UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

JOSÉ WALTER MURTA TORRES

Cirurgião-dentista

AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS TOTAIS FUNDIDAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO UTILIZANDO DIFERENTES PADRÕES PARA FUNDIÇÃO

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA, DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA. ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM PRÓTESE DENTAL.

PIRACICABA

2005

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

JOSÉ WALTER MURTA TORRES

Cirurgião-dentista

AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE MARGINAL DE COROAS TOTAIS FUNDIDAS EM TITÂNIO COMERCIALMENTE PURO UTILIZANDO DIFERENTES PADRÕES PARA FUNDIÇÃO

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA, DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA. ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM PRÓTESE DENTAL.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Banca Examinadora: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques
Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo
Prof. Dr. Manoel Gomes Tróia Júnior

PIRACICABA

2005

UNIDADE BC
CHAMADA
TI UNICAMP
T636a
EX
TOMBO BC/ 66174
PROC. 16-86-05
C ☐ D ☒
PREÇO 11,00
DATA 9/11/05
CPD
Bib ID 373337

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

T636a

Torres, José Walter Murta.
Avaliação do desajuste marginal de coroas totais fundidas em titânio comercialmente puro utilizando diferentes padrões para fundição. / José Walter Murta Torres. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Titânio. 2. Coroas (Odontologia). 3. Fundição. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em inglês: Evaluation of marginal misfit of casting commercially pure titanium total crowns using different pattern for casting
Palavras-chave em inglês (*Keywords*): 1. Titanium. 2. Crown (Dentistry). 3. Casting
Área de concentração: Prótese Total
Titulação: Mestre em Clínica Odontológica
Banca examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Manoel Gomes Tróia Júnior
Data da defesa: 01/09/2005

UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 01 de Setembro de 2005, considerou o candidato JOSÉ WALTER MURTA TORRES aprovado.

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

PROF. DR. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

Dedico este trabalho,

A Deus,
A minha esposa Marinilda e aos meus filhos Guilherme, Lívia e Gustavo, pelo apoio e compreensão nos momentos difíceis que passamos, suportando uma ausência de tão poucos meses, mas tão marcante para nossas vidas.
À minha mãe Francisca e à minha saudosa avó Guilhermina, responsáveis maior pela minha formação moral e intelectual, mulheres que sofreram com a perda precoce de seus companheiros, mas mesmo sós, souberam educar, amar e principalmente servir de espelho para trilharmos o caminho da fé, do amor, da honestidade de nossa família.
Aos meus irmãos Arnaldo, Fátima, Antônio, Betânia e Miguel, pelos momentos que passamos juntos, buscando sempre a harmonia familiar, o respeito e o amor entre irmãos.

Meu especial agradecimento

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP – Unicamp, pelo respeito, confiança e orientação sensata e correta, ajudando-me a transpor todos os obstáculos para a concretização e finalização desta dissertação.

Meus agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP – Unicamp), nas pessoas de seu Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e de seu Diretor Associado **Prof. Dr. Mário Fernando de Góes**.

Ao **Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen**, Coordenador da Pós-Graduação da FOP – Unicamp e ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP – Unicamp, pela seriedade na condução do Curso.

Ao **Prof. Dr. Altair Antoninha Del Bel Cury e ao Prof. Dr. Milton Fernando de Andrade Silva** pelo empenho e dedicação para a realização do convênio entre as instituições Unicamp / UFAL, sem o qual não estaríamos realizando este mestrado.

Aos professores do curso de mestrado em Clínica Odontológica da FOP – Unicamp **Profa. Dra. Altair A. Del Bel Cury, Profa. Dra. Célia Marisa Rizzati Barbosa, Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva, Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, Profa. Dra. Renata Cunha Mateus Rodrigues Garcia e, Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva,** pelos conhecimentos transmitidos durante o curso, pelo exemplo de excelência.

Aos professores do curso de mestrado em Clínica Odontológica da FOP – Unicamp/Minter UFAL**, Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia, Profa. Dra. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes, Prof. Dr. Caio Ferraz, Profa. Gláucia**

Maria Ambrosano, Profa. Ivani Lombardo, Prof. Dr. José Roberto Lovadino, Prof. Dr. Marcelo Giannini.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Alagoas **–** FAPEAL, pelo apoio financeiro concedido para a execução do trabalho.

Ao doutorando do curso de pós-graduação em Clínica Odontológica da FOP – Unicamp, **Wagner Sotero Fragoso**, pela inestimável colaboração na correção desta dissertação;

Ao **Prof. Dr. Silvio Chagas** da UFAL, pela fundamental contribuição na elaboração da análise estatística do trabalho.

Aos técnicos **Joselena Casati** do laboratório de Prótese Parcial Removível da FOP – Unicamp e **Marcos Blanco Cangiani,** da área de Materiais Dentários da FOP – Unicamp, pela colaboração, cordialidade e generosidade durante o desenvolvimento do trabalho nos laboratórios;

Aos amigos do minter UFAL: **José Lécio, Marcelo, Fernando, Rosa, Lorena, Cínthia, Larissa, Ivana e Mônica** pela agradável convivência durante todo o período do curso**,** e aos demais colegas **Caio, Cristiane, Daniel, Daniela, Devanir, Fábio, Fernanda, Leonardo, Lígia, Luciana, Luis Gustavo, Márcia, Mônica, Poliana, Tatiana, Wagner,** e a todos os demais colegas de pós-graduação pelo prazer e pela satisfação de todos os momentos;

Aos demais funcionários da FOP – Unicamp, pelo apoio e colaboração na realização deste trabalho.

“Sábio é aquele que conhece os limites da própria ignorância.”

Sócrates

SUMÁRIO

RESUMO..... 01

ABSTRACT..... 02

1 INTRODUÇÃO..... 03

2 REVISÃO DA LITERATURA..... 06

3 PROPOSIÇÃO..... 27

4 MATERIAIS E MÉTODOS..... 28

5 RESULTADOS..... 37

6 DISCUSSÃO..... 38

7 CONCLUSÃO..... 42

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 43

ANEXOS..... 47

RESUMO

Padrões de fundição de restaurações protéticas metálicas são usualmente confeccionados em cera. Todavia, especula-se que possa haver aumento nos valores de desajuste marginal, causado por alterações dimensionais ocorridas quando da remoção dos padrões previamente à inclusão em revestimento. Assim, a resina acrílica quimicamente ativada tornou-se uma opção e seu uso rotineiro em laboratórios comerciais. O titânio possui propriedades como biocompatibilidade, baixa condutividade térmica, baixo custo e alta resistência mecânica, tornando-se o material preferido para implantes e o foco de inúmeros estudos visando seu uso em restaurações e coroas protéticas. Visando o menor desajuste marginal possível é recomendado pelo fabricante do sistema de fundição de titânio o uso de cera para a confecção dos padrões, não havendo avaliações do uso de resina acrílica para este fim. Foi propósito deste estudo comparar o desajuste marginal de coroas unitárias fundidas em titânio comercialmente puro (Ti CP - Tritan; Dentaurum, Alemanha), utilizando-se cera (como controle) e as resinas acrílicas Duralay (Reliance Dental Mfg, Co., EUA) e Pattern Resin (GC America Inc., EUA) na confecção dos padrões. Dez dentes bovinos foram preparados para restaurações tipo coroa total, moldados com silicone e replicados em gesso tipo IV. Dez padrões de fundição com 0,7 mm de espessura foram confeccionados para cada grupo (n=10). As coroas foram fundidas em titânio comercialmente puro em máquina de fundição por plasma e vácuo. Após a fundição, as coroas foram removidas do revestimento e ajustadas nos troquéis e nos dentes correspondentes. Para a leitura dos desajustes marginais foi utilizado um microscópio de medição com precisão de 0,5µm, sendo efetuadas 3 leituras em cada conjunto padrão/dente preparado. Os valores obtidos foram tabulados e submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade. Foram verificados desajustes de 151µm para as coroas fundidas a partir dos padrões em cera, de 153µm para os padrões obtidos em resina Duralay e de 165µm para as fundições obtidas por padrões em resina Pattern. Não foram verificadas diferenças significativas entre os grupos avaliados, estando estes dentro de valores próximos a 150µm.

ABSTRACT

Patterns for casting metallic restorations are usually obtained from wax. However, it is speculated that increased marginal misfits could be created caused by dimensional changes during the removal of the pattern from the cast. Therefore, chemically activated acrylic resin is a routinely option in dental commercial laboratories. The characteristics of titanium include biocompatibility, low thermal conductivity, low cost and high mechanical resistance becoming the material of choice for implants and the focus of innumerous studies in prosthetic field such as crowns. To obtain the lowest marginal misfit in crowns, it is recommended that titanium appliances should be cast using wax as pattern, with no evaluation on the use of acrylic resin for this purpose. The aim of this study was to compare the marginal adjustment of crowns cast in commercially pure titanium (CP Ti - Tritan; Dentaurum, Germany)using wax (control), and the acrylic resins Duralay (Reliance Dental, Mfg Co., USA) and Pattern Resin (GC America Inc., USA) as patterns. Ten bovine teeth were prepared for full crown restorations. Impressions were made in silicone material and replicated in type IV dental stone. Ten 0.7 mm-casting patterns were made for each groups. The crowns were cast in CP Ti in a plasma-vacuum casting machine. After casting, the crowns were removed from the investment and adjusted on the respective preparation. For the marginal misfit readings, a 0.5µm-traveling microscope was used. Three readings were taken from each crown-preparation interface. The means were calculated and submitted to analysis of variance and Tukey test at 5% probability lever. Misfits of 151µm were obtained for the crowns cast using wax as patterns; 153µm when Duralay was used; and, 165µm for the crowns made from Pattern Resin. No significant differences were seen among the groups, and the values about 150µm.

1. INTRODUÇÃO

No início do século passado, com o advento da técnica de fundição pelo método da cera perdida tornou-se possível confeccionar restaurações protéticas fundidas em ouro (Au) (Taggart, 1907). Tanto para peças unitárias quanto para múltiplas, a técnica alcançou sucesso imediato.

Décadas depois, o elevado preço relativo do Au motivou o desenvolvimento de ligas alternativas compostas por metais básicos. Todo o desenvolvimento destas ligas, foi pautado para que fossem manipuladas pela mesma técnica da cera perdida e focando as propriedades desejáveis do ouro, porém, a custo acessível.

Entretanto, até o presente momento, ainda não se conseguiu um substituto à altura de todos os atributos das ligas contendo Au. Dentre todas as opções, nenhuma despertou tanta atenção nos últimos anos quanto o titânio (Ti) e ligas derivadas. (Taira *et al*., 1989; Bergman *et al*., 1990; Boening *et al*., 1992; Weber & Frank, 1993; Lauteschlager & Monaghan, 1993; Leong *et al*., 1994; Wang & Fenton, 1996).

