrepâncias clinicamente aceitáveis, mas deixaram uma ressalva, pois a variabilidade dos valores obtidos dentro de um mesmo grupo foi muito grande, assim sendo, a média não foi considerada a melhor maneira para expressar uma simulação clínica, sendo o valor da discrepância marginal absoluta a melhor forma. Assim apenas 50% das coroas em metal nobre, 33,3% das coroas de Ti fabricadas por eletroerosão e 16,7% das coroas de Ti fundido estariam dentro do critério de $120\mu\text{m}$ 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.

BERG *et al.*, em 1995, avaliaram as propriedades do Ti fundido e fresado (intacto e soldados a *laser*) e compararam com fundições em Au tipo IV (intacto e soldados a *laser*) que serviram de grupo controle ao estudo. O grupo 1 era composto por estruturas fresadas em Ti c.p.; o grupo 2 por estruturas fundidas em Ti c.p. e; grupo 3 por estruturas fundidas em Au tipo IV. Verificou-se que as resistências de união das estruturas em Ti e em Au soldadas a laser apresentaram valores semelhantes e a ductilidade de ambos os metais após a soldagem foi reduzida. Entre o Ti fundido e o fresado não houve diferenças estatísticas significativas quanto à resistência. Baseado nestes resultados, os autores sugerem que o uso clínico do Ti é perfeitamente viável.

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

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 270µm. Embora preconizassem que os valores de desajustes deveriam ser inferiores a 100µm, 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 esculpidos 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 significante; 2) o número de retentores e a extensão da prótese foram responsáveis por um maior desajuste marginal das próteses; 3) foram encontradas diferenças estatisticamente significante quando comparado os resultados dos retentores fundidos individualmente com aqueles fundidos em um só bloco.

GEMALMAZ & ALKUMRU, em 1995, estudaram as alterações no desajuste marginal de restaurações metalocerâmicas em relação a: ciclos de cocção, tipo de liga, tipo de término cervical, cobertura de porcelana e proximidade da porcelana. As mensurações foram realizadas nas seguintes etapas: antes da oxidação, após a oxidação, após aplicação do opaco, após aplicação do corpo e após aplicação do *glaze*. Os autores concluíram que: os maiores valores de desajuste marginal ocorreram durante o ciclo de oxidação; os *copings* em Ni-Cr apresentaram menores valores de desajustes marginais do que os fundidos em Pd-

Cu e; as alterações no desajuste marginal apresentaram-se independentes do tipo de término empregado e da proximidade com a porcelana.

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 rutílio (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 confirmá-lo como material de escolha na Prótese Dental.

MILAN, 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 era delegada 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.

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

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.

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

MELONCINI, em 2000, averiguou o ajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p., variando-se os tipos de revestimentos e técnicas empregadas. Foram avaliados três tipos de revestimento (*Rematitan Plus*, *Rematitan Ultra*, *Ticoat Manfredi*) e três técnicas de inclusão (emprego ou não de “boneca”, uso ou não de alívio do troquel e os tipos de tratamento superficial). O ângulo de convergência utilizado no preparo dos 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-se 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 *Rematitan Plus* líquido sobre as dimensões de uma incrustação MOD. A partir de uma matriz, foram confeccionados doze padrões de cera divididos em três grupos. Cada grupo foi incluído em uma diluição de *Rematitan Plus* líquido dentre aquelas recomendadas pelo fabricante (mínima, máxima e uma 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.

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

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 união 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 testados numa máquina de ensaio de tração e as resistências obtidas em kgf foram convertidas 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 satisfatório, 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.

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

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

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, divididas em 3 grupos aleatoriamente. As coroas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio 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 titânio comercialmente puro e na liga titânio-alumínio-vanádio. 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 paládio-prata (45,2 μ m); titânio comercialmente puro antes (83,9 μ m) e após (50,6 μ m) a eletroerosão; liga de titânio-alumínio-vanádio antes (50,8 μ m) e após (24,5 μ m) a eletroerosão. A redução dos desajustes marginais das coroas fundidas em titânio comercialmente puro e em titânio-alumínio-vanádio obtidas após o processo de eletroerosão, foi significativa, sendo que as fundidas em titânio-alumínio-vanádio foram significativamente melhores do que as coroas fundidas em paládio-prata e em titânio comercialmente puro.

Em 2003, ALVES, avaliou a adaptação marginal de infra-estruturas protéticas para *overdentures* com pilares do tipo UCLA fundidos em Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Foram confeccionadas 30 infra-estruturas em cada liga, sendo divididas em 3 grupos por liga: Grupo 1 - componentes pré-fabricados unidos por soldagem laser; Grupo 2 - fundidas em monobloco e; Grupo 3 - fundidas em monobloco, seccionadas e unidas com soldagem *laser*. Os autores concluíram que, em relação à adaptação marginal, a utilização de componentes pré-fabricados unidos por soldagem laser apresentou os melhores resultados, enquanto que a técnica com componentes fundidos em monobloco resultou em infra-estruturas mais desadaptadas.

FONSECA *et al.*, em 2003, analisaram a influência das temperaturas de cocção de porcelanas no desajuste marginal de *copings* em Ti c.p., Ti-6Al-4V e Pd-Ag. Foram confeccionados 10 *copings* em Pd-Ag (grupo controle), 20 *copings* em Ti c.p. e 20 em Ti-6Al-4V – sendo 10 sem tratamento e 10 com tratamento térmico antes da simulação dos ciclos de cocção de porcelana. Foram obtidos os seguintes

valores de desajustes marginais iniciais: Pd-Ag (58 μ m), Ti c.p. (86 μ m), Ti-6Al-4V (84 μ m) Ti c.p. TT (97 μ m) e Ti-6Al-4V TT (76 μ m). Após a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, os valores obtidos foram: Pd-Ag (98 μ m), Ti c.p. (117 μ m), Ti-6Al-4V (106 μ m) Ti c.p. TT (115 μ m) e Ti-6Al-4V TT (86 μ m). Concluíram que as temperaturas de cocção da porcelana influenciaram de forma significativa no desajuste marginal das restaurações em Ti c.p. somente na etapa *bonder* e em Ti-6Al-4V nas etapas *bonder* e *opaco*. Associado a este fato, os autores citaram ainda que o tratamento térmico realizado nas coroas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V previamente à simulação dos ciclos de cocção da porcelana não apresentou melhora significativa no resultado final.

3 – PROPOSIÇÃO

1 – Análise dos efeitos da soldagem a laser sobre o desajuste marginal de infra-estruturas de prótese fixa fundidas em Ti c.p. e sistema Ti-6Al-4V; pelas técnicas convencional e sobre-modelo.

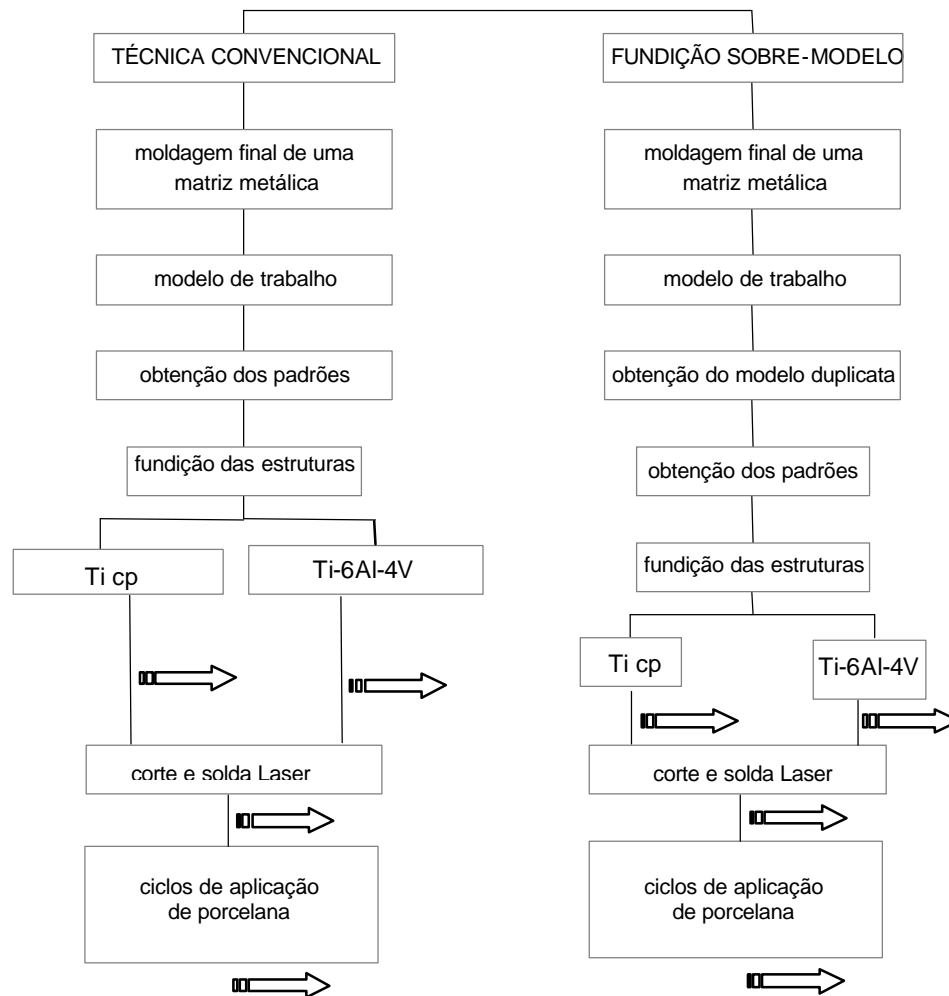
2. Análise dos efeitos de cada etapa do ciclo de cocção da cerâmica de baixa fusão sobre o desajuste marginal das infra-estruturas;

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1.- ETAPAS DE EXECUÇÃO:

As etapas de execução da fase experimental seguiram protocolo delineado de acordo com a Figura 4.1. 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 dos preparos até as fundições, conforme BRUCE, 1967. O delineamento dos grupos ocorreu conforme a figura 4.2.

