

**MÁRCIA MIKA NAKAOKA**

“Efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão  
sobre a desadaptação de infra-estruturas implanto-suportadas  
fundidas em Titânio c.p.”

**Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade Estadual de Campinas, para  
obtenção do título de Doutor em Clínica  
Odontológica – Área de concentração  
Prótese Dental.**

**Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**

**Piracicaba**

**2007**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Sueli Ferreira Julio de Oliveira – CRB-8ª. / 2380

N145e Nakaoka, Márcia Mika.  
Efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão sobre a desadaptação de infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em titânio c.p. / Márcia Mika Nakaoka. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.  
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese Dentária Fixada por Implante. 2. Porcelana Dentária. 3. Resinas Acrílicas. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(sfjo/fop)

Título em Inglês: The influence of the veneering application and Spark erosion on the misfit level of implant-supported frameworks.

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental Prosthesis, Implant-Supported. 2. Dental Porcelain. 3. Acrylic Resins.

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Eunice Teresinha Giampaolo, Marcelo Ferraz Mesquita, Marco Antonio Compagnoni, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Rafael Leonardo Xediek Consani.

Data da Defesa: 22-06-2007

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 22 de Junho de 2007, considerou a candidata MÁRCIA MIKA NAKAOKA aprovada.



---

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA



---

PROF. DRa. EUNICE TERESINHA GIAMPAOLO



---

PROF. DR. MARCÓ ANTONIO COMPAGNONI



---

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO



---

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

**Dedico este trabalho:**

Aos meus pais **Tetsurone Nakaoka** (*in memoriam*) e  
**Maria Helena Nakaoka** que tornaram esse sonho possível.

Aos meus irmãos **Roberto e Katsumi**,  
pelo amor e apoio em todos momentos.

Aos meus amados sobrinhos: **Sayuri e Guilherme**.

Ao meu marido **Fábio** e ao meu bebê  
que são minha vida, meu caminho e minha felicidade.

**Agradecimento especial:**

A **Deus** por me conduzir, sem nada me faltar

**Agradecimento especial:**

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**,  
que neste tempo de convívio, amizade e respeito,  
colaborou sobremaneira para meu engrandecimento profissional,  
demonstrando dedicação, confiança e competência.

Meus sinceros agradecimentos.

## **Meus Agradecimentos:**

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** e seu Diretor Associado **Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim**.

Ao **Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**, coordenador dos Programas de Pós-Graduação FOP-UNICAMP e a **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica FOP-UNICAMP pela seriedade na condução do curso.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo auxílio à pesquisa, que possibilitou a execução deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, Professor da FOP-UNICAMP, por ter cedido os equipamentos (Microscópio Mensurador MiKro Vision – Leica e Máquina de Eletroerosão - Tel Med Technologies) utilizados na tese.

Aos **Profs. Drs. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Rafael Leonardo Xediek Consani**, Professores da FOP-UNICAMP, pelo incentivo, amizade e conhecimentos transmitidos.

Ao **Prof. Dr. Krunislave Antônio Nóbilo**, exemplo de amor à profissão e grande generosidade em dividir o seu conhecimento.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, Professor da FOP-UNICAMP, pelas orientações e incentivo.

À **Prof. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano** pela análise e orientação estatística.

A **todos os Professores** da Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

Aos **Profs. Drs. Marco Antonio Compagnoni e Lizeti de Oliveira Toledo Ramalho**, Professores da FOAr-UNESP, responsáveis por despertar a minha paixão pela vida acadêmica.

À **Conexão** pela doação de parte dos materiais utilizados neste trabalho.

Ao **Laboratório Vaiazzi** pelo profissionalismo e brilhantismo que contribuiu sobremaneira no resultado deste trabalho.

À **Faculdade São Lucas** pelo incentivo à busca do conhecimento.

A **todos os professores da Faculdade São Lucas**, pelo incentivo e paciência quando precisei me ausentar em vários momentos no decorrer do último ano letivo.

Às funcionárias **Juliana de Souza e Shirley Rosana Sbravatti** pela competência e amizade durante todo esse período de curso.

À **Maria Elisabete Crdenas**, pela amizade, auxílio e grande orientação laboratorial.

À técnica do laboratório de Prótese Parcial Removível, **Joselene Casati Lodi**, pela dedicação e grande profissionalismo.

Ao técnico do laboratório, **Paulo Roberto Alcarde**, pelo auxílio em todas as horas.

Às secretárias da Pós-Graduação, **Érica Alessandra Pinho e Raquel Marcondes César Sacchi**, pela atenção e auxílio durante o curso.

À minha mãe em Piracicaba, **D. Marlene Razera** e às amigas **Luana Ficher, Andréa Lira, Lucíola Vasconcelos, Áurea Lira, Anthéa Sousa e Mônica Leal** pelo carinho, paciência e apoio no dia-a-dia.