A descoberta do titânio deu-se no ano de 1795 pelo químico alemão Klaproth, mas somente a partir da década de 1950 veio a ser utilizado pela indústria aeroespacial. A combinação de propriedades, como a alta resistência mecânica e o baixo peso específico (Wang & Fenton, 1996) era bastante interessante. Na odontologia, tem recebido grande atenção devido as suas excelentes propriedades químicas, físicas e mecânicas. A baixa condutividade térmica e baixo custo relativo, associado ao fato de permitir exames radiográficos para verificação da qualidade da fundição, como a ocorrência de porosidade e outras irregularidades, fizeram-no como metal alternativo para restaurações dentais. (Lucas & Lemons, 1992; Nakajima & Okabe, 1996; Berg *et al*., 1996).

Dentre tantas propriedades favoráveis do titânio, deve-se enfatizar a biocompatibilidade. Esta, se deve à formação de uma camada passivadora à base de óxidos na sua superfície, praticamente inerte ao ataque eletro-químico e

firmemente aderida ao metal, permitindo o íntimo contato de biomoléculas. Esta camada também se faz responsável pela alta resistência à corrosão, sendo o titânio, o material de eleição para implantes osseointegrados. (Lautenschlager & Monaghan, 1993; Wang & Fenton, 1996; Nakajima & Okabe, 1996)

Em 1977, Waltertrast realizou o primeiro trabalho empregando o titânio em fundições experimentais para a confecção de coroas protéticas metálicas. Posteriormente, surgiram novos estudos envolvendo fundições para prótese unitária, mostrando resultados promissores, embora inferiores em relação à adaptação marginal no confronto com o ouro ou ligas nobres. Nos últimos anos, um número crescente de trabalhos vem sendo direcionado ao estudo das particularidades da fundição com o titânio, havendo grande interesse no aprimoramento da técnica para torná-lo substituto vantajoso e viável das ligas convencionais nobres e alternativas (Ida *et al*., 1980; Andersson, 1989; Taira *et al*., 1989; Lucas & Lemons, 1992; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Syverud *et al*., 1995; Nakajima & Okabe, 1996; Wang & Fenton, 1996).

Por sua vez, a aplicação clínica das restaurações dentais unitárias obtidas em titânio ou noutras ligas, depende notada e principalmente, do assentamento da prótese ao elemento de suporte com mínimo desajuste de margens. Desse modo, pode-se prevenir fenômenos relacionados à infiltração marginal e solubilização da película de cimento, bem como, o acúmulo e trânsito bacteriano que resulta em cáries recorrentes e distúrbios periodontais (Milan, 1997). Considerando afirmações como a de Eames & Macnamara, em 1978, de que nenhuma fundição adapta-se perfeitamente sobre o dente preparado, pode-se presumir que o selamento marginal ideal nem sempre é obtido. É ainda possível supor que as fendas marginais devam decorrer dos muitos passos clínicos e laboratoriais pelo qual uma peça protética é submetida na sua confecção.

Especula-se que o desajuste marginal de coroas metálicas possa ser motivado por alterações dimensionais ocorridas durante e, sobretudo, antes do processo de fundição (Skinner, 1933; Fusayama, 1959). Estas seriam induzidas quando da remoção do padrão para inclusão em revestimento, principalmente,

quando os mesmos são elaborados exclusivamente em cera - material frágil, termo-sensível e sujeito a deformações permanentes (Fusayama, 1959; Eames e Macnamara, 1978).

Em fundições com ligas nobres ou alternativas, a resina acrílica ativada quimicamente é por muitos o material preferido para elaboração de padrões. Seu uso é rotina nos laboratórios comerciais, especialmente devido à fácil manipulação e menor probabilidade de distorções durante o manuseio. Todavia, imagina-se que após a inclusão, padrões acrílicos tendam a limitar a expansão de presa do revestimento (Valera, 1976). Este dado pode influenciar a expansão final do molde de revestimento, repercutindo no aumento das discrepâncias marginais das coroas metálicas após a fundição.

Com o titânio, a recomendação do fabricante é que se utilize cera como material de confecção dos padrões. Alega-se não haver confinamento de expansão do molde de revestimento ou contaminações do metal após a fundição por resíduos não volatilizados. Todavia, desde que a resina é o material preferido dos laboratórios para este fim, torna-se conveniente analisar seu emprego como material de confecção dos padrões de fundição. Esta avaliação dar-se-á pela comparação dos valores de desajuste marginal de coroas unitárias, utilizando-se dois tipos de resinas acrílicas (*Duralay* e *Pattern Resin)* e a cera como controle.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Taggart (1907) introduziu a técnica da cera perdida através de procedimento de inclusão do enceramento em material refratário para a confecção de restaurações indiretas. O autor confeccionava um padrão de cera que era ajustado diretamente na boca do paciente. O padrão era eliminado por calor, e uma máquina (desenvolvida pelo próprio autor) fundia a liga de ouro com um maçarico gás-ar, e injetava a liga no molde de revestimento por pressão. Ele levantou a hipótese que a expansão do molde aquecido compensaria a contração da liga durante seu esfriamento, e assim, as restaurações se adaptavam ao troquel. Portanto, o autor já mostrava preocupação com o fenômeno de redução volumétrica sofrido pelos metais após serem solidificados em temperatura ambiente e na sua influência na adaptação da peça acabada. Ressaltou como vantagens do novo método, a possibilidade de confecção de próteses fixas extensas.

Skinner (1933), estudou a expansão de presa do revestimento como meio de compensar a contração ocorrida com os metais após a fundição de coroas MOD e coroas totais. O revestimento foi avaliado de duas formas, quando livre e quando confinado. Na forma livre foram usados dois microscópios micrometros para medir as alterações desde o fim da manipulação do revestimento, até ser completado um período de 25 a 27 minutos. Foram feitas mensurações a cada 3 minutos até uma mudança em comprimento de menos de 0,01%. Um gráfico mostrou a porcentagem de expansão sobre o tempo com relação ao comprimento original. Foram usados dois tipos de revestimento, um com 40% de gesso e outro com 25%. Para expansão confinada, foi usado um método para conter o revestimento durante a expansão do molde. Um detentor móvel foi carregado com varias forças. A força foi aumentada gradualmente, sendo a expansão medida após cada incremento até que não ocorresse mais nenhuma alteração. Os resultados mostraram que a expansão observada foi devido a reações que promoveram a liberação de calor. As propriedades da cera

foram consideradas relevantes, pois durante o aquecimento não deveria ocorrer derretimento ou escoamento da mesma. Os anéis de fundição revestidos de amianto são imperativos para evitar distorção. O autor concluiu que: 1-A expansão da cera durante a expansão de presa do revestimento é mínima; 2-O padrão de cera, quando incluído em revestimento não confinado, apresenta expansão razoável; 3-Obtém-se uma maior expansão do revestimento com o uso de uma tira de amianto revestindo internamente o anel de fundição.

Fusayama (1959) apresentou um amplo estudo sobre fatores e técnicas para uma fundição de precisão. Ele comentou que fundições verdadeiramente precisas nem sempre são facilmente obtidas, apesar de várias teorias terem sido publicadas e várias técnicas recomendadas. A precisão é particularmente crítica para restaurações externas, devido à necessidade de um melhor assentamento destas. Para o autor, há uma discrepância entre teoria e prática, pois as teorias até então formuladas, não levam em consideração os seguintes fatores: contração do padrão de cera durante a solidificação, esfriamento e recuperação elástica após a remoção do preparo; diferença entre expansão do revestimento e expansão da cera que distorce o padrão ou o molde, e restringe a expansão do revestimento; contração de fundição do metal varia dependendo do formato e do tamanho dos moldes; efeito da rugosidade da fundição; espaço para cimento nos assentamentos das restaurações. Ele apresentou uma nova técnica para medição das mudanças dimensionais ou distorções dos padrões de cera e de fundições. Os melhores resultados foram obtidos após 1500 fundições de peças de vários formatos. Padrões em cera foram produzidos sob pressão, com inclusão imediata e utilizando anel com diâmetro de 30mm revestido internamente com forro de amianto. O revestimento utilizado apresentou uma expansão de presa ideal de 0,05%.

Muench & Maluf (1973) avaliaram os desajustes marginais ocorridos em restaurações metálicas fundidas classe I e coroas totais de diferentes dimensões. Relataram a constante busca por novas técnicas e materiais, bem como o

aperfeiçoamento de ambos. Segundo os autores, a precisão da adaptação de restaurações fundidas dependia dos materiais utilizados (cera, revestimento, liga) e de criteriosas técnicas de fundição. Demonstrou-se que as irregularidades superficiais interferiam no ajuste das fundições, sendo que em restaurações classe I, as irregularidades superficiais atuaram como se no processo de fundição houvesse ocorrido maior expansão do revestimento, enquanto que em coroas totais, como se tivesse ocorrido expansão insuficiente. Tanto em restaurações metálicas classe I como para coroas totais, foi observado que em menores diâmetros a influência dessas irregularidades foi maior.

Valera (1976) verificou a diferença na adaptação de coroas totais fundidas a partir de três tipos de padrões para fundição: confeccionados em cera, resina acrílica ativada quimicamente e mistos. Foi confeccionado um troquel metálico usinado em aço inoxidável, cujas características e dimensões principais eram: preparo para coroa total com ombro cervical de 1mm de largura, em ângulo reto com o eixo longitudinal do troquel, apresentando paredes axiais com expulsividade de 5 graus e superfície lisa. Possuía 7mm de diâmetro próximo ao ombro cervical e 6mm de diâmetro na face oclusal. Sobre o mesmo troquel metálico foram construídos 20 padrões em cera, 20 em resina acrílica ativada quimicamente e 20 mistos (resina + cera), totalizando 60 padrões para fundição. Estes foram incluídos em revestimento fosfatado e fundidos com liga de Au tipo 3. Após a fundição, os corpos-de-prova foram desincluídos e jateados com óxido. A leitura da adaptação cervical foi feita em 4 pontos num microscópio comparador depois do conjunto troquel/coroa ser submetido a uma carga de ajuste estática de 9kg por 1 minuto. Os resultados indicaram que os padrões de resina acrílica ativada quimicamente, proporcionavam a maior média de desajuste (445,20µm). O autor concluiu que, as coroas totais fundidas apresentavam medidas de desajustes marginais diferentes de acordo com o tipo de padrão de fundição empregado, e que os tipos de padrão que melhor se comportaram em relação ao ajuste cervical das fundições foram os mistos (resina + cera), seguidos de cera e finalmente, os de resina.