FIGURA 4.1 - Organograma de execução da fase experimental.



⇒ Leitura de desadaptação

Quadro 4.1 - Delineamento dos grupos.

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5	GRUPO 6	GRUPO 7	GRUPO 8
LIGA	Ti cp	Ti cp	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V	Ti cp	Ti cp	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-4V
n	6	6	6	6	6	6	6	6
FUNDIÇÃO	Convenc	Convenc.	Convenc.	Conven.	S.modelo	S.modelo	S.modelo	S.modelo
LEITURA INICIAL	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
SOLDA	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
LEITURA PÓS-SOLDA	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
CICLO DE PORCELANA	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
LEITURA PÓS-CICLO	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim

4.2.- OBTENÇÃO DA MATRIZ METÁLICA

Utilizou-se no experimento uma matriz metálica com base sólida em alumínio de configuração angulada, conforme Figura 4.2. Os ângulos da base foram idealizados para possibilitar posições verticais de apoio, colaborando com os procedimentos técnicos de obtenção e análise das infra-estruturas fundidas. Sobre a base, foram adaptadas, através de rosca, três réplicas metálicas 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 troquel e largura de 1,5mm; paredes axiais com angulação de 8° em direção oclusal; e, altura cérvico-oclusal de 5 mm (Figura 4.3).

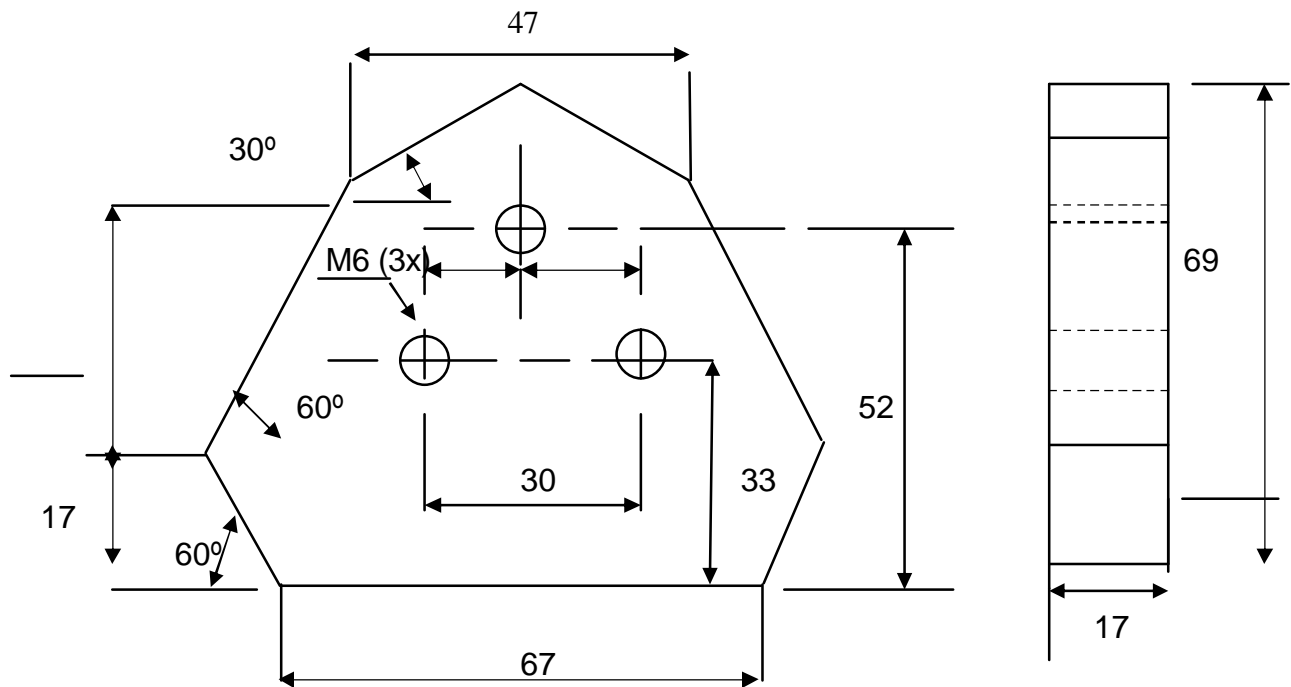


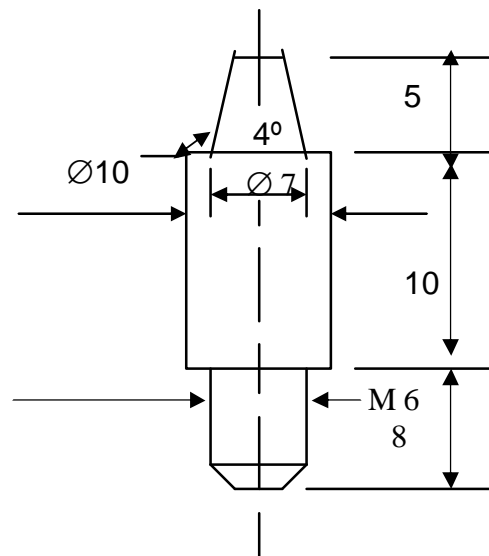
FIGURA 4.2 Desenho mecânico para construção do modelo metálico.

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



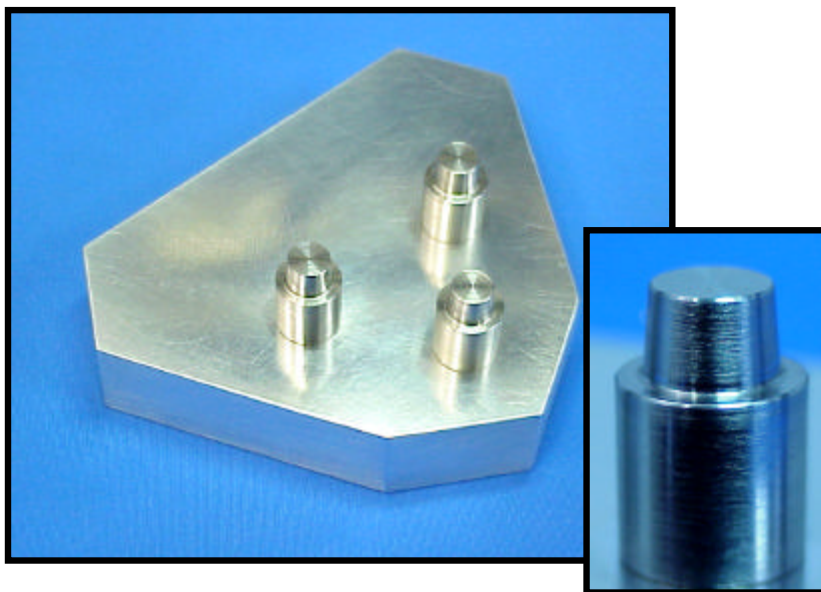


FIGURA 4.3 – Matriz metálica e detalhe da réplica do preparo

4.3- 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 4.4. 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 cinco minutos 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 45 min até a remoção dos modelos em gesso. Cada molde foi vazado 2 vezes, totalizando 32 modelos de trabalho.