À **Luciana Valadares Oliveira**, minha irmã de todas as horas. Com você tudo ficou mais alegre e menos difícil.

Ao casal de amigos **Claúdia Santos Daroz e Luis Gustavo Dias Daroz**, sempre se prontificando a dividir os seus conhecimentos, alegria, amizade e lealdade em todos os momentos.

Aos amigos **Wagner Sotero Fragoso, Maurício Pompeu Cariello, Alexandre Ribeiro, Maria Isabela Campos**, que estiveram ao meu lado demonstrando grande carinho e amizade.

A **toda minha família** por todo apoio e estímulo em todos os momentos.

A **todos meus amigos** que, mesmo distantes, estiveram sempre torcendo pelo meu sucesso.

A **todos** que indiretamente auxiliaram na elaboração desse trabalho.

**Meus sinceros agradecimentos**

***“A mente que se abre a uma nova idéia,  
Jamais retorna ao seu tamanho original”.***

***Albert Einstein***

## RESUMO

As distorções oriundas das técnicas de aplicação de revestimentos estéticos sobre infra-estruturas metálicas de próteses fixas podem resultar em margens cervicais desadaptadas. Dessa forma, este trabalho propôs-se a avaliar o efeito do tipo de revestimento estético, da simulação dos ciclos de cocção da cerâmica, e da aplicação da eletroerosão, sobre o desajuste de infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.). Foi utilizada uma matriz metálica contendo 5 pilares intermediários do tipo Microunit. Sobre ela, foram enceradas 40 infra-estruturas, posteriormente fundidas em Ti c.p. (Tritan, Dentaurem, Alemanha). Para cada infra-estrutura foi confeccionado um *index*, com 5 análogos parafusados em cada infra-estrutura. Esse conjunto foi posicionado em microscópio para a mensuração dos desajustes antes da aplicação dos revestimentos estéticos, com a finalidade de avaliar apenas desajuste provocado pela aplicação dos revestimentos estéticos e pelo ciclo de cocção da cerâmica. As infra-estruturas foram separadas, aleatoriamente: G1: resina acrílica ativada termicamente (Clássico, Clássico Artigos Odontológicos Ltda., São Paulo, Brasil); G2: resina fotopolimerizável (Versyo.com, Heraeus Kulzer, Brasil); G3: cerâmica (Triceram, Dentaurem J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha); G4: simulação dos ciclos de cocção da cerâmica. Novamente, após a aplicação dos revestimentos estéticos, foi realizada a avaliação do desajuste marginal sobre o *index*. Procedeu-se o processo de eletroerosão (Tel Med Technologies, Port Huron, Michigan, EUA). As leituras de desajuste foram realizadas após o aperto com 10 Ncm em um único parafuso, correspondente ao implante A. Através desse procedimento, verificou-se a adaptação dos componentes C e E. O procedimento foi repetido com o outro implante mais distal (E), para mensuração nos implantes A e C. As leituras foram realizadas utilizando microscópio mensurador, com aumento de 120X e precisão de 0,5µm (Micro Vision – Leika, Wetzlar, Alemanha), antes e após aplicação dos revestimentos estéticos, e após o processo de eletroerosão. Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Os valores de desajuste marginal das infra-estruturas antes da aplicação dos revestimentos estéticos não apresentaram diferença estatística significativa entre si: G1: 29,81 µm ( $\pm 10,66$ ); G2: 35,30 µm ( $\pm 12,15$ ); G3: 44,75 µm ( $\pm 13,73$ ); G4: 38,57 µm ( $\pm 16,94$ ). A aplicação dos revestimentos estéticos e a simulação dos ciclos de cocção da cerâmica aumentaram

significamente os valores médios de desajuste marginal para todos os grupos: G1: 221,70  $\mu\text{m}$  ( $\pm 14,11$ ); G2: 81,91  $\mu\text{m}$  ( $\pm 15,71$ ); G3: 233,99  $\mu\text{m}$  ( $\pm 39,18$ ); e G4: 119,75  $\mu\text{m}$  ( $\pm 38,08$ ). Os grupos G1 e G3 não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, mas apresentaram diferença quando comparados aos G2 e G4. Após o processo de eletroerosão, apenas para o grupo G3: 161,16  $\mu\text{m}$  ( $\pm 36,59$ ) a média de desajuste marginal apresentou-se com valor significativamente menor. As médias de desajuste marginal para os grupos G1: 198,68  $\mu\text{m}$  ( $\pm 34,19$ ); G2: 62,03  $\mu\text{m}$  ( $\pm 17,73$ ) e G4: 87,98  $\mu\text{m}$  ( $\pm 39,32$ ) foram numericamente menores, porém, sem diferença estatística. Como ocorrido anteriormente, os grupos G1 e G3 não apresentaram diferença estatística significativa, mas ambos apresentaram diferença quando comparados aos grupos G2 e G4. A partir dos resultados obtidos no presente estudo, conclui-se que os revestimentos estéticos em resina acrílica ativada termicamente e em cerâmica produziram os maiores valores de desajuste marginal para próteses implanto-retidas, enquanto a resina fotopolimerizável, os menores. A aplicação de cerâmica nas infra-estruturas produziu maiores valores de desajuste marginal quando comparado à simples simulação dos ciclos de cocção. O processo de eletroerosão mostrou-se eficaz na redução dos desajustes marginais apenas para o grupo com aplicação da cerâmica.