Eames *et al*. (1978) estudaram a adaptação de coroas totais e inlays metálicas sob efeito de algumas variações como: grau de convergência dos preparos para coroa completa, efeitos de vários tipos de cimentos utilizados, efeitos de um furo de escape oclusal, alívio das fundições com água-régia e aplicação de um espaçador antes da fabricação do padrão em cera. No mínimo, cinco dentes foram preparados para cada situação clínica simulada, totalizando 185 coroas e 40 inlays. As amostras fundidas com liga de ouro tipo III foram seccionadas, e seis medidas na interface oclusal foram feitas ao acaso para cada coroa, utilizando um micrômetro monocular adaptado ao microscópio. Para as coroas fixadas em posição estática, com pressão digital, sem alívio ou condicionamento, um espaço oclusal de 215µm foi observado quando a convergência do preparo foi de 10 graus. Com uma convergência de 20 graus, o espaço oclusal diminuiu para 99µm. Quando as fundições foram adaptadas sem cimento, a interface era de 150µm, mas, retornavam à posição normal quando a força era liberada. Os autores concluíram que nenhuma fundição se adapta perfeitamente no dente preparado ou no troquel. A possibilidade de uma completa adaptação era muito variável devido aos muitos procedimentos de manipulação envolvidos na sua confecção.

Ida *et al*. (1980) avaliaram as propriedades do Ti e de suas ligas, bem como 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 oxigênio em temperaturas elevadas, reação com o cadinho e facilidade de oxidação. Na busca para facilitar os trabalhos com este metal, foi desenvolvido um novo equipamento de fundição a base de pressão de gás argônio e vácuo denominado “Castmatic”. Foram investigadas algumas propriedades do Ti c.p. e suas ligas fundidas neste equipamento, como por exemplo, temperatura de fusão, fluidez, manchamento, resistência mecânica e dureza. Os resultados mostraram que a resistência mecânica e a fluidez do titânio foram semelhantes às apresentadas pelas ligas de Co-Cr e Ni-Cr. Assim sendo,

foi possível indicar a utilização de coroas e próteses parciais fixas fundidas em Ti c.p. e suas ligas.

Porto (1982) estudou a adaptação marginal em corpos-de-prova obtidos através de padrões confeccionados nos seguintes materiais: enceramento-cera azul, cera azul/cera virgem e cera azul-resina acrílica. Foram utilizados dois troquéis metálicos, um simulando um preparo MOD, e outro simulando um preparo para coroa total com término cervical em ombro. Foram confeccionados 60 corpos-de-prova, incluídos em revestimento e levados ao forno para evaporação da cera ou resina. As ligas foram fundidas com um maçarico com mistura de gás/oxigênio. Após a fundição dos corpos-de-prova, estes foram limpos e submetidos ao jato de areia por 10 segundos. Para a leitura do desajuste cervical, o conjunto foi submetido a uma carga de ajuste estática de 9kg durante o período de 1 minuto e levado a um microscópio comparador. As leituras foram feitas em dois locais distintos da região cervical do corpo-de-prova, correspondente à linha de término, com três repetições em cada local de medida. Após a leitura do desajuste inicial, os corpos–de-prova foram desgastados internamente com broca esférica numero 2, novamente assentados no troquel, e o desajuste reavaliado, o que correspondeu ao desajuste final. Os resultados mostraram que a liga de ouro apresentou desajuste médio de 21,22µm, enquanto na liga cobre/alumínio o desajuste médio foi de 78,33µm. O desajuste inicial médio foi de 79,83µm, enquanto o desajuste final médio foi de 21,34µm. O autor concluiu que em materiais diferentes o alívio interno reduziu sensivelmente o desajuste, sendo o tipo de enceramento o fator de maior influência, bem como o tipo de preparo, observando que na liga de ouro houve melhor adaptação que na de cobre/alumínio.

Schwartz (1986), revisando a literatura relatou e discutiu métodos e técnicas para melhorar o ajuste marginal de restaurações fundidas. Um desajuste marginal médio entre 10µm e 160µm poderia ser considerado clínica e radiologicamente aceitáveis. Os métodos que poderiam ser utilizados para

melhorar o ajuste marginal foram: extensão das margens no momento do enceramento, além do término do preparo; remoção da cera na parte interna do padrão; alívio interno da fundição com jato de pó abrasivo, usinagem com broca (com ou sem indicador), ataque ácido ou ataque eletrolítico; perfuração oclusal para escape do cimento; dispositivos para aplicar forças para o assentamento; vibração durante a cimentação; espaçadores no troquel antes da fabricação do padrão em cera.

Andersson *et al* (1989) relataram que a técnica da eletroerosão associada com os métodos de fundição tradicionais, como o da cera perdida, por exemplo, não conseguiam eliminar certos erros ou desajustes surgidos durante a fabricação das restaurações metálicas, portanto buscaram-se outras técnicas que pudessem atingir este objetivo. Desenvolveram uma nova metodologia para fabricação de coroas e copings metálicos a base de Ti c.p.. Esta, associando o uso da eletroerosão com a duplicação mecânica dos modelos (sistema CAD-CAM). Após o vazamento dos troquéis em gesso, estes foram duplicados mecanicamente em material refratário para a fabricação de copings em Ti c.p.. Os *copings* metálicos foram submetidos ao processo de eletroerosão a fim de se refinar o ajuste marginal. Foram instaladas em diversos pacientes 205 coroas em Ti c.p. sobre os preparos em dentes vitais ou sobre complexos pino/núcleo em Au tipo III. No momento da cimentação, estas foram examinadas por 4 especialistas em prótese dental. Avaliaram três características: superfície/cor; forma anatômica e integridade marginal. Após um ano, os pacientes foram chamados novamente e 187 coroas foram reavaliadas pelos mesmos especialistas. Os resultados obtidos foram bastante promissores nas três características analisadas: superfície e cor (96,8% excelente ou satisfatória); forma anatômica (98,9% excelente ou satisfatória) e integridade marginal (99,5% excelente ou satisfatória). Concluiu-se que a associação destas técnicas pode evitar erros provindos da fase de enceramento, do revestimento, e da fundição pelo método da cera perdida. Entretanto, alertaram que o período analisado é pequeno e outros trabalhos deveriam ser realizados.

Taira *et al*. (1989) estudaram as propriedades mecânicas, resistência à corrosão do Ti fundido e 4 ligas a base de Ti (Ti-6Al-4V, Ti-15V, Ti-20Cu, Ti-30Pd). Foram citadas propriedades vantajosas do metal, como: excelente biocompatibilidade, baixo custo comparado a metais nobres e semi-nobres, baixo peso específico e adequada resistência mecânica. Hastes de meia polegada de Ti c.p. e um quarto de polegada de Ti-6Al-4V foram obtidas (Kobe), seccionadas em várias partes de 10mm de comprimento e fundidas em atmosfera de gás argônio em formatos de lingotes. Para as demais ligas os lingotes foram obtidos de forma semelhante e a máquina de fundição utilizada foi a "Castmatic" (Iwatani). O módulo de elasticidade e a resistência à tração foram determinados pelo monitoramento do esforço e alongamento dos corpos-de-prova, após o polimento foi analisada a dureza Vickers dos discos. Foram utilizadas soluções salinas com pH=3 e pH=7 para os testes de corrosão eletroquímica durante 30 minutos. Os resultados observados demonstraram que o Ti c.p. apresentou propriedades mecânicas semelhantes à do Au tipo IV enquanto as ligas Ti-6Al-4V e Ti-15V apresentaram propriedades similares às das ligas de Ni-Cr e Co-Cr, exceto o módulo de elasticidade. O Ti-30Pd não apresentou resistência mecânica satisfatória devido à presença excessiva de compostos inter–metálicos. Os resultados em relação à resistência mecânica do Ti-20Cu o coloca como elemento mais resistente que o Ti-30Pd, porém menos resistente que Ti c.p. , Ti-6Al-4V e Ti-15V. Ti e as ligas pesquisadas não foram reativas ao teste de corrosão. O baixo módulo de elasticidade e alta resistência a fratura do Ti–6Al-4V e Ti-15V foi considerado ideal para os grampos de prótese parcial removível ou para ortodontia. Os resultados apresentados foram bastante promissores, mas os autores recomendaram a realização de novos estudos.

Bergman *et al*. (1989) afirmaram que após o aumento do preço do Au, o Ti despertou maior interesse dos pesquisadores por ser bem tolerado em ambientes biológicos, por apresentar alta resistência à corrosão, baixo custo e sucesso comprovado na 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 a confecção de coroas pelo sistema *Procera*. Com base nisso, os autores realizaram um estudo clínico de coroas de Ti confeccionadas pela associação dos métodos citados. Foram avaliadas três características: superfície/cor, forma anatômica e integridade marginal em 167 coroas de 124 pacientes, os resultados mostraram que a maioria das coroas estavam satisfatória em relação a superfície/cor e forma anatômica (90,4% e 93,4% respectivamente) após 2 anos de acompanhamento. Em relação à integridade marginal, todas as coroas apresentaram-se satisfatórias (100%), sendo comparadas às fundidas em Au. Concluíram que o Sistema *Procera* utilizado para a fabricação das coroas de Ti tinha um grande potencial para o futuro.

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

Boening *et al*. (1992) avaliaram desajuste marginal de copings, *in vivo* e *in vitro* de titânio, antes e depois da aplicação da cobertura estética de porcelana. As moldagens para obtenção dos troquéis em gesso, foram realizadas pela técnica da dupla-mistura com silicone polimerizado por reação de adição. Foram confeccionados copings em Ti pela técnica que associa a eletroerosão ao sistema CAD-CAM. Relataram que o polimento de peças em Ti deveria ser realizado com os mesmos procedimentos e materiais usados para fundição em Au. Os resultados obtidos foram: 53µm *in vitro* e 69µm *in vivo*. Após a aplicação da

porcelana, observaram aumento nestes valores, mas sem diferença estatística significativa. Concluíram que o ajuste marginal foi satisfatório.

Lucas & Lemons (1992) realizaram um estudo sobre a biodegradação dos materiais utilizados em restaurações dentais, dando ênfase na resistência à corrosão. O trabalho foi dividido em dois grupos: ligas nobres/semi-nobres (Au, Pd, Ag) e ligas básicas (Cu, Ni ,Co, Ti). As ligas a base de Pd e Ag-Pd possuíam várias aplicações na odontologia, dentre elas as restaurações metalocerâmicas, inlays, onlays, coroas, próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis e diversos tipos de componentes fundidos para implante. 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 também encontraram aplicações em diversos tipos de próteses e coroas individuais. O Ti c.p. foi o biomaterial de maior resistência à corrosão, isto ocorreu devido à formação de uma camada de óxidos inerte que forneceu ao metal resistência à corrosão em condições estáveis.

Karlsson (1993) realizou um trabalho onde verificou a adaptação marginal, axial e oclusal de coroas em Ti fabricadas pelo método *Procera*. Este método foi escolhido visando eliminar erros inerentes à técnica da cera perdida. O autor justificou a escolha do Ti, pelo menor custo comparado ao Au e pela excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas favoráveis. Foram confeccionadas 12 coroas de acordo com a padronização do sistema *Procera* através da duplicação de modelos, eletroerosão nas margens e fresagem externa, com posterior recobrimento com porcelana. Silicone leve foi injetado dentro das coroas e estas foram posicionadas sobre os troquéis 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 à 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 desadaptação marginal das coroas de Ti foi menor que as adaptações axias 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 sugere 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.