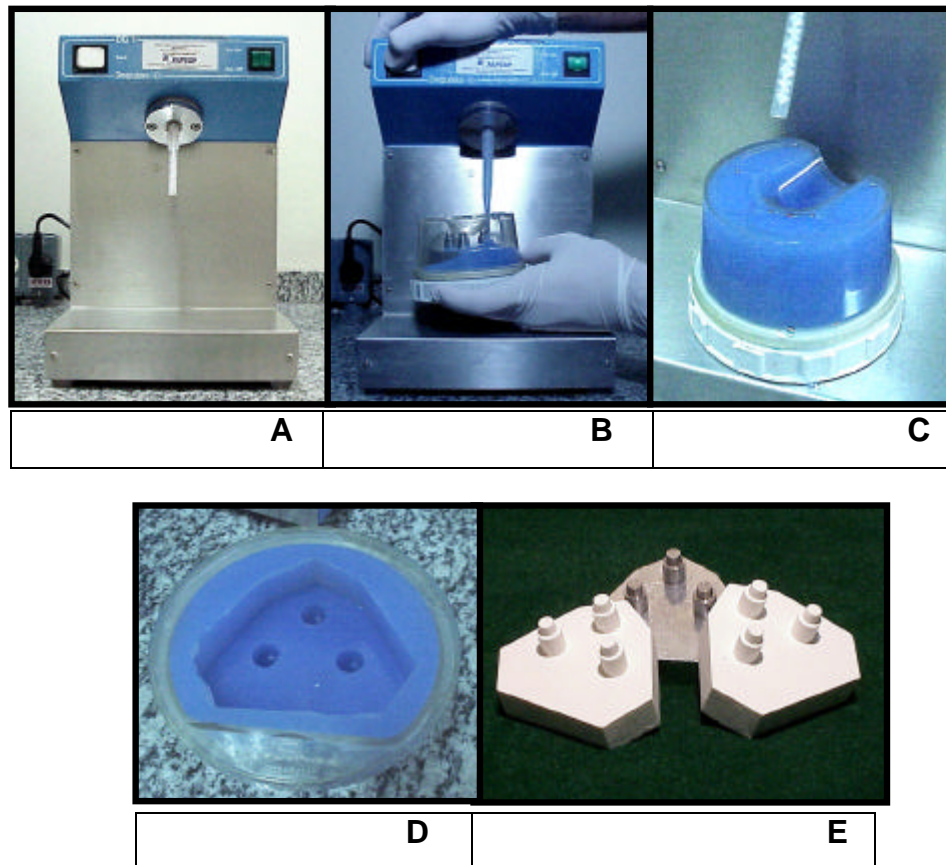


FIGURA 4.4 – A) Unidade dosadora; B) Preenchimento da mufla contendo matriz metálica com silicone C) Mufla preenchida; D) Molde em silicone; E) Matriz metálica e modelos em gesso

4.4 - CONFECÇÃO DAS INFRA-ESTRUTURAS PELA TÉCNICA CONVENCIONAL

A - OBTENÇÃO DOS PADRÕES EM CERA PARA FUNDIÇÃO

Os modelos em gesso foram imersos em água 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 (FONSECA *et al.*, 2003; CONTRERAS *et al.*, 202 e 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 espcímetro (Golgran – São Paulo – SP - Brasil). Os excessos de cera foram recortados com lâmina de bisturi nº12, sendo o bordo marginal refinado 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, 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 4 mm de diâmetro, conforme Figura 4.5-A.

B – ADAPTAÇÃO DOS CONDUTOS DE ALIMENTAÇÃO

Às superfícies oclusais dos padrões de fundição e às duas barras de união, foram unidos 5 cilindros em cera de 4 mm 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 5 mm de diâmetro, cujas extremidades apresentavam-se interseccionadas e convergentes, conforme Figura 4.5-B.

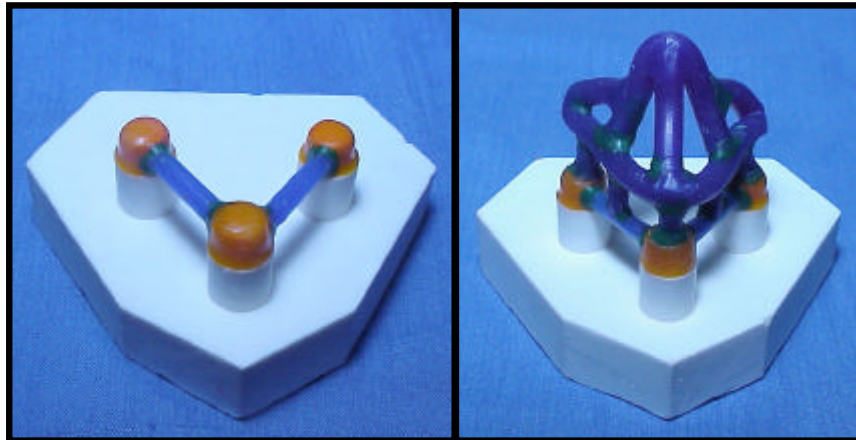


FIGURA 4.5 – A) Infra-estrutura em cera; B) Posicionamento dos condutos de alimentação para infra-estruturas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V

C – INCLUSÃO DOS PADRÕES DE CERA EM REVESTIMENTO

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 4.6. O conjunto foi pulverizado com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5 minutos 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.



FIGURA 4.6 – Infra-estruturas, em cera, fixadas à base formadora de cadinho.

D - FUNDIÇÃO

As superfícies opostas às aberturas da 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 4.2.

TABELA 4.2 – 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	550	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 4.3, 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, seguindo-se as especificações do fabricante.

TABELA 4.3 – Ligas metálicas, fabricantes e composição química:

LIGAS METÁLICAS	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

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).

Para evidenciar as irregularidades nas superfícies internas que eventualmente comprometessem o assentamento das infra-estruturas aos preparos do modelo correspondente, aplicou-se uma camada de evidenciador spray (Okklusion Spray – Refert 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 verificado sobre os modelos em gesso sobre o quais os padrões foram obtidos e posteriormente, diretamente sobre a matriz metálica.

Em seguida, utilizou-se o protocolo de acabamento para infra-estruturas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V para recobrimento com porcelana descrito por FONSECA *et al.*, em 2003, que consistiu de: uso de fresas especiais para Ti (Maxi Plus e Midi – Dentaurum – Pforzheim – Alemanha) ; e, jateamento com partículas de óxido de alumínio com tamanho médio de 150µm sob pressão de 2,04kgf/cm² em jateador elétrico.

4.5 - 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 – Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) vertido no interior da mufla, perfazendo 15 moldes.

Os moldes obtidos foram pulverizados com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min para sua secagem. Após esse período os moldes foram vazados, duas vezes cada, com revestimento para fundições em titânio (Rematitan – Dentauro - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), proporcionado de acordo com instruções do fabricante, resultando em 16 modelos refratários. Para secagem, todos os modelos em revestimento foram levados à estufa a 70°C ($\pm 5^{\circ}\text{C}$) por um período de 40 min. Após, foram imersos por aproximadamente 10s em líquido endurecedor de superfície (Okodur - Dentauro - J.P.Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), sendo novamente levados à estufa por outros 10 min.

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 circulares de cera com 4mm de diâmetro, obedecendo aos procedimentos utilizados para a técnica de fundição convencional, descritos no item 3.4.

C – COLOCAÇÃO DOS CONDUTOS E CONES DE ALIMENTAÇÃO

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 5 mm 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 (Dentauro - J.P.Winkelstroeter KG -

Pforzheim – Alemanha) correspondente à base formadora de cadinho do futuro molde, conforme Figura 4.7.

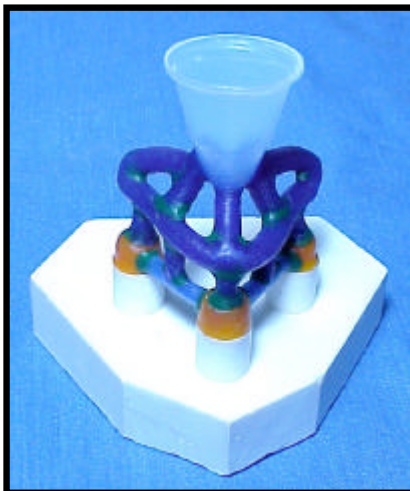


FIGURA 4.7 – Padrões e cilindros em cera para técnica de fundição sobre-modelo.

D – INCLUSÃO DOS PADRÕES DE CERA EM REVESTIMENTO

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 a porção superior não excedesse o limite da borda superior do anel, Figura 4.8.

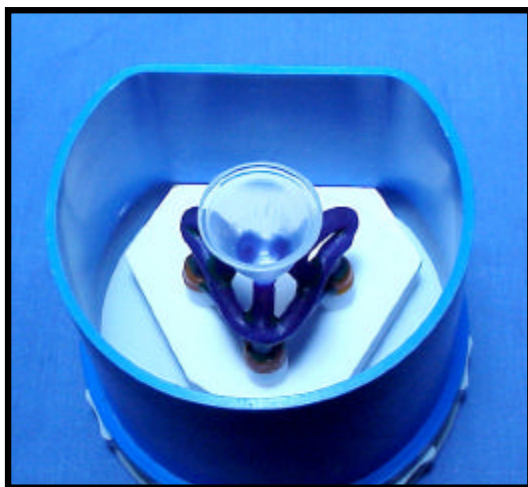


FIGURA 4.8– Conjunto modelo refratário/padrão em cera posicionado no interior do anel para inclusão.

Cada conjunto foi pulverizado com líquido surfactante (Lubrofilm – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha), sendo aguardados 5min à temperatura ambiente até 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.

E - FUNDIÇÃO

As fundições, em Ti c.p. e ligas de Ti-6Al-4V, utilizaram-se dos mesmos procedimentos e equipamentos descritos nos itens 4.4–D.

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 utilizaram as mesmas técnicas, equipamentos e passos descritos no item 4.4-E.

4.6 – 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, 1997). 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.

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

troquel metálico. Quatro faces (mesial, distal, vestibular e lingual) foram medidas. Para a leitura, a base da matriz metálica foi posicionada verticalmente, apoiada em uma das 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. Os ângulos 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 4.9).

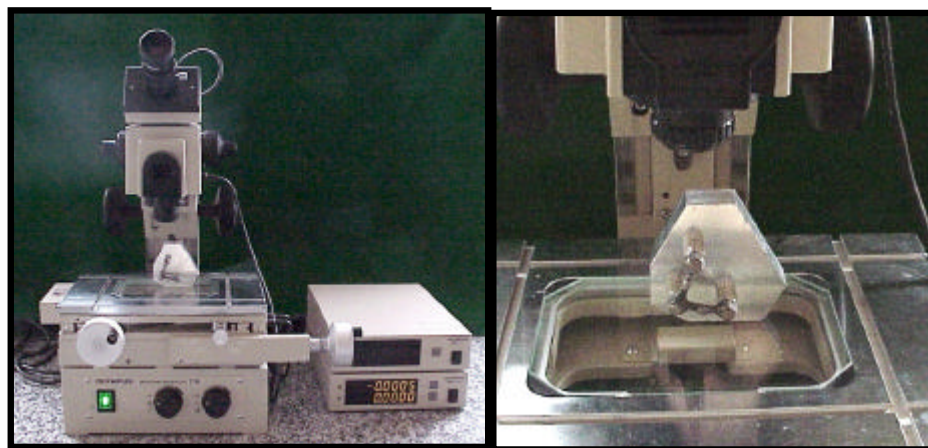


FIGURA 4.9 – (A) Microscópio comparador e unidade digital de leitura;
(B) Conjunto matriz/infra-estrutura metálica posicionado verticalmente para leitura das margens.

4.7- PROCESSO DE SECCIONAMENTO E UNIÃO POR SOLDA LASER.

As infra-estruturas foram, uma a uma, fixadas sobre seus respectivos modelos de trabalho e com o auxílio de disco de óxido de alumínio de 0,5mm (Dentorium SDM – Dentorium – Nova Iorque – E.U.A.) acoplado em torno de bancada (Knebel Produtos Dentários LTDA – Porto Alegre – RS – Brasil), cortadas em um ponto em

cada conector nas regiões entre pilares (Figura 4.10-A). Em seguida, os segmentos foram posicionados sobre o modelo mestre e o conjunto levado à máquina de solda por irradiação “laser” (Desktop F – Dentaurum – Alemanha) (Figura 4.10-B), previamente configurada para 300V/10ms com foco e frequência regulados em zero.

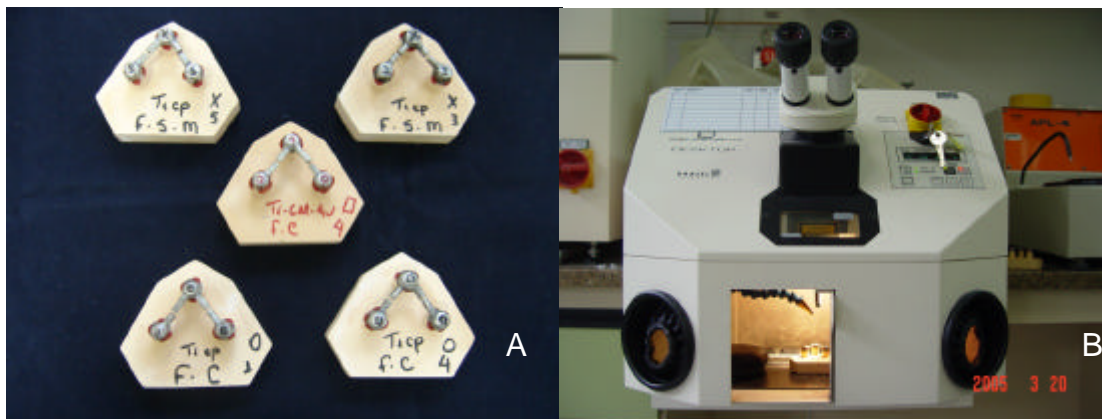


Figura 4.10 – (A) Infra-estrutura metálica seccionada com disco de óxido de alumínio
(B) Máquina de soldagem “laser”

Interpondo-se aos segmentos da infra-estrutura, foi posicionado fio de Ti com espessura de 0,25mm (Rematitan Drant - Dentaurum J. P. Winkelstroeter - Pforzheim – Alemanha), permitindo a realização da soldagem, conforme protocolo descrito por ALVES & NÓBILO, em 2003, realizando a alternância diametral dos pontos de solda a fim de se evitar superaquecimento e distorções.

Após a execução destes procedimentos em todas as 32 infra-estruturas foram realizadas novas leituras exatamente como mencionadas anteriormente.

4.8- CICLOS DE COCÇÃO DA PORCELANA

As infra-estruturas foram posicionadas em suporte para cocção de porcelana (Porcelain Trays – Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen – Alemanha) e submetidas à simulação dos ciclos de cocção da porcelana Vitatitankeramic (Vita Zahnfabrik – Bad Säckingen – Alemanha) em forno elétrico (Figura 4.11) específico (Austromat M – Dekema Austromat-Keramiköfen – Freilassing – Alemanha), seguindo o protocolo de FONSECA *et al.*, 2003. As temperaturas para simulação estão descritas na Tabela 4.4.

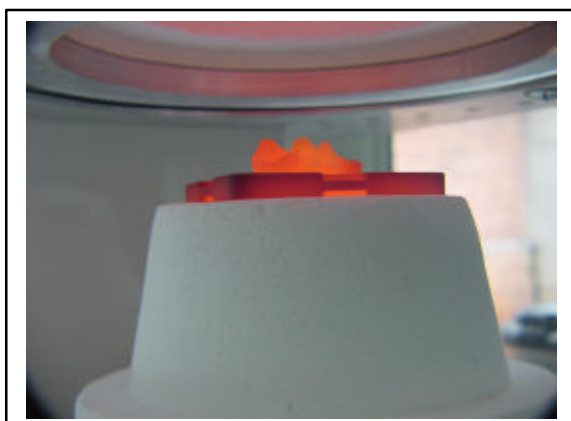


Figura 4.11 - Forno elétrico específico para porcelana

Tabela 4.4 – Ciclos de cocção da porcelana Vitatitankeramic.

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

Após os ciclos de simulação de cocção, em todas as 48 infra-estruturas, foram realizadas novas leituras, exatamente como mencionado anteriormente.

4.7 – 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 em cada uma das etapas lidas. Foi realizada análise de variância (ANOVA), 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.

5 - RESULTADOS

Foram realizadas 36 mensurações (12 pontos x 3 repetições = 36) - sendo 12 realizadas em cada um dos três pilares em cada corpo-de-prova após cada etapa do trabalho (fundido, soldado, *bonder*, opaco, corpo, *glaze*). Visando viabilizar a análise estatística, obteve-se a média aritmética dos desajustes marginais para cada corpo-de-prova após cada etapa, os valores médios dos desajustes marginais das infra-estruturas fundidas de todos os grupos do estudo após cada etapa foram submetidos a Análise de Variância em esquema de parcela subdividida, com fatorial na parcela (solda X *bonder* X opaco X corpo X *glaze*). Em seguida os valores foram submetidos ao teste de *Tukey* para interação entre os fatores, em nível de 5% de significância.

Para a técnica convencional, as infra-estruturas confeccionadas com Ti-6Al-4V apresentaram médias de desadaptação marginal estatisticamente superiores àquelas confeccionadas em Ti c.p. na etapa inicial. Na etapa de aplicação do *Bonder*, as infra-estruturas em Ti c.p. apresentaram desadaptação marginal estatisticamente superior nas duas condições de tratamento. Nas etapas seguintes não houve diferença para desadaptação marginal entre as ligas, na condição com solda. Para os grupos em que não foi realizada soldagem, as infra-estruturas confeccionadas com Ti-6Al-4V apresentaram maiores médias de desadaptação

marginal em todas as etapas, os valores estão demonstrados na Tabela 5.1 e ilustrados na Figura 5.1.