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

Lautenschlager & Monaghan (1993) descreveram propriedades, vantagens e desvantagens do Ti e suas ligas aplicadas em odontologia. Em virtude do baixo peso específico, ótima relação resistência/peso, baixo módulo de

elasticidade e excelente resistência à corrosão, o Ti e suas ligas foram utilizados na industria aeroespacial e naval desde a década de 50, quando ficou conhecido como “o metal maravilhoso”. O Ti é o nono metal mais abundante e com processo de extração barato, entretanto não se encontra 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 aloplástico substitutos de dentes naturais. Estas propriedades estavam relacionadas com a formação de uma camada de óxidos de Ti praticamente inertes ao ataque eletroquímico e firmemente aderida ao metal de origem. Muitas outras ligas de metais básicos, como as de Co-Cr, também formavam este tipo de camada, no entanto, não eram particularmente inertes aos ataques eletroquímicos. A composição natural, estrutural e espessura exata da camada de óxidos dependiam de vários fatores associados com sua formação, como o tipo de procedimento utilizado (usinagem ou fundição), rugosidade superficial, resfriamento feito durante o procedimento e processos de esterilizações. O Ti passava por transformações estruturais quando aquecido a 883°C, passando da fase α (alfa) para a fase β (beta), onde permanecia até 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 o desempenho em altas temperaturas, fusibilidade, resistência, solda e maleabilidade. Alguns destes elementos atuavam como estabilizadores de fases, como Al, Ga, Sn, C, O e N, que sozinhos ou associados estabilizavam a fase α, enquanto V, Nb, Ta e Mo estabilizavam a fase β, a qual tendia ser maleável. O acabamento deveria ser feito com critério, pois o Ti era mal condutor térmico (0,16cal.cm/s contra 0,71 cal.cm/s do Au). O módulo de elasticidade era semelhante ao do Au tipo III (100 G Pa e 90 G Pa, respectivamente), mas, ainda era duas vezes maior do que o do esmalte dental (50 G Pa) e 6 vezes maior do que o da dentina (14 G Pa). O Ti passou a ser utilizado em próteses apenas nos anos 70 após os trabalhos de desenvolvimento de 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 fundição deste metal era o material de revestimento e o correto ciclo de queima deste, que deveria suportar o contato com a liga fundida a aproximadamente 1.700°C sem reagir, não sofrer aglomerações e compensar as contrações sofridas pelo metal durante o esfriamento. O coeficiente de expansão térmico do Ti é relativamente baixo (8x10-6°C). Segundo os autores, pesquisas adicionais ainda necessitavam ser realizadas para melhorar alguns pontos deficientes, como união com a porcelana e as técnicas de fundição, mas desde a década de 50, o material vem sendo referendado como o metal do futuro na área biomédica.

Harris & Wickens (1994) compararam a adaptação de casquetes de titânio produzidos por deposição eletroquímica com casquetes de ouro fundido para o mesmo preparo dentário. Uma réplica em ivorine simulando um 1º molar inferior, foi preparada como troquel mestre, tendo como linha de acabamento um chanfro vestibular com 1,5mm de profundidade, e nas faces lingual, mesial e distal, 0,5mm de profundidade. O troquel foi reproduzido 20 vezes e 10 troquéis foram cobertos com duas camadas de espaçador e, em seguida, feito o enceramento, a inclusão e a fundição com liga de ouro. Sobre o segundo grupo de 10 troquéis, foram reproduzidos 10 casquetes de titânio através do procedimento PROCERA, sem o uso de espaçador. Todos os casquetes foram posicionados com um material de moldagem à base de polivinil siloxano de baixa viscosidade com uma carga de 5kg por 10 minutos. O desajuste cervical foi medido como sendo a espessura da película do material cimentante. A largura média da película nas margens de chanfro profundas foi de 95µm, e para as outras margens de chanfro os valores variaram de 47 a 84µm. Visto que a espessura da película do polivinil siloxano foi substancialmente menor do que a do cimento de fosfato de zinco, os valores não deveriam ser considerados representativos da espessura de película do agente de cimentação. Os autores concluíram que a espessura de cimento dos casquetes de ouro e titânio não apresentou uniformidade, e que a

espessura da película média em todas as regiões marginais dos casquetes de titânio foi maior do que as regiões correspondentes dos casquetes de ouro.

Leong et al. (1994) avaliaram em laboratório o desajuste marginal de 3 tipos de coroas metálicas recobertas com porcelana: 1) em Ti fundido; 2) em Ti fresado, associando eletroerosão ao sistema Procera e; 3) em metal nobre como grupo controle. Relataram o aumento do uso de metais básicos em prótese buscando um material que pudesse substituir as ligas áureas com propriedades semelhantes. Dentre estes, o Ti foi destacado devido as suas excelentes propriedades biológicas, mecânicas, químicas e físicas, mas ressalvam a dificuldade da fundição deste metal por técnicas convencionais em virtude do alto ponto de fusão e alta reatividade com O em temperaturas elevadas. Visando minimizar este entrave, testaram à utilização da eletroerosão na fabricação dos *copings*. Para isso, foram confeccionados troquéis 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. feitos por meio de eletroerosão associadas ao sistema Procera; Grupo 3- *copings* em Ti c.p. fundidos). Para a fundição das coroas de Ti foi utilizada a máquina de fundição Tycast 3.000. Os copings de Ti feitos pela técnica da eletroerosão foram fabricados utilizando o sistema *Procera*, enquanto que as coroas de Au, foram fundidas pela técnica convencional. Os *copings* metálicos foram recobertos com porcelana de acordo com as indicações recomendadas pelo fabricante para cada material. A coleta de dados foi feita, por especialistas calibrados, em microscópio (Unitron TMS-4978, Unitron, Japan) com ampliação de 100x e sensibilidade de 2,5µm. Foram feitas três medidas de cada face do troquel (mesial, vestibular, distal, lingual) totalizando 360 medições. O grupo controle (metal nobre) apresentou médias de discrepâncias marginais em torno de 25µm, que foi significativamente menor do que as médias apresentadas pelos grupos de Ti

fabricados por eletroerosão e Ti fundido, sendo respectivamente, 54µm e 60µm. Entre estes dois grupos não houve diferenças significativas. Neste trabalho, os autores consideraram que um desajuste de até 120µm 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 120µm. Outra conclusão dada pelos autores foi que as discrepâncias marginais foram resultados das técnicas de fabricação utilizadas, sendo que a adição de porcelana não causou nenhum tipo de alteração na integridade marginal das coroas.

Valderrama *et al.* (1995) compararam a adaptação marginal e interna de coroas de titânio com coroas de ouro/platina/paládio, e o efeito da cocção da porcelana sobre o ajuste marginal e adaptação interna destes dois tipos de coroas metalocerâmicas. Após a obtenção de 80 casquetes, todos foram avaliados quanto à presença de irregularidades internas, que foram removidas com uma broca esférica nº 4. Em seguida, foram assim agrupados: 10 casquetes de ouro/platina/paládio cimentados; 10 coroas metalocerâmicas de titânio cimentadas; e igual número de casquetes e coroas não cimentadas. As coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco foram embutidas em resina epóxica e seccionadas em dois planos: diagonal e vestíbulo-lingual As coroas foram medidas em 9 pontos em um microscópio comparador com aumento de 40 vezes. Para cada coroa, um mesmo ponto foi medido nove vezes. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significante da abertura marginal entre as coroas de ouro/platina/paládio e as de titânio. As discrepâncias marginais totais para as restaurações fora 61µm para as coroas de titânio e 47µm para as coroas de ouro/platina/paládio. Os autores concluíram que no ponto de

maior aproximação marginal não houve diferença significante entre as coroas cimentadas de titânio e ouro/platina/paládio, e que a cocção da porcelana não causou alteração significante no ajuste marginal das estruturas metálicas de ouro/platina/paládio e titânio.

Samet *et al.* (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. As principais vantagens defendidas foram à simplicidade e a reprodutibilidade. Os valores de desajuste marginal 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*., compararam em 1995, fundições de liga Ti-6Al-4V com titânio puro, processadas em equipamento que utilizava arco de tungstênio para fusão e pressão de argônio/vácuo para injeção. Próteses fixas de cinco elementos padronizadas, com três pônticos e duas coroas de bordos afilados, foram fundidas em revestimento a base de MgO-Al2O3, à temperatura ambiente. Os resultados mostraram que as margens dos retentores das próteses parciais fixas eram menos completas e havia uma maior quantidade de porosidade, particularmente nos canais de alimentação, nas fundições com a liga.

Wang & Fenton (1996) realizaram uma revisão da literatura abordando as aplicações protéticas do Ti. Relataram o constante desenvolvimento das ligas alternativas à base de Pd e de metais básicos, inclusive o Ti, após a explosão do preço do Au nos anos 70. 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 é um metal muito reativo, de difícil extração e obtido a partir do rutílio e da ilmenita. Relataram as propriedades

físicas e mecânicas, afirmando que poderiam sofrer grandes variações com a incorporação de outros elementos metálicos tais como O, F e N, e também destacaram seu baixo custo, módulo de elasticidade semelhante ao do Au, alta resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade. Esta dependente da camada de óxidos intimamente aderida ao metal de origem inerte ao ataque eletroquímico. Concluíram que o Ti seria o material de escolha nos implantes dentários e que o seu uso em prótese dental dependeria do desenvolvimento do processo de fundição, soldagem e de novas pesquisas laboratoriais e clinicas.

Nakajima & Okabe (1996) realizaram uma revisão de literatura sobre a utilização do Ti na odontologia. Relataram que o interesse despertado pelos pesquisadores de biomateriais e pelos clínicos aumentou, principalmente pela excelente biocompatibilidade, propriedades químicas e mecânicas satisfatórias apresentadas pelo material. Todavia, as pesquisas envolvendo o TI e suas ligas com finalidade protética ainda era pouco explorada, visto que apenas 12% das pesquisas com o Ti nos E.U.A. tinham esta finalidade. Segundo os autores, os primeiros trabalhos envolvendo fundições odontológicas para próteses foram creditados a Walterstrat em 1977 que desenvolveu uma máquina de fundição própria para o Ti com sistema composto por gás argônio/vácuo, o qual permitia melhores resultados deixando as fundições clinicamente aceitáveis. Foi descrita a possibilidade de exames radiográficos, os quais permitiam averiguar a presença de irregularidades internas nas estruturas protéticas. Concluíram que o Ti teria um futuro brilhante na odontologia, mas novas pesquisas ainda se faziam necessárias para confirmar o Ti como material de escolha em Prótese Dental.