Os resultados mostram que o procedimento de soldagem melhorou a adaptação marginal das infra-estruturas para as duas ligas e técnicas, com exceção da etapa inicial, como demonstrados nas Tabelas 5.2 e 5.4 ilustrados nas Figuras 5.2 e 5.4.

Para a técnica de fundição sobre-modelo, as infra-estruturas confeccionadas com Ti-6Al-4V apresentaram médias de desadaptação marginal estatisticamente inferiores àquelas confeccionadas com Ti c.p. em todas as etapas analisadas (Tabela 5.3 e Figura 5.3).

Para as etapas de aplicação da cerâmica, a partir da aplicação do “bonder” houve um aumento das médias de desadaptação marginal, embora alguns valores não se diferem estatisticamente ou são inferiores as médias de desadaptação marginal inicial como demonstrados nas Tabelas 5.1 e 5.3 ilustrados nas Figuras 5.1 e 5.3.

Nas infra-estruturas com solda laser, todos os grupos, independente da liga utilizada ou da etapa do processo, obtidos pela técnica de fundição sobre-modelo mostraram diferença estatisticamente superior, apresentando valores médios de desadaptação marginal menores aos da técnica convencional, como demonstrado na Tabela 5.5 e ilustrado na Figura 5.5. O mesmo ocorreu para os grupos sem tratamento de solda laser (Tabela 5.6 e Figura 5.6).

Tabela 5.1 – Médias e desvio padrão de desadaptação marginal para técnica convencional, comparando ligas e etapas de confecção (em μm).

Etapas	Com solda		Sem solda	
	Ti cp	Ti6Al4V	Ti cp	Ti6Al4V
Inicial	112,01 (2,60) aB	116,84 (2,34) a,A	110,14 (2,75) bB	116,83 (2,60) cA
Bonder	95,35 (3,72) bA	84,05 (4,86) dB	111,41 (2,76) bB	125,25 (1,36) bA
Opaco	97,15 (3,25) cdA	95,35 (3,72) cA	111,93 (2,82) bB	125,90 (1,52) bA
Corpo	99,91 (2,60) bcA	98,13 (2,78) cA	118,04 (2,34) aB	129,65 (1,56) aA
Glaze	102,14 (2,16) bA	101,47 (1,99) bA	118,59 (2,23) aB	129,28 (1,40) a,A

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em coluna, para o fator solda e sem solda.

Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em linha, entre as ligas, para as condições com solda e sem solda.

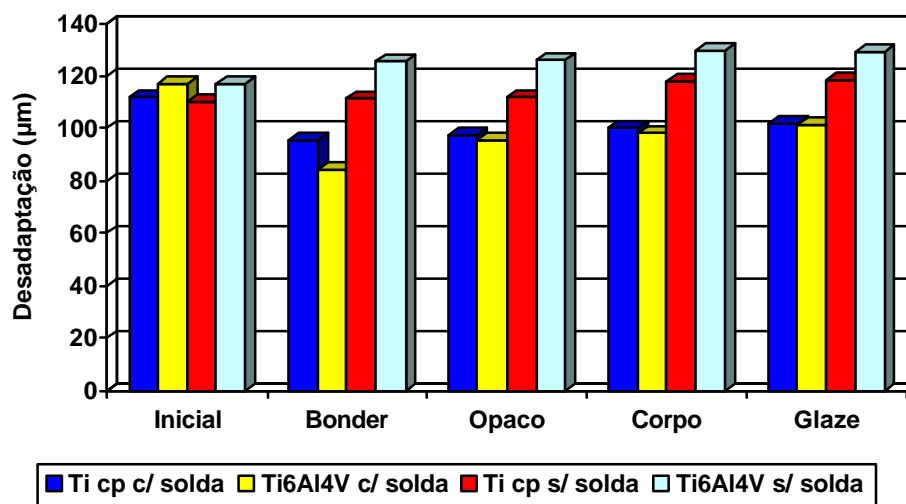


Figura 5.1 – Ilustração gráfica das médias de desadaptação marginal para técnica convencional, comparando ligas e etapas de confecção.

Tabela 5.2 – Médias e desvio padrão de desadaptação marginal para técnica convencional, comparando procedimento de soldagem (em μm).

Etapas	Ti cp		Ti 6Al4V	
	Com solda	Sem solda	Com solda	Sem solda
Inicial	112,01 (2,60) a	110,14 (2,75) a	116,84 (2,34) a	116,83 (2,60) a
Bonder	95,35 (3,72) b	111,41 (2,76) a	84,05 (4,86) b	125,25 (1,36) a
Opaco	97,15 (3,25) b	111,93 (2,82) a	95,35 (3,72) b	125,90 (1,52) a
Corpo	99,91 (2,60) b	118,04 (2,34) a	98,13 (2,78) b	129,65 (1,56) a
Glaze	102,14 (2,16) b	118,59 (2,23) a	101,47 (1,99) b	129,28 (1,40) a

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em linha para cada liga, com solda e sem solda.

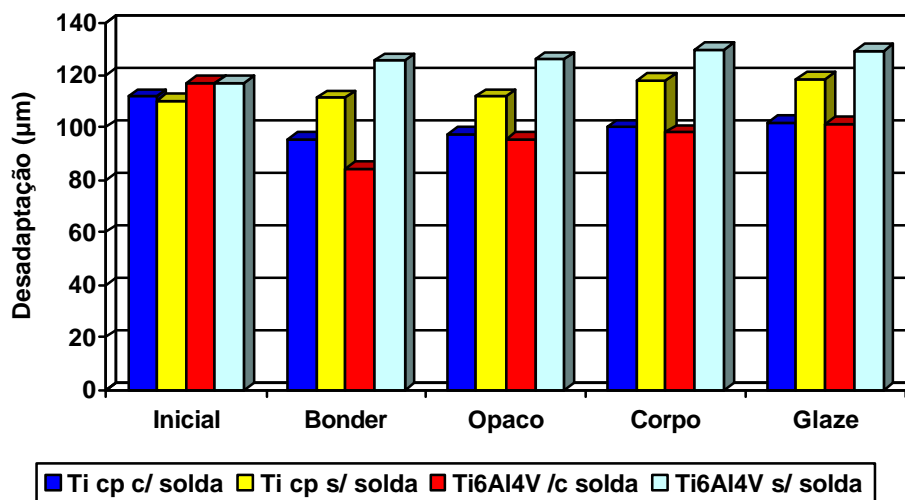


Figura 5.2 – Ilustração gráfica desadaptação marginal para técnica convencional, comparando procedimento de soldagem.

Tabela 5.3 – Médias e desvio padrão de desadaptação marginal para técnica sobre modelo, comparando ligas e etapas de confecção (em μm).

Etapas	Com solda		Sem solda	
	Ti cp	Ti6Al4V	Ti cp	Ti6Al4V
Inicial	92,90 (0,55) abA	81,90 (1,54) aB	92,15 (1,56) cA	81,90 (1,54) cB
Bonder	75,07 (3,10) dA	54,12 (1,65) dB	94,62 (1,12) bcA	88,32 (2,85) bB
Opaco	81,88 (1,84) cA	68,32 (1,82) cB	96,51 (1,27) bA	89,43 (2,69) bB
Corpo	89,87 (1,26) bA	72,86 (1,56) bB	101,36 (1,45) a,A	93,78 (2,18) aB
Glaze	93,31 (1,84) a,A	75,28 (2,50) bB	101,73 (2,70) a,A	95,23 (2,63) aB

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em coluna, para o fator solda e sem solda.

Letras maiúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em linha, entre as ligas, para as condições com solda e sem solda.

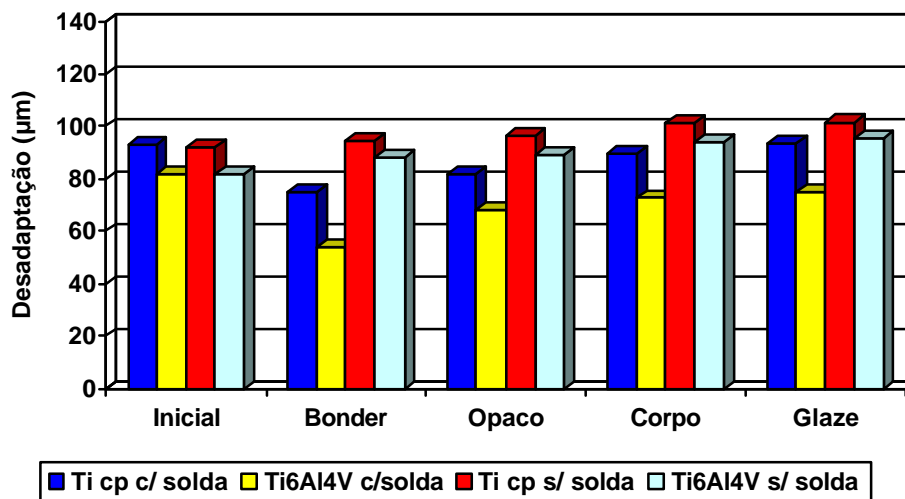


Figura 5.3 – Ilustração gráfica das médias de desadaptação marginal para técnica sobre modelo, comparando ligas e etapas de confecção.

Tabela 5.4 – Médias e desvio padrão de desadaptação marginal para técnica sobre modelo comparando procedimento de soldagem (em μm).

Etapas	Ti – cp		Ti6Al4V	
	Com solda	Sem solda	Com solda	Sem solda
Inicial	92,90 (0,55) a	92,15 (1,56) a	81,90 (1,54) a	81,90 (1,54) a
Bonder	75,07 (3,10) b	94,62 (1,12) a	54,12 (1,65) b	88,32 (2,85) a
Opaco	81,88 (1,84) b	96,51 (1,27) a	68,32 (1,82) b	89,43 (2,69) a
Corpo	89,87 (1,26) b	101,36 (1,45) a	72,86 (1,56) b	93,78 (2,18) a
Glaze	93,31 (1,84) b	101,73 (2,70) a	75,28 (2,50) b	95,23 (2,63) a

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em linha para cada liga, com solda e sem solda.

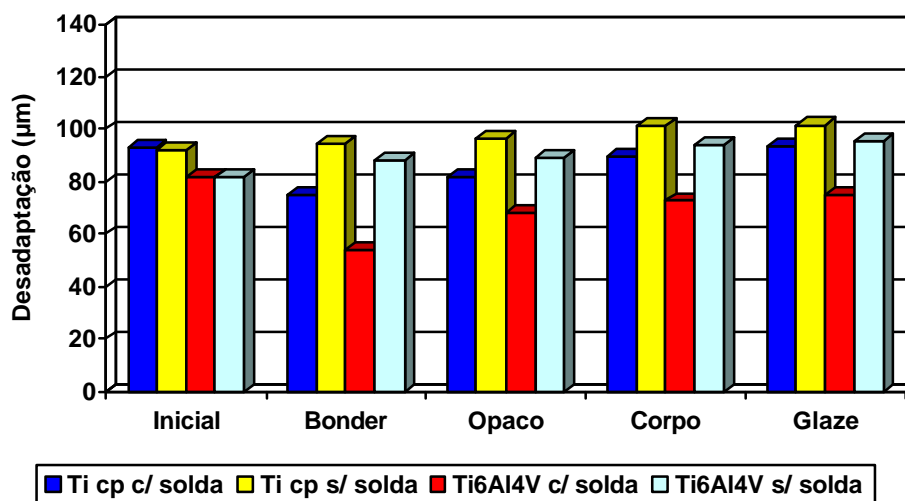


Figura 5.4 – Ilustração gráfica das médias de desadaptação marginal para técnica sobre modelo.

Tabela 5.5 – Médias e desvio padrão de desadaptação marginal para os grupos em que foi realizada a soldagem (em μm).

Etapas	Ti – cp		Ti6Al4V	
	Convencional	Sobre modelo	Convencional	Sobre modelo
Inicial	112,01 a	92,90 b	116,84 a	81,90 b
Bonder	95,35 a	75,07 b	84,05 a	54,12 b
Opaco	97,15 a	81,88 b	95,35 a	68,32 b
Corpo	99,91 a	89,87 b	98,13 a	72,86 b
Glaze	102,14 a	93,31 b	101,47 a	75,28 b

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em linha, para cada liga, entre as técnicas convencional e sobre modelo.

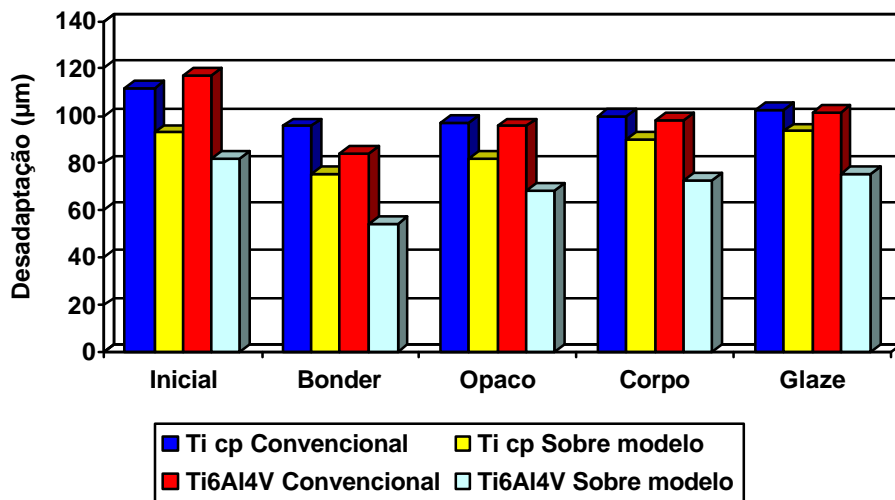


Figura 5.5 – Ilustração gráfica das médias de desadaptação marginal para os grupos em que foi realizada a soldagem.

Tabela 5.6 – Médias e desvio padrão de desadaptação marginal para os grupos em que não foi realizada a soldagem (em μm).

Etapas	Ti – cp		Ti6Al4V	
	Convencional	Sobre-modelo	Convencional	Sobre-modelo
Inicial	110,14 a	92,15 b	116,83 a	81,90 b
Bonder	111,41 a	94,62 b	125,25 a	88,32 b
Opaco	111,93 a	96,51 b	125,90 a	89,43 b
Corpo	118,04 a	101,36 b	129,65 a	93,78 b
Glaze	118,59 a	101,73 b	129,28 a	95,23 b

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística ($p < 0,05$) em linha, para cada liga, entre as técnicas convencional e sobre modelo.

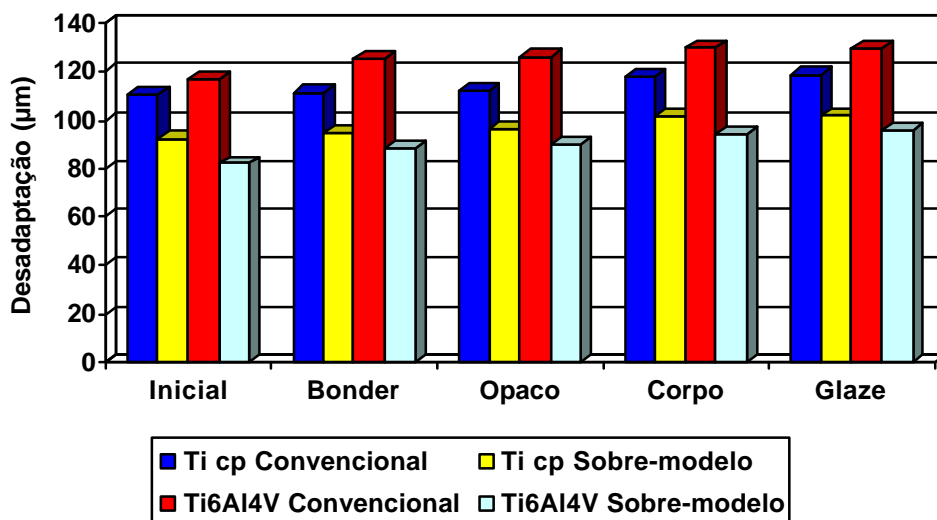


Figura 5.6 – Ilustração gráfica médias de desadaptação marginal para os grupos em que não foi realizada a soldagem.

6 - DISCUSSÃO

Nos últimos anos, devido o sucesso dos implantes osseointegrados em titânio, novas técnicas de fundição têm sido desenvolvidas para confecção de estruturas protéticas. Entretanto, segundo EAMES *et al.* (1978), nenhuma fundição promove adaptação perfeita sobre o dente preparado. Assim, apesar das limitações dos materiais e das técnicas existentes, o profissional busca a confecção de restaurações que apresentem menor desajuste marginal.

A adaptação marginal de peças protéticas segue sendo um dos maiores desafios para profissionais e pesquisadores da área de Odontologia. A perfeita adaptação destas estruturas é uma cogitação utópica, pois a justaposição de duas superfícies distintas – mesmo lisas e polidas – resulta na formação de uma fenda na região de adaptação, comprometendo o íntimo contato (CONTRERAS *et al.*, 2002).

Preocupado com os efeitos danosos gerados por peças com adaptação marginal insatisfatória, o presente estudo avaliou o nível de desajuste marginal de infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V, obtidos pela técnica da cera perdida, proposta por TAGGART em 1907, chamada de convencional e pela técnica de fundição sobre-modelo, proposta por CORRÊA *et al.* em 2002, técnica que se mostra viável por produzir infra-estruturas com maior nível de adaptação marginal, comparadas com infra-estruturas obtidas pela técnica convencional.