Milan (1997) relatou que uma coroa metálica total deve apresentar requisitos satisfatórios, como contornos apropriados, relação oclusal e selamento marginal eficientes, depois de cimentada ao preparo. Porém, o selamento marginal e a adaptação interna são fatores críticos para o sucesso clínico dessas restaurações, pois a sua ineficiência leva à infiltração marginal devido à solubilização do agente cimentado no meio bucal. Este fato tem sido uma preocupação constante dos pesquisadores, que analisaram a influência de

contornos marginais, máquinas de fundição, ciclo de queima da porcelana, abrasão a ar, alívio interno, tipo de cimento e técnicas de fundição no ajuste de coroas totais. Analisou o desajuste marginal de coroas totais metálicas com três tipos de términos diferentes: ombro reto, ombro biselado em 20 graus e chanfro em 45 graus sobre troquéis torneados de aço inoxidável, estas confeccionadas em liga Ag-Pd (Palliag-M) e Pd-Ag (Por-On 4). Foram utilizadas três fontes de calor para fusão das ligas: gás/oxigênio, acetileno/oxigênio e resistência elétrica. Após as fundições, as restaurações metálicas foram posicionadas nos respectivos troquéis sob carga estática de 9kgf durante 1 minuto e as leituras foram feitas em microscópio comparador. Os resultados mostraram que a liga Pd-Ag apresentou-se mais desadaptada em relação Ag-Pd; 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 aos demais métodos. O autor ressaltou o fator crítico de que selamento marginal insuficiente promovia condições para infiltração marginal, que deteriorava o cimento e facilitava o acúmulo de placa bacteriana resultando em cáries recorrentes e distúrbios periodontais.

As propriedades do Ti c.p. e de suas ligas foram relatadas por Craig *et al.* (1997), onde segundo o autor, na temperatura ambiente o metal se apresentava na forma alfa, mas quando aquecido a 884°C, passava para a fase beta. A fase beta tendia ser totalmente maleável, enquanto a alfa era mais rígida, passível de soldagem. Os mais importantes fatores relatados foram à alta reatividade química em elevadas temperaturas e o alto ponto de fusão (1700°C) que eram responsáveis pelas dificuldades encontradas durante o processo de fundição, tais como: materiais de revestimento, ciclos de esfriamentos apropriados para prevenirem contaminação e ambiente inerte. Sem estes cuidados, a superfície do Ti era contaminada e suas propriedades alteradas, com diminuição da resistência e da ductilidade do metal. A formação de camadas de óxidos de Ti sobre o metal ocorria imediatamente após a fundição, promovendo a excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão. Nas fundições de coroas de Ti, foram

observadas porosidades internas e superfícies grosseiras. Apresentou ainda baixa eficiência de reprodução de detalhes, inadequada expansão térmica do revestimento e dificuldades no acabamento e polimento.

Berg *et al*. (1997) analisaram a opinião dos dentistas a respeito do comportamento clínico das restaurações fundidas em Ti. Há mais de 30 anos, o Ti vinha sendo utilizado para confecção de implantes e desde a década de 80 utilizado em próteses fixas, próteses removíveis, próteses sobre implantes e coroas individuais. As próteses fixas e as coroas foram confeccionadas de duas maneiras diferentes: através da técnica da cera perdida e fundição semelhante à utilizada para o Au ou; pela técnica do sistema Procera, onde as superfícies externas foram fresadas e as internas formadas por eletroerosão. Estudos clínicos com coroas do sistema Procera apresentaram resultados bastante satisfatórios, entretanto, em coroas fundidas não eram disponíveis, sendo limitados apenas as pesquisas laboratoriais. Entre os anos de 1988 e 1995, no mesmo laboratório na Noruega, foram confeccionadas mais de 10.000 unidades protéticas em Ti. Um questionário foi remetido a todos os 72 clínicos cadastrados nos computadores deste laboratório que já haviam realizado restaurações em Ti, sendo que 64 destes responderam corretamente, representando 89% dos questionários enviados. Todas as restaurações foram fundidas sob atmosfera de argônio em equipamento específico (Ohara). Para a maioria dos clínicos noruegueses o Ti foi uma boa opção para restaurações protéticas, principalmente em coroas, próteses fixas pequenas (3 a 5 elementos) e próteses sobre implantes, no entanto as restaurações de Ti representavam menos de 25% da produção total da maioria deles. As principais vantagens citadas foram relacionadas ao baixo custo comparado com os metais convencionalmente usados e baixa condutibilidade térmica, enquanto que as principais desvantagens foram: dificuldades técnicas e problemas estéticos, cujo autor relacionou com a falta de conhecimento e experiência com o material de parte dos clínicos. Concluiu-se que o desempenho clínico foi bastante satisfatório e restaurações em Ti era uma vantajosa alternativa aos materiais empregados normalmente.

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

Meloncini (2000) averiguou o desajuste marginal de coroas fundidas em Ti c.p. em função dos tipos de revestimentos e técnicas empregadas. Foram avaliados três tipos de revestimento (Rematitan Ultra, Rematitan Plus, Ticoat Manfreedi) e três técnicas de inclusão (emprego ou não de "boneca", uso ou não de alívio do troquel). O ângulo de convergência utilizado no preparo dos troquéis foi de 10 graus. 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 100 micrometros como sendo aceitável clinicamente. Concluiu-se que: os revestimentos Rematitan Plus e Rematitan Ultra, quando usados com "boneca", requeriam necessariamente alívio e usinagem interna com fresas. Os revestimentos Rematitan Plus e Rematitan Ultra, sem o emprego de "boneca" e com ou sem alívio, conduziram a bons resultados com grande freqüência, após o tratamento superficial com óxido de alumínio e poucas fundições necessitaram de usinagem com broca. O revestimento Ticoat Manfreedi, apenas com tratamento com vidro e óxido de alumínio não conduziu, geralmente, a resultados satisfatórios, contudo, após o emprego de broca, todos os blocos fundidos chegaram a ajustes satisfatórios, sob qualquer das condições de emprego, ou não, de "boneca" ou alívio. A "boneca" pode ser empregada com os três revestimentos, desde que se tome o devido cuidado com o alívio e/ou emprego de broca para o tratamento superficial. Foram necessários outros tratamentos superficiais, após o uso de vidro, para que a maioria dos blocos fundidos

chegasse a uma adaptação satisfatória, o que não foi suficiente para os revestimentos Rematitan na condição com “boneca” e sem alívio.

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

Contreras *et al*. (2002) Avaliaram o desajuste marginal de coroas totais fundidas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V; avaliaram a efetividade da eletroerosão na redução do desajuste marginal e compararam os resultados obtidos, antes e após a eletroerosão, com os obtidos com coroas em paládio-prata. Foram utilizados 45 dentes bovinos, preparados para receber as coroas totais com ângulo de 90º em relação ao longo eixo do dente com ombro de 1,5mm, convergência cérvico-oclusal com 8º e altura cérvico-oclusal de 5mm. Foram fundidas 15 coroas com cada liga (Ti c.p., Ti-6Al-4V, Pd-Ag). A adaptação marginal foi mensurada com registros em quatro pontos de referência sob microscópio mensurador, antes e após a eletroerosão. O refinamento marginal com EDM foi conduzido por coroas em base de Ti c.p. e Ti-6Al-4V. Os valores médios de desajuste marginal encontrados foram: liga de paládio-prata (45,2µm); Titânio comercialmente puro antes (83,9µm) e após (50,6µm) a eletroerosão; liga de titânio-alumínio-vanádio antes (50,8µm) e após (24,5µm) a eletroerosão. Concluiu-se que: as coroas em liga paládio-prata apresentaram-se com menor desajuste marginal logo após a fundição, sendo diferente estatisticamente somente das fundidas em Ti c.p.; as coroas em Ti-6Al-4V, após a eletroerosão, foram significativamente melhores que as obtidas em Ti c.p. e liga de paládio-prata; a redução do desajuste marginal com a eletroerosão foi igualmente significativa em ambos os grupos.

Fonseca *et al*. (2003) avaliaram o ajuste marginal de coroas totais fabricadas em Ti c.p. e liga Ti-6Al-4V depois do ciclo de cocção de porcelana, assim como a eficácia de tratamento térmico para alívio de tensões induzidas pela fundição, comparando os resultados aos desajustes verificados em coroas fundidas em liga de Pd-Ag. Utilizaram dentes bovinos preparados em torno de bancada para receberem restaurações tipo coroas metalocerâmicas. O ciclo de coccão da porcelana específica para titânio foi efetuado nos copings fundidos e as avaliações dos desajustes foram realizadas após cada ciclo da rotina de estratificação. O tratamento térmico para alívio das tensões foi realizado antes da desinclusão dos padrões do revestimento, à temperatura da primeira cocção da porcelana. Os autores não encontraram diferenças significativas ente os grupos submetidos ou não ao tratamento térmico para alívio de tensões. Os grupos Ti-6Al-4V, Ti c.p. e Pd-Ag exibiram diferenças significativas nos valores de ajuste marginal quando a condição inicial foi comparada com os copings submetidos aos ciclos de cocção da porcelana. Concluíram que, os ciclos de cocção da porcelana podem diminuir os valores de ajuste marginal das coroas fabricadas em titânio.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo:

Avaliar o desajuste marginal de coroas metálicas unitárias fundidas em titânio comercialmente puro utilizando-se como material para confecção dos padrões para fundição a resina acrílica *Duralay* e a resina acrílica *Pattern Resin*, comparando os resultados com padrões obtidos em cera (como grupo controle).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Delineamento geral da pesquisa

Foram constituídos 3 grupos experimentais com 10 repetições de coroas totais metálicas fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan; Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha). Um grupo foi obtido a partir de padrões de fundição em cera. Outros dois, foram obtidos a partir de padrões de fundição em resina acrílica: um em resina Duralay (Reliance Dental Mfg Co, Worth, E.U.A.) e outro em resina Pattern Resin (GC América Inc, E.U.A.).

As coroas foram confeccionadas a partir de preparos para coroas totais executados em dentes bovinos. Para a confecção, os preparos foram moldados e troquéis em gesso obtidos.

As leituras de desajuste foram executadas com as restaurações assentadas sobre os respectivos preparos mediante leitura da fenda marginal por observação direta, após a remoção de interferências internas.

4.2. Confecção das Amostras

4.2.1. Obtenção e Preparo dos Dentes Bovinos

Foram utilizados 10 dentes bovinos correspondentes ao incisivo central recém extraído. As porções radiculares dos dentes foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável (Ortoclass; Artigos Odontológicos Clássicos Ltda., São Paulo, SP), vertidas em cilindros de PVC. As porções coronárias foram preparadas em torno de bancada para a obtenção de preparos típicos para coroas totais, contendo: término cervical em ombro de 90 graus em relação ao longo eixo do dente e largura de 1,5mm; paredes axiais com angulação de 8 graus em direção oclusal (Contreras et al, 2002); e altura cérvico – oclusal de 5mm (Figura

1). Todo o preparo foi feito sob refrigeração para se evitar danos às estruturas dentais.