Segundo SCHIFFLEGER *et al.*, em 1985, a obtenção das peças protéticas em monobloco pode aumentar a distorção destas estruturas por deixá-las mais susceptíveis aos efeitos da contração da liga (tensão de resfriamento), portanto a obtenção das infra-estruturas em monobloco pode ter sido preponderante para que os valores médios de desajuste marginal verificado nas infra-estruturas fundidas em ambos os materiais fossem verificados.

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

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

Nota-se que, os valores médios de desajuste marginal foram de 92,6 μ m para fundições em Ti c.p a 81,90 μ m para a liga Ti-6Al-4V, ambos obtidos pela técnica sobre-modelo. Valores como estes - no entender de SCHWARTZ, 1986; e LEONG *et al.*, 1994; KARLSSON, 1993; SAMET *et al.*, 1995; e MELONCINI, 2000, - poderiam ser considerados clinicamente aceitáveis. Na fundição convencional, os valores de desajuste marginal foram significativamente maiores, quando comparados com a técnica sobre-modelo, sendo: Ti c.p. (111,75 μ m) e Ti-6Al-4V (116,83 μ m).

Os maiores valores de desajuste marginal médio, verificados no presente estudo corroboram com aqueles obtidos em estudos cujas estruturas foram obtidas em monobloco (SCHIEFFLEGER *et al.*, 1985; JEMT, 1996; RIEDY *et al.*, 1997; ROMERO *et al.*, 2000; ALVES & NOBILO, 2003). Considerando este fato, pode-se dizer que as infra-estruturas fundidas obtidas em monobloco apresentam valores médios de desajuste marginais superiores aos recomendáveis clinicamente - até 100 μ m (LEONG *et al.*, 1994; JEMT, 1996; CONTRERAS *et al.*, 2002), sendo indicado a utilização de meios alternativos para obtenção de infra-estruturas mais adaptadas.

Baseado nisso, deve-se buscar métodos que possam evitar ou minimizar os altos valores de desajuste marginal das infra-estruturas fundidas em monobloco. Na literatura, encontram-se vários métodos alternativos com esta finalidade. Dentre os métodos disponíveis para redução do desajuste marginal destaca-se: fundição sobre-modelo refratário (Corrêa *et al.* 2003); correção por eletro-erosão (Contreras *et al.* 2002) e fundição em monobloco, com posterior seccionamento e união das infra-estruturas com solda laser (ALVES & NOBILO, 2003). Esta última técnica, quando bem executada, pode apresentar resultados satisfatórios quanto à correção do desajuste e à resistência à fratura, entretanto, se má executada pode resultar em fratura da infra-estrutura na área de solda (ANUSAVICE *et al.*, 1985).

Tanto para a técnica convencional como para técnica de fundição sobre-modelo refratário, as infra-estruturas confeccionadas em Ti-6Al-4V sem solda apresentaram médias de desadaptação marginal estatisticamente superiores àquelas

obtidas em Ti c.p.. Esses dados corroboram com os achados por SYVERUD *et al.*, 1995, que advogaram ser este sistema inferior para reproduzir convenientemente as margens cervicais, mostrando-se mais rugosas, imperfeitas e menos adaptadas que outras obtidas em Ti c.p.. No entanto, as infra-estruturas confeccionadas em Ti-6Al-4V com solda laser apresentaram médias de desadaptação marginal estatisticamente menores àquelas obtidas em Ti c.p., dados que corroboram com os de CONTRERAS *et al.*, em 2000 e CORRÊA *et al.*, em 2002, que relataram melhor adaptação marginal de infra-estruturas obtidas em Ti-6Al-4V.

Os resultados mostraram que o procedimento de soldagem melhorou a adaptação marginal das infra-estruturas para as ligas e técnicas.

Para avaliar a influência do ciclo de cocção de cerâmica na desadaptação das infra-estruturas fundidas, soldadas ou não, as peças metálicas foram submetidas aos ciclos de *bonder*, opaco, corpo e *glaze*, sendo feitas leituras após cada etapa. Os dados obtidos corroboram com os achados de IWASHITA *et al.* 1977 citado por PAPAOGLOU *et al.* 2001, quando relataram que todas as etapas do ciclo de cocção da porcelana interferiam de forma significativa na adaptação marginal, aumentando a fenda marginal em coroas unitárias e distorcendo as infra-estruturas de próteses parciais fixas. Por outro lado, FONSECA *et al.*, 2003, relataram pequenos aumentos no desajuste marginal em *copings* metálicos fundidos em Ti c.p. e Ti-6Al-4V durante a simulação dos ciclos de cocção da porcelana, com significativos aumentos nas etapas *bonder* e “opaco” nos *copings* em Ti-6Al-4V e na etapa *bonder* com Ti c.p.

Na análise dos resultados encontrados no presente estudo, pode-se observar aumento no desajuste marginal nas infra-estruturas fundidas tanto em Ti c.p. quanto em Ti-6Al-4V. Contudo, esse aumento não foi significativo para todas as etapas do ciclo, sendo variável entre os grupos do estudo. Tanto nas infra-estruturas em Ti c.p. como nas em Ti-6Al-4V verificou-se que a primeira etapa do ciclo de cocção da porcelana *bonder* teve maior influência no aumento do desajuste marginal das infra-estruturas fundidas. Este comportamento corrobora com os relatados por ANUSAVICE *et al.*, 1985; FAUCHER & NICHOLLS, 1980; BUCHANAN *et al.*, 1981; CAMPBELL & PELLETIER, 1992; CAMPBELL *et al.*, 1995 e; GEMALMAZ & ALKUMRU, 1995, que verificaram ser a primeira etapa do ciclo de cocção da

porcelana a responsável pelo maior aumento nos valores médios de desajuste marginal de infra-estruturas e *coping* fundidos. Segundo estes autores, as demais etapas pouco interferiram no desajuste final das infra-estruturas.

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

Outro fator importante que pode ter influenciado nas alterações ocorridas no desajuste marginal das infra-estruturas durante os ciclos de cocção é o fato que essas temperaturas, mesmo nas porcelanas de baixa fusão, se aproximam da temperatura em que o Ti e suas ligas sofrem alterações cristalográficas, podendo resultar em modificações das propriedades mecânicas (BERGMAN *et al.*, 1990; CRAIG *et al.*, 1997), o que pode justificar a maior desadaptação das infra-estruturas soldadas em relação às fundidas em monobloco, em ambas as ligas Ti c.p. e Ti-6Al-4V.

A simulação dos ciclos de cocção da porcelana realizada neste estudo, exceto para as infra-estruturas fundidas, promovem menores valores de desajuste, sendo mais evidentes nas infra-estruturas unidas por solda laser. Desta forma, pode-se relatar que a aplicação do método alternativo para correção do desajuste marginal - solda laser - previamente a aplicação da porcelana, foi eficiente resultando em menores distorções, fato este que comprova os achados de CONTRERAS *et al.*, 2002.

PAPAZOGLU *et al.*, 2001, relataram que as distorções ocorridas nas infra-estruturas metálicas, após as fundições e durante os ciclos de cocção da porcelana, podem interferir de forma significativa na adaptação marginal e devem ser corrigidas para não inviabilizar o uso clínico destes artefatos. O seccionamento seguido da soldagem pós-cerâmica ou a repetição das infra-estruturas são as formas

de correção mais utilizadas. Entretanto, o processo de soldagem pós-aplicação da porcelana, pode comprometer o recobrimento estético, sendo por vezes evitado.

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. Procedimento que melhora significativamente a adaptação, no entanto aumenta as etapas de execução e onera os custos finais da peça, possibilitando ainda que sejam diminuídas a resistência e longevidade (MIRAGLIA, 2001).

No entanto, sendo a infra-estrutura fundida em monobloco pela técnica de fundição sobre-modelo ou seccionada e soldada a laser, durante o ciclo de aplicação da cerâmica vai ocorrer aumento nos valores de desadaptação, necessitando avaliação criteriosa do cirurgião-dentista para verificar se a peça esta clinicamente aceitável antes da cimentação.

7 - CONCLUSÕES

A soldagem a laser foi eficaz na redução do desajuste marginal das infra-estruturas fundidas em Ti c.p. e em Ti-6Al-4V, com resultados, significativamente melhores nas duas técnicas avaliadas após aplicação do tratamento;

Todas as etapas do ciclo de cocção da porcelana alteraram os valores de desajuste marginal das infra-estruturas em ambas as ligas, com significativo aumento na etapa *bonder* nas infra-estruturas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V;

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- ABRAMOWSKY ZL. Fixed partial dentures by one-piece casting. *J Prosthet Dent* 1960; 10(5): 938-45.
- ALVES BP. *Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser. [dissertação]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2003. 90f.*
- ANUSAVICE KJ *et al.* Interactive effect and stress and temperature on creep of PFM alloys. *J Dent Res* 1985; 64(8):1094-99.
- ARAÚJO PA. *Contribuição ao estudo das próteses parciais fixas obtidas por soldagem de elementos por fundição em um só bloco. [tese]. Bauru: FOB/USP; 1969. 105f.*
- ARRUDA JLM *et al.* Conectores rígidos e fundição de próteses fixas em uma só peça. *Rev Fac Odont Araçatuba* 1976; 5(1 e 2):193-8.
- BERG *et al.* Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995; 74(3):250-57.
- BERGMAN B *et al.* A 2-year follow-up study of titanium crowns. *Acta Odontol Scand* 1990; 48(2):113-17.
- BERTRAND C *et al.* The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dental J* 2001; 190(5):255-7.
- BESSING C, BERGMAN M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992; 16(3):109-13.
- BLACKMAN R *et al.* Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992; 67(4):435-40.
- BOENING, KW *et al.* Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil* 1992; 19(3):281-7.
- BRALY JUNIOR, TE Direct three-unit anterior bridges. *J Prosthet Dent* 1957;

7(4);529-32.

BRIDGER DV, NICHOLLS JI. Distorsion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. **J Prosthet Dent** 1981; 45(5):507-14.

BRUCE RW. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. **J Prosthet Dent** 1964; 14(5):939-43.

BRUCE RW. Clinical applications of multiple unit castings for fixed protheses. **J Prosthet Dent** 1967; 18(4):359-64.

BUCHANAN WT et al. The effect of repeated firings and strenght on marginal distortion in two ceramometal systems **J Prosthet Dent** 1981; 45(5):502-6.

CAMPBELL SD, PELLETIER LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part I – Metal collar width. **J Prosthet Dent** 1992; 67(5):603-608.

CAMPBELL SD, et al.. Effects of firing cycle and surface finishing on distorsion of metal ceramic castings. **J Prosthet Dent** 1995; 74(5):476-81.

CHAI T, CHOU CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. **J Prosthet Dent** 1998; 79(4):477-83.

CONTRERAS et al. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. **J Prosthet Dent** 2002; 88(5):467-472.

CRAIG RG et al. **Restorative dental materials**. 10.ed. Saint Louis: Mosby; 1997. p.428-32.

DARVENIZA M, MARTIN JR. One-piece casting for fixed bridgework. **Aust Dent J** 1982; 27(1):5-10.

EAMES WB, MACNAMARA JF. Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins. **Oper Dent** 1978; 3(4):137-41.

EVANS DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. **J Prosthet Dent** 1997; 77(2):212-15.

- FAUCHER RR, NICHOLLS JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. **J Prosthet Dent** 1980; 43(2):149-55.
- FEHLING AW et al. Cast connectors: an alternative to soldering base metal alloys. **J Prosthet Dent** 1986; 55(2):195-97.
- FONSECA JC et al. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. **Dent Mater** 2003; 19(7):686-91.
- FUSAYAMA T. et al. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting. **J Prosthet Dent** 1964; 14(2):334-42.
- FUSAYAMA T et al. A one-piece cast permanent splint. **J Prosthet Dent** 1966; 16(3):572-82.
- GEGAUFF AG, ROSENTIEL SF. The seating of one-piece and soldered fixed partial dentures. **J Prosthet Dent** 1989; 62(3):191-97.
- GEMALMAZ D, ALKUMRU HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycle. **J Prosthet Dent** 1995; 73(1):49-54.
- HERRICK PW et al. One-piece casting of multi-unit bridges. **Dent Progr** 1962; 2(2):93-100.
- HINMAN RW et al. Improving the casting accuracy of fixed partial dentures. **J Prosthet Dent** 1985; 53(4):466-71.
- HULING JS, CLARK E. Comparative distortion in three-unit fixed protheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one-piece. **J Dent Res** 1977; 56(2):128-34.
- IDA K et al. Titanium and titanium alloys for dental castings. **J Dent Res** 1980; 59:985 [Abstract, 397].
- KARLSSON S. The fit of procera titanium crowns an in vitro and clinical study. **Acta Odontol Scand** 1993; 51:129-34.

LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent Res* 1993; 43:245-53.

LEONG D et al. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7(5):440-47.

LUCAS LC, LEMONS JE. Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res* 1992; 6:32-37.

MELONCINI MA. Ajuste cervical de fundições de titânio, tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas. [tese]. São Paulo: FO/USP; 2000. 95f.

MILAN FM et al. Influência de três fontes de calor de fundição sobre a adaptação cervical de coroas totais metálicas. *Rev Fac Odontol Univ Passo Fundo* 1997; 2(2):33-42.

MIRAGLIA SS. Avaliação comparativa de resistência a tração envolvendo quatro ligas metálicas e três técnicas de união: fundição em monobloco, soldagem convencional e soldagem a laser. [tese]. São Paulo: FO/USP; 2001. 98f.

MUENCH A et al. Desajuste de blocos tipo classe I/coroa, em função da granulometria dos revestimentos. *Rev Paul Odontol* 1984; 6(2):47-50.

NAKAJIMA H, OKABE T. Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A. *Dent Mater J* 1996; 15(2):77-90.

NISHIMURA F et al. Accuracy of bridges made various soldering technics and one piece casting. *J D M A* 1961; 6:40-46. Resumo em *Bull. Tokyo Med Dent Univ* 1963; 10:106-08.

OLIVEIRA JAM, SAITO T. Soldagem em Ni-Cr: uma nova técnica. *RPG Rev Pós-Grad* 1998; 5(3):184-91.

ORUÇ S, TULUNOGLU Y. Fit of titanium and a base metal alloy metalceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3):314-18.

PAPAZOGLU E et al. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium

- metal-ceramic crowns. **J Prosthet Dent** 2001;85(2):133-40.
- PARR GR et al. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J Prosthet Dent** 1985; 54:410-14.
- PEGORARO RA.** *Avaliação do desajuste marginal de próteses fixas metalocerâmicas de múltiplas unidades com retentores fundidos individualmente e em um só bloco. [dissertação]. Bauru: FOB/USP; 1990. 119f.*
- PEGORARO RA.** *Avaliação do desajuste marginal de infra-estruturas para próteses fixas metalocerâmicas com retentores soldados, e fundidos em um só bloco. [tese]. Bauru: FOB/USP; 1995. 125f.*
- PENZER V. Fixed bridges without soldering. **J Prosthet Dent** 1953; 3(5):718-20.
- RIEDY SJ et al. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent** 1997; 78(6):444-47.
- RUBIN JG, SABELLA AA. One-piece castings for fixed bridgework. **J Prosthet Dent** 1955; 5(6):843-47.
- SAAS FA, EAMES WB. Fit of unit-cast fixed partial dentures related for casting ring size and shape. **J Prosthet Dent** 1980; 43(2):163-67.
- SAMET N et al. A CAD-CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. **J Prosthet Dent** 1995; 73(5):457-63.
- SARFATI E, HARTER JC. Comparative accuracy of fixed partial dentures made as one-piece castings or joined by solder. **Int J Prosthodont** 1992; 5(4):377-83.
- SCHIFFLEGER BE. et al. Accuracy of one-piece castings and pre-ceramic soldering. **J Dent Res** 1985; 64:290. (Abstract nº 1040).
- SCHIFFLEGER BE et al. Comparison of accuracy of mult-unit one-piece castings. **J Prosthet Dent** 1985; 54(6):770-76.
- SCHWARTZ IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast

- restorations. **J Prosthet Dent** 1986; 56(3):212-15.
- SJÖGREN G et al. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand** 1988; 46(4):247-53.
- STEPHANO CB et al. Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troqueis com e sem espaçador. **Rev odontol Univ São Paulo** 1989; 3(3):383-89.
- SYVERUD M et al. Casting of Ti - 6Al - 4V alloy compared with pure Ti in Ar-Arc casting machine. **Eur J Oral Sci** 1995; 103(5):327-30.
- TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. **Dent Cosmos** 1907; 49(11):1117-119.
- TAIRA M et al. Studies of Ti alloys for dental castings. **Dent Mater** 1989; 5(1):45-50.
- TOGAYA T et al. Na application of pure titanium to the metal porcelain system. **Dent Mater J** 1983; 2(2):210-19.
- WALDEMARIN RFA et al. Efeitos da diluição do Rematitan Plus líquido sobre as dimensões de uma incrustação MOD. **Pesqui Odontol Bras** 2000; 14(3):283-86.
- WALTER M et al. P.D. Clinical performance of machined titanium restorations. **J Dent** 1994; 22(6):346-48.
- WANG RR, FENTON A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. **Quintessence Int** 1996; 27(6):401-8.
- ZIEBERT GJ et al. Accuracy of one-piece castings, preceramic and postceramic soldering. **J Prosthet Dent** 1986; 55(3):312-17.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)