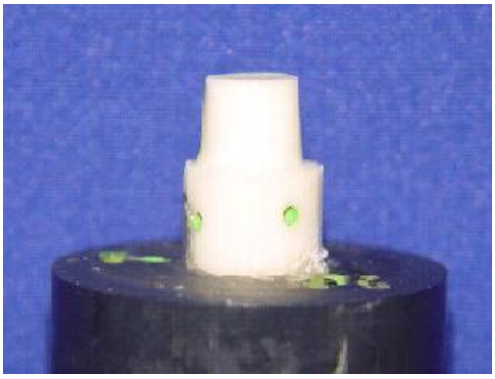


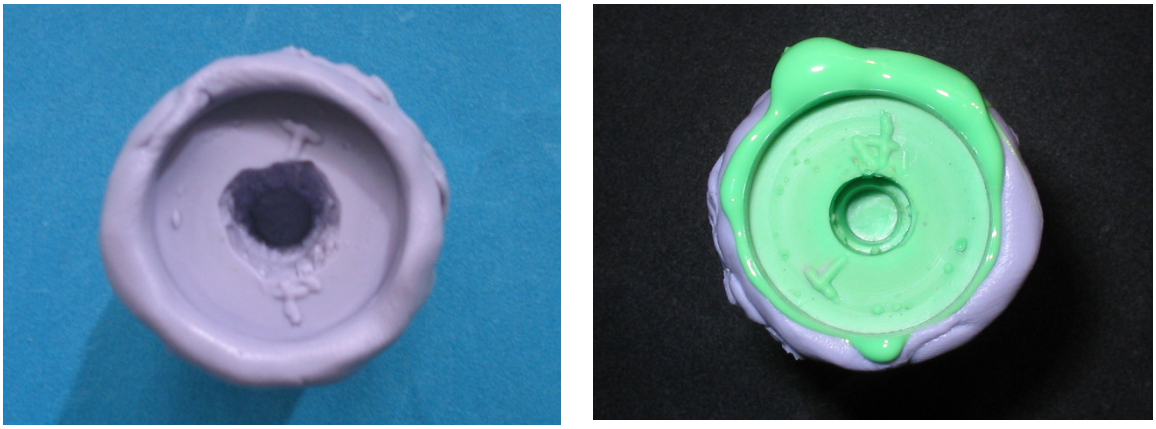
Figura 1: Dente bovino preparado e base de resina acrílica em PVC

Na região do término cervical, realizou-se um entalhe em cada preparo para permitir que o assentamento das coroas fundidas ocorresse sempre na mesma posição. Os dentes preparados foram mantidos imersos em água destilada no intervalo dos procedimentos realizados durante o experimento.

4.2.2. Obtenção dos Troquéis em gesso

A superfície de cada dente foi coberta por uma folha de papel alumínio que proporcionou a formação de um alívio. Os preparos foram reproduzidos através de moldagem com silicone polimerizado por adição (Flexitime; Heraus Kulzer, Hanau, Alemanha) em moldeira individual de PVC, utilizando-se a técnica da dupla impressão (Pertesen & Asmussen, 1991; Boening *et al*.,1992; Garone Netto & Burger, 1998). A moldagem preliminar foi realizada com material de consistência densa (Flextime), Manipulando-se porções iguais das massas base e catalisadora. Após a polimerização, por aproximadamente 5 minutos, os moldes foram removidos dos respectivos preparos e os alívios retirados, provendo espaço

para moldagem de reembasamento com material de consistência leve (Flextime; Heraus Kulzer). Para manipulação do material e inserção no molde preliminar, utilizou-se o dispositivo de inserção proposto pelo fabricante. (Figura 2 A/B).



A B

Figura 2: A – Moldeira em PVC com material denso, B – Moldeira em PVC com material denso reembasado com material leve.

Os moldes foram removidos dos preparos após 5 minutos e aguardados outros 120 minutos até que fossem pulverizados com líquido redutor de tensões. Em seguida, gesso tipo IV (Fujirock EP; GC Europe, Leuven, Bélgica) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (20ml de água para cada 100g de pó) e espatulado a vácuo por 40 segundos em espatulador mecânico (Multivac 4; Degussa-Hüls, Hanau, Alemanha), sendo vertido nos moldes sob vibração. Uma matriz em silicone foi acoplada à moldeira individual, atuando como um molde para a confecção da base em gesso dos troquéis. Foram aguardados 30 minutos até a separação dos troquéis em gesso dos respectivos moldes (Figura 3).

Figura 3: Troquel de gesso

4.2.3. Obtenção dos Padrões de Fundição

Os troquéis em gesso foram imersos em água por 3 minutos, cobertos por uma camada de agente espaçador (Spacelaquer Ducera Lay; Degussa Hüls) limitado à área de 1mm aquém do término cervical, sendo em seguida, pulverizados com uma camada de isolante (Die Lube; Dentaurum), aguardando-se 5 minutos para a secagem.

Para o grupo constituído por padrões em cera, sob cada troquel, foi confeccionado um padrão de fundição de 0,7mm de espessura por meio de imersão por dois segundos em cera liquefeita (Picodip; Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha), mantida a 87ºC em aparelho de aquecimento (Hotty; Renfert). A espessura foi averiguada com um espessímetro (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP).

Os excessos de cera foram recortados com lâmina de bisturi número 12, sendo o término cervical refinado com o auxilio de esculpidor elétrico (Prott's, São Paulo, SP) sob inspeção visual em lupa (Optivisor-DA5; Donegan Optical Company, Lenexa, E.U.A.) com quatro vezes de aumento.

Para a confecção dos padrões de fundição em resina acrílica (Pattern e Duralay), os padrões de cera foram utilizados como modelos para obtenção de uma matriz em silicone de consistência densa (Flexitime; Heraus Kulzer). Com as

matrizes adaptadas aos troquéis, foram confeccionados os padrões de fundição com 0,7mm de espessura. A espessura foi averiguada com espessímetro (Bio-Art).

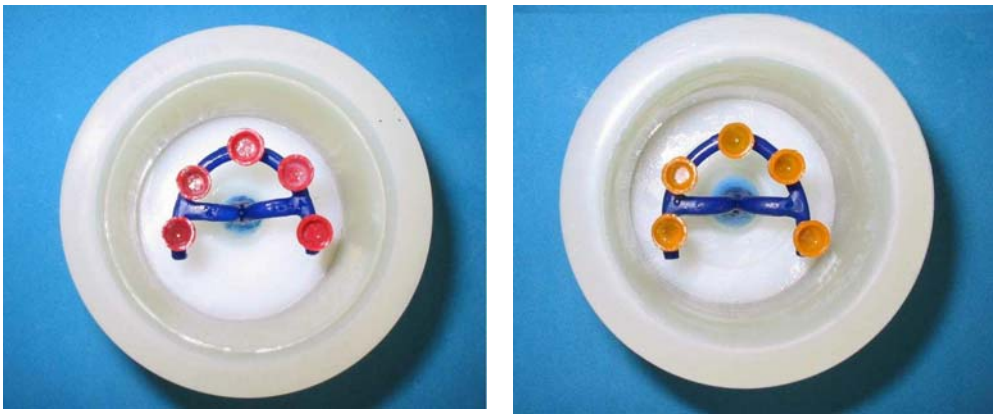
Os excessos de resina foram desgastados com broca para acabamento de resina acrílica, sendo o término cervical inspecionado em lupa (Optivisor-DA5) com quatro vezes de aumento.

4.2.4. Inclusão dos Padrões em Revestimento

As superfícies oclusais dos padrões de fundição foram fixadas com um conduto de 3mm de espessura unido a um conduto de alimentação horizontal de 4mm de espessura. Este, por sua vez, foi adaptado a dois condutos verticais de 5mm fixados a base formadora de cadinho do anel de inclusão (Dentaurum).

Conjuntos de cinco padrões de fundição foram incluídos concomitantemente. Cada padrão foi marcado para identificação do dente preparado correspondente. Estes foram pulverizados com líquido redutor de tensões (Die Lube; Dentaurum), sendo deixados à temperatura ambiente para secagem por 3 min. (Figura 4 – A/B)

O revestimento (Rematitan Plus; Dentaurum) foi proporcionado de acordo com as especificações do fabricante (80 ml de líquido específico para coroas e próteses e 500 g de pó) e espatulado a vácuo por 60 segundos em espatulador mecânico (Multivac 4; Degussa-Hüls). Ao final da manipulação, a massa foi vertida sob vibração até o preenchimento do anel e deixada à temperatura ambiente por 10 minutos até que o bloco em revestimento fosse removido do anel.



A B

Figura 4: A – Conjunto do padrão de fundição em resina fixado a base formadora de cadinho e anel de silicone; B – Conjunto do padrão de fundição em cera fixado a base formadora de cadinho e anel de silicone.

4.2.5. Processo de Fundição

Após 50 minutos do início de sua manipulação, os blocos de revestimento, com a base formadora de cadinho voltada para baixo, foram posicionados no interior do forno elétrico de aquecimento (7000 5P; EDG Equipamentos e Controles Ltda), programado conforme quadro abaixo.

Quadro 1 – Ciclo de aquecimento dos anéis de revestimento:

Ciclo	Temperatura final (°C)	Velocidade de aquecimento (°C/min.)	Patamar de aquecimento (min.)
1	250	7	60
2	1000	7	90
3	550	7	120

Depois de completado o ciclo de aquecimento, os blocos de revestimento, um a um, foram posicionados na máquina de fundição (Rematitan; Dentaurum) previamente programada para 31 g de Ti c.p. (Tritan; Dentaurum). Após a fundição, os blocos foram imediatamente esfriados em água, conforme recomendação do fabricante.

4.2.6. Desinclusão e ajuste interno das coroas

Os conjuntos fundidos foram desincluídos do revestimento com auxílio de um desinclusor pneumático (Modelo 320; Silfradent, F.LLI Manfred, Itália) (Figura 5) e as coroas jateadas com Al_2O_3 com partículas de 100*u*m de espessura sobre pressão máxima de 2,04 kgf/cm^2.

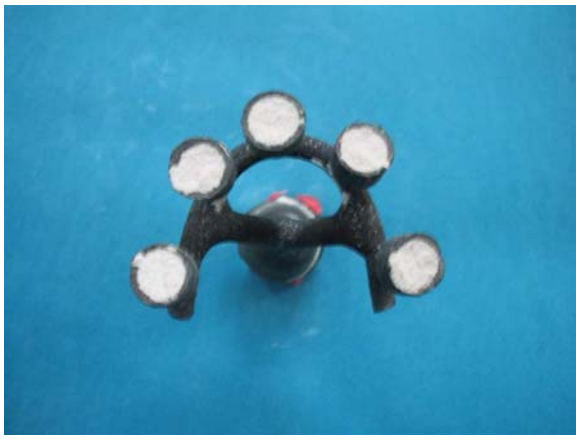


Figura 5: Desinclusão das coroas antes do jateamento com Óxido de Alumínio

Em seguida, as coroas foram separadas dos condutos de alimentação com o auxílio de disco de carboneto de silício acoplado em torno de bancada (Knebel Produtos Ltda, Porto Alegre, RS). O acabamento das superfícies externas foi realizado com fresas específicas (Maxi Plus e Midi – Dentaurum), sendo jateadas com Al_2O_3 com partículas de 100µm de espessura sob pressão máxima de 2,04kgf/cm^2 durante 5 segundos.

Concluído o acabamento externo das coroas, aplicou-se uma camada de evidenciador (Arti-Spot®3; Dr.Jean Bausch KG, Colônia, Alemanha) sobre as superfícies internas para detecção de irregularidades que pudessem interferir no assentamento contra o dente preparado correspondente.

Para a remoção das irregularidades, utilizou-se fresa específica (Mini; Dentaurum) em baixa rotação (N270; Dabi-Atlante, Ribeirão Preto, SP). Inicialmente, foi realizado o ajuste sobre os troquéis em gesso originários dos padrões e, posteriormente sobre os dentes preparados até a obtenção do completo assentamento.

4.3. Leitura dos Desajustes

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

Na realização das leituras, utilizou-se uma matriz de resina acrílica que permitia a orientação da fenda marginal no campo de visão do microscópio e alinhamento do plano ótico de leitura. Considerou-se o desajuste marginal como sendo a distância linear, em micrometros, entre a margem cervical da coroa metálica e a margem cervical do preparo executado no dente bovino. Em cada dente foram selecionados quatro pontos, onde o primeiro foi demarcado aleatoriamente com auxílio de uma fresa esférica número 2 (KG Sorensen, Barueri, SP) em baixa rotação (N270; Dabi- Atlante) e os demais, eqüidistantes 90 graus em torno da circunferência do dente. Em cada ponto foram realizadas três leituras, sendo registradas 12 medidas para cada dente e obtida média aritmética (Contreras, 2002).

As leituras foram realizadas por um único operador, em microscópio de medição (STM; Olympus Optical Co., Tóquio, Japão) com aumento de 50 vezes, equipado com unidade de leitura digital para coordenadas X e Y (MMDC 201; Olympus) com valores registrados em micrometros e precisão de 0,5µm.

4.4. Análise Estatística dos Dados

As médias de cada coroa foram tabuladas sendo a média e o desvio padrão para os grupos calculados. Foi utilizado o software SPSS (Statistical Package for Social Sciences) e a planilha eletrônica Ms-Excel (Microsoft Excel) para armazenamento dos dados. Foi feita a análise de variância dos valores de desajuste marginal dos grupos avaliados. As médias e desvio padrão foram obtidas pelo teste de Tukey p=0,7089.

5. RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a Análise de Variância dos valores de desajuste marginal dos grupos avaliados.

Tabela 1. Análise de Variância dos grupos com relação ao desajuste.

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	Valor-P	F crítico
Entre grupos	0,001	2	0,0005	0,3484	**0,7089**	3,3541
Dentro dos grupos	0,042	27	0,0016			
Total	**0,043**	**29**				

Os valores médios e desvio padrão referentes ao desajuste marginal das coras unitárias fundidas a partir de padrões em cera, resina acrílica Duralay e Pattern Resin foram comparados pelo teste de Tukey e visualizados na Tabela 2.

Tabela 2. Médias (µm) e desvios-padrões dos grupos obtidos por padrões em cera, resina Duralay e Pattern Resin.

Grupo	Média	Desvio padrão
Padrão em cera	151,20 A	47,40
Padrão em resina acrílica Duralay	153,60 A	37,10
Padrão em resina acrílica Pattern Resin	165,00 A	32,50

Médias seguidas por letras iguais não diferem estatisticamente pelo teste de Tukey (p=0,7089).

Não foram verificadas diferenças estatísticas significativas em relação aos desajustes marginais dos grupos constituídos por coroas obtidas a partir dos padrões em cera, resina Duralay e Pattern Resin (p=0,7089).

6. DISCUSSÃO

O titânio comercialmente puro é um metal com densidade de 4,51g/cm^3, o que equivale à aproximadamente metade do valor apresentado pelas ligas alternativas de Co-Cr e Ni-Cr e, quase um quarto da densidade apresentada pelas ligas nobres de ouro. Tem alto ponto de fusão (por volta de 1.672^{o}C) e uma grande reatividade química. Estas características requerem maiores cuidados na fundição e eventualmente culminam em dificuldades na elaboração de próteses e coroas unitárias com aceitável nível de ajuste marginal (Taira *et al.*, 1989; Craig, 1997).

Ligas contendo Au, Co, Cr, Ni, Pd e Ag atuaram como focos de inúmeras pesquisas que visavam o aprimoramento de técnicas e de determinadas propriedades, conduzindo a um melhor ajuste marginal (Muench & Maluf, 1973; Porto, 1982; Milan, 1997). Outras ligas recentemente incorporadas passaram a receber um número cada vez maior de pesquisas, dentre elas as de Ti (Taira *et al.*, 1989; Harris, Wickens, 1994; Syverud *et al.*, 1995; Nakajima & Okabe, 1996; Wang & Fenton, 1996; Zavanelli *et al.*, 2000; Fonseca *et al.*, 2003).

Um grande desafio da odontologia ainda é a obtenção de restaurações livres de desajustes marginais. Quando há justaposição de duas superfícies distintas, a formação de lacuna na região de interface é inevitável. Esta é a alegação de Eames et al., em 1978, que atestaram que nenhuma fundição adaptava-se perfeitamente sobre o dente preparado devido às falhas oriundas dos diversos passos clínicos e laboratoriais necessários para a sua confecção. Dentro das limitações dos materiais e técnicas existentes, busca-se, portanto, restaurações que apresentem o menor valor possível de desajuste marginal.

Contudo, qual seria o valor de desajuste marginal que poderia ser considerado aceitável clinicamente? Diversos estudos atribuem a um patamar de 100 micrometros como o limite para se considerar uma restauração com nível de desajuste clinicamente aceitável (Samet, 1995; Meloncini, 2000). Todavia, autores

como Schwartz (1986), Karlsson (1993), Samet (1995), Leong (1994), Meloncini (2000) consideram que estes valores variam entre 10 a 160µm em restaurações unitárias.

Na presente pesquisa, os valores médios obtidos em relação ao desajuste marginal de peças provenientes de padrões para fundição em cera (151µm), resinas Duralay (153µm) e Pattern Resin (165µm), apresentaram-se muito semelhantes e com valores próximo ao valor máximo aceitável por Schwartz (1986) e Samet (1995) de 160µm.

Quanto ao material a ser empregado nos padrões para fundição, desde o início do século passado, quando Taggart, em 1907 desenvolveu o processo de obtenção de próteses pelo método da cera perdida, esta passou a ser durante muitas décadas o material eleito para elaboração de padrões (Andersson *et al.* 1989). Ainda hoje, é bastante utilizada em laboratórios comerciais, principalmente, pelo baixo custo e simplicidade nos procedimentos técnicos. Entretanto, padrões em cera quando removidos para inclusão tendem a sofrer modificações dimensionais durante sua permanência fora do troquel em gesso no qual foi realizada a escultura (Fusayama, 1959). Outro problema associado à cera é percebido quando se confecciona padrões de próteses parciais fixas, cujas alterações podem ser potencializadas pelo maior tamanho ou curvatura do padrão (Fusayama, 1959). Somando-se a essas evidências, acredita-se ainda que distorções adicionais possam ser incorporadas devido ao manuseio incorreto destes padrões após a remoção dos troquéis, provocando amassamento e deformações muitas vezes não percebidas. Pode-se, então, atribuir a todos esses fatores a principal causa de freqüentes discrepâncias marginais de peças obtidas de padrões elaborados em cera.

No sentido de prevenir os problemas atribuídos à cera, a resina acrílica passou a ser bastante empregada na confecção de padrões para fundição a partir do final do século passado, apresentando aparente maior estabilidade dimensional (Valera, 1976). O padrão em resina acrílica tem a vantagem de poder ser retirado e permanecer fora do troquel em gesso sem que ocorram modificações

dimensionais significativas que venham a repercutir no ajuste marginal da peça fundida (Valera, 1976). Adicionalmente, seu uso pode ser extrapolado para situações na qual o técnico possua dúvida quanto à precisão do troquel, principalmente, com relação à extensão marginal, podendo-se indicá-lo para prova direta intra-oral sobre o dente preparado.

Foi observado, neste estudo, não haver diferenças significativas nos valores de discrepância marginal para os diferentes materiais utilizados, seja cera ou resinas acrílicas. Indistintamente, todos eles apresentaram valores de desajustes próximos a 150µm. Os desajustes obtidos pelos padrões em cera, provavelmente são oriundos de distorções durante remoção do modelo para inclusão (Skinner 1933; Fusayama, 1959). Já nos padrões em resina acrílica - em função da maior rigidez dos *copings* – acredita-se que possa ter havido limitações na expansão inicial que ocorre durante a presa do revestimento, fenômeno importante como meio de compensar a contração do metal durante seu esfriamento no interior do molde.

As resinas acrílicas não são indicadas pelo fabricante do equipamento de fundição de titânio como material para confecção de padrões (Lautenschlager & Monaghan, 1993). Especula-se que possam permanecer resíduos do acrílico no interior do molde de revestimento que poderiam agir contaminando o titânio e implicando em irregularidades que poderiam comprometer a vedação marginal. Neste quesito, considerando que não foram constatadas diferenças significativas entre as peças provindas dos padrões em acrílico e cera, acredita-se que estas interferências não procedem. Poder-se-ia, ainda, especular que as resinas acrílicas, pela contração de polimerização inerente ao material, conduzissem a maiores níveis de desajustes marginais quando usadas como material de confecção dos padrões. Todavia, cumpre-se ressaltar que a contração, se existente, ocorre ainda com os padrões posicionados nos troquéis, sendo menos prevalentes as distorções ocorridas quando de sua remoção até o momento da inclusão em revestimento, a exemplo do que ocorre com os padrões em cera. Contudo, novas pesquisas seriam importantes para se avaliar outros aspectos

quando do uso das resinas como padrões para fundição, principalmente as propriedades mecânicas das peças obtidas.

7. CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos e das condições experimentais estudadas, pôde-se concluir que:

1) Não houve diferença nos valores de desajuste marginal de coroas totais fundidas em titânio comercialmente puro quando se variou o material de confecção do padrão para fundição, utilizando cera, resina acrílica Duralay e resina acrílica Pattern Resin; e,

2) Indiferentemente do material de confecção dos padrões, as médias de desajuste marginal mantiveram-se em níveis próximos a 150µm.

REFERÊNCIAS

ANDERSSON, M. et al. *Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion*. **Acta Odontol. Scand**., Oslo, v.47, n.5, p.279-86, 1989.

BERG, E. *Destist's opnions on aspects of cast titanium restorations*. **J. Dent**., **Bristol**, v.25, n.2, p.113-7, Jan. 1996.

BERGMAN, B. et al. *A 2 year follow-up study of titanium crowns*. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.48, n.2, p.113-7, Apr. 1990.

BOENING, K.W.; WALTER, M.H.; REPPEL, P.D. *Noncast titanium restorations in fixed prosthodontics*. **J. Oral Rehabil,** Birminghan, v.19, n.3, p.281-7, Mar. 1992.

CRAIG, R.G. Restorative dental materiais. 10ed . St. Louis Mosley 1997.

CONTRERAS, E.F.R.; HENRIQUES, G.E.P.; GIOLO, S.R.; NOBILO, M.A.A. *Fit of cast commercially pure tutanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining.* **The J. of Prost. Dent**., v.88, n.5, p.467-472, Nov. 2002.

EAMES, W.B.; MACNAMARA, J.F. *Evaluation of casting machines for ability to cast sharp margins*. **Operative Dent**., Seattle, v.3, n.4, p.137-41, 1978.

FONSECA, J.C.; HENRIQUES, G.E.P.; SOBRINHO, L.C.; GÓES, M.F. *Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings.* **Dent. Mat**. , v.19, p.686-691, 2003.

FUSAYAMA, T. *Factors and technique of precision casting. Part I.* **J. Prosthet. Dent**., v.9, n.3, p.468-497, May/June 1959a.

GARONE NETTO, N.; BURGER, R.C. Inlay e Onlay: metálica e estética. São Paulo: 1998. Cap.5: Moldagem, p.63-105.

HARRIS, I.R.; WICKENS, J.L. *A comparasion of the fit of spark-eroded titanium copings and cast gold alloy copings.* Int. **J. Prosthodont**., Lombard, v.7, n.4, p.348-355, Apr. 1994.

IDA, K.; TSUTSUMI, S.; TOGAYA, T. *Titanium and titanium alloys for dental castings*. **J. Dent**. Res., Washington, v.59, p.985, 1980. [Abstract, 397].

KARLSSON, S. *The fit of procera titanium crowns an in vitro and clinical study*. **Acta Odontol. Scand**., Oslo, v.51, p.129-34, 1993.

LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. *Titanium ans titanium alloys as dental materials.* **Int. Dental**. Res., Guildford, v.43, p.245-53, June. 1993.

LEONG D., et al. *Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns.* **Int**. **J. Prosthodont**., v.7, n.5, p.440-7, Sep./Oct. 1994.

LUCAS, L.C.; LEMONS, J.E. *Biodegradation of restorative metalic systems*. Adv. **Dent. Res.,** Washington, v.6, p.32-7, 1992.

MELONCINI, M.A., Ajuste cervical de fundições de titânio , tipo coroa, em função de revestimentos e técnicas. São Paulo, 2000 (Doutorado em Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia,Universidade de São Paulo.

MILAN, F.M. *Influência de três fontes de calor sobre o ajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas*. Piracicaba, 1997. (Mestrado – Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas.

MUENCH, A.; MALUF, W.I..Alterações dimensionais de blocos tipo classe I e coroas, em função dos seus diâmetros e orientação no anel de fundição. Rev.Fac.Odontol São Paulo v.11, n.2 p.271 – 278 Jun/dez 1973.

NAKAJIMA, H.; OKABE, T. *Titanium in dentistry: development and research in the U.S.A.*. **Dent. Mat. J.,** v.15, n.2, p.77-90, Dec. 1996.

PETERSEN, G.F., ASMUSSEN, E. Distortion of impression materials used in the double-mix technique. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.99, p.343-348, 1991.

PORTO, C.L.A. *Liga do sistema cobre/alumínio. Estudo comparativo da precisão de fundição. Efeito do enceramento, tipo de preparo e alívio interno*. 1982, Araraquara (Livre Docência – Dentística) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista.

SAMET, N. et al. CAD – CAM system for the production of metal coping for porcelain-fured to metal, restoration. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.73, n.5 , p.457-463 1995

SCHWARTZ, I.S. *A review of metods and technique to improve the fit of cast retorations.* **J. Prosthet. Dent**., St. Louis, v.56, n.3, p.212-5, Sep. 1986.

SKINNER, E.W. *The role of investiment setting expansion in gold compensation casting techniques.* **Dent. Cosmos**, v.75, n.10, p.1009-1018, Oct. 1933.

SYVERUD, M.; OKABE, T; HERO, H. *Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in Ar-Arc castinhg machine*. Eur. **J. Oral S**., v.103, n.5, p.327-330, Oct. 1995.

TAGGART, W.H. *A new and accurate method of making gold inlay*. **Dent Cosmos**, Philadelfia, v.49, n.11, p.1117-9, Nov. 1907.

TAIRA, M.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H. *Studies of Ti alloys for dental castings*. **Dent. Mater**., v.5, n.1, p.45-50, Jan. 1989.

VALDERRAMA, S.; ROEKEL, N.V.; ANDERSSON, M.; et al. *A comparasion of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns.* **Int. J. Prosthodont**., Lombard, v.8, n.1, p.29-37, Jan. 1995.

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

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

WEBER, H.; FRANK, G.; *Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care*. **J. Prosthet Dent**., Saint Louis, v.69, n.2, p.222-7, 1993.

ZAVANELLI, R.A. et al. *Corrosion – fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V in different storage.* **J. Prosthet Dent**., Saint Louis, v.84, n.3, p.274-9, Sep. 2000.

ANEXO 1

Leitura dos desajustes marginais em Cera

1	0,1285	0,0940	0,1245
1	0,1960	0,2075	0,1980
1	0,0170	0,0190	0,0075
1	0,3470	0,352	0,3375

2	0,1090	0,0820	0,0850
2	0,0265	0,0460	0,0320
2	0,0563	0,0525	0,0490
2	0,1130	0,1065	0,1165

3	0,1435	0,1675	0,1600
3	0,134	0,1595	0,1495
3	0,0300	0,0385	0,0330
3	0,1475	0,1250	0,1555

4	0,1585	0,1315	0,1345
4	0,2265	0,2325	0,2420
4	0,1140	0,1080	0,1080
4	0,2580	0,2295	0,2245

5	0,2955	0,3015	0,3150
5	0,1685	0,1585	0,1500
5	0,1775	0,1605	0,1630
5	0,2690	0,2065	0,2335

6	0,2030	0,1835	0,1560
6	0,1170	0,1195	0,1180
6	0,0550	0,0475	0,0645
6	0,0425	0,0460	0,4430

7	0,0130	0,0095	0,0075
7	0,1685	0,1750	0,1850
7	0,1265	0,1155	0,1190
7	0,1265	0,1155	0,1155

8	0,0190	0,0292	0,0335
8	0,2305	0,2275	0,2280
8	0,1255	0,0940	0,1120
8	0,1915	0,1945	0,1945

9	0,1695	0,1670	0,1700
9	0,2495	0,2475	0,2490
9	0,1280	0,1260	0,1330
9	0,0485	0,0535	0,0545

10	0,2975	0,2500	0,2490
10	0,2265	0,2135	0,2360
10	0,2090	0,1935	0,2235
10	0,1970	0,1775	0,2055

Média dos desajustes marginais	**0,1511625**

ANEXO 2

Leitura dos desajustes marginais em resina acrílica Duralay

1	0,0730	0,0455	0,0550
1	0,1185	0,1070	0,1220
1	0,1345	0,1190	0,1360
1	0,1975	0,2050	0,1875

2	0,1145	0,1085	0,1340
2	0,1145	0,9900	0,1045
2	0,1615	0,1390	0,1285
2	0,0370	0,0255	0,0375

3	0,8600	0,0980	0,0850
3	0,1215	0,0890	0,0875
3	0,0205	0,0260	0,0240
3	0,0300	0,0260	0,0180

4	0,1125	0,0850	0,0880
4	0,0580	0,0575	0,6200
4	0,0210	0,0170	0,0270
4	0,1025	0,1040	0,1020

5	0,1240	0,1345	0,1380
5	0,1065	0,0930	0,9050
5	0,0625	0,0735	0,0690
5	0,0493	0,0400	0,0335

6	0,2900	0,2895	0,2915
6	0,2355	0,2750	0,2810
6	0,2360	0,2560	0,2660
6	0,1660	0,1645	0,1640

7	0,0975	0,1005	0,0950
7	0,1850	0,1830	0,1890
7	0,1640	0,1600	0,1770
7	0,1760	0,1580	0,1495

8	0,0370	0,0295	0,0320
8	0,1980	0,1865	0,1830
8	0,2655	0,2555	0,2520
8	0,0840	0,0930	0,1033

9	0,1140	0,1080	0,107
9	0,1605	0,1610	0,1615
9	0,0305	0,0230	0,0280
9	0,2370	0,2370	0,2320

10	0,0850	0,0800	0,0250
10	0,1715	0,1650	0,1515
10	0,2535	0,2430	0,2610
10	0,1920	0,2015	0,2325

Média dos desajustes marginais	**0,1536**

ANEXO 3

Leitura dos desajustes marginais em resina acrílica Pattern

1	0,1730	0,1720	0,1835
1	0,1815	0,1775	0,1760
1	0,2255	0,2230	0,2320
1	0,0175	0,0165	0,0095

2	0,2110	0,1990	0,1915
2	0,1970	0,1930	0,1705
2	0,1745	0,1725	0,1730
2	0,2380	0,2250	0,2205

3	0,1395	0,1265	0,1515
3	0,1510	0,1470	0,1425
3	0,2345	0,3015	0,2950
3	0,0005	0,0025	0,0150

4	0,3525	0,3275	0,3235
4	0,1975	0,2015	0,2040
4	0,1515	0,1490	0,1405
4	0,1415	0,1430	0,1465

5	0,1610	0,1510	0,1500
5	0,1850	0,1865	0,1915
5	0,0655	0,0450	0,0425
5	0,0945	0,1015	0,1125

6	0,1730	0,1735	0,1500
6	0,1730	0,1265	0,1230
6	0,2570	0,2315	0,2380
6	0,1895	0,1885	0,2005

7	0,1555	0,1535	0,1520
7	0,2425	0,246	0,2400
7	0,2025	0,1965	0,1935
7	0,1537	0,1534	0,1533

8	0,1705	0,1560	0,1540
8	0,1625	0,1635	0,1615
8	0,2505	0,2575	0,2670
8	0,1845	0,1810	0,1730

9	0,0855	0,0870	0,0920
9	0,1255	0,1260	0,1310
9	0,1480	0,1310	0,1360
9	0,0940	0,1055	0,1005

10	0,2355	0,2235	0,2250
10	0,0795	0,0775	0,0590
10	0,2060	0,2175	0,2195
10	0,1025	0,1070	0,1095

Média dos desajustes marginais	**0,1650**