Palavras-chave: Prótese sobre implantes, Cerâmica, Resina acrílica, Desajuste marginal, Eletroerosão

**ABSTRACT**

The demand for a passive fit of frameworks for osseointegrated endosseous implants abutments is well known, because the tightening of an inaccurate framework to the abutments can transmit stress to the bone-metal interface. The purpose of the present study was to evaluate the influence of the veneering application and porcelain firing cycle on the misfit level of implant-supported frameworks. Forty Ti c.p. (Tritan, Dentauro, Germany) alloy frameworks were fabricated from a metallic index containing 5 Branemark type multi unit abutments. Analogs of the abutments were positioned to the framework, to construct an *index* for each framework. This *index* allowed the observation of the marginal gaps caused by the application of the veneering material. The frameworks were grouped (n=10): 1) heat acrylic resin (Clássico, Clássico, São Paulo, Brazil); 2) light polymerized resin (Versyo.com, Heraeus Kulzer, Brazil); 3) porcelain application (Triceram, Dentauro - Germany); 4) simulation of porcelain firing cycle. Marginal refinement with spark erosion was conducted on specific equipment (Tel Med Technologies, U.S.A.). The marginal gap was obtained before and after the veneering materials and the spark erosion procedure, following the single screw test protocol (using a tightening force of 10 Ncm). A traveling microscope (STN – Olympus Optical Co. Ltd Japan (120X) was used, tightening 10N in the titanium screw of the extremity distal implant, measuring the gaps at the central and distal implants. Data were subject Analysis of Variance followed by Tukey test (5%). Marginal gap mean values of the frameworks before the veneering application were not significantly different: G1: 29.81  $\mu\text{m}$  ( $\pm$  10.66); G2: 35.30  $\mu\text{m}$  ( $\pm$  12.15); G3: 44.75  $\mu\text{m}$  ( $\pm$  13.73); G4: 38.57  $\mu\text{m}$  ( $\pm$  16.94). The application veneering materials and the simulation of porcelain firing cycle increased significantly the misfit mean values of all groups: G1: 221.70  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 14.11); G2: 81.91  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 15.71); G3: 233.99  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 39.18); e G4: 119.75  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 38.08). There were no significant differences between G1 and G3, but they were significantly different from both G2 and G3. After the spark erosion process, marginal gap mean value decreased significantly only G3 group: 161.16  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 36.59). G1: 198.68  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 34.19); G2: 62.03  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 17.73) and G4: 87.98  $\mu\text{m}$  ( $\pm$ 39.32) groups decreased the marginal gap mean values, but not significantly after the spark erosion procedure. As occurred after the application of veneering materials, G1 and G3 groups did not show significant difference, but they both were significantly different from G2 and G4 groups. It can be

concluded that heat cured acrylic resin and porcelain produced the highest mean values of marginal gaps, while light cured acrylic resin, the lowest. The application of porcelain produced higher misfit values than the simulation of porcelain firing cycles. After the spark erosion process, marginal gap mean value decreased significantly only porcelain application group.

Key Words: Implantology, Porcelain, Acrylic resin, Marginal gap, Spark erosion

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	23
4 MATERIAL E MÉTODOS	24
5 RESULTADOS	51
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61
APÊNDICE	66

## 1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes ósseo-integrados tornou-se uma opção comum de tratamento reabilitador nos últimos 25 anos, sendo uma alternativa às próteses convencionais. A literatura confirma em vários estudos a longevidade do tratamento com próteses fixas implanto-suportadas em pacientes desdentados parciais e totais (Aparício, 1994; Carlson & Carlson, 1994; Jemt, 1994; Jemt & Book, 1996; Jemt *et al* 1999; Jemt *et al* 2002).

As primeiras infra-estruturas confeccionadas em ligas de ouro começaram a ser utilizadas nas reabilitações no início dos anos 70 (Branemark *et al.*, 1977 *apud* Jemt *et al.*, 1999). Entretanto, o alto custo das ligas nobres gerou procura por ligas alternativas. Vários substitutos ao ouro e suas ligas têm sido relatados: ligas de cobalto-cromo (Hulterström & Nilsson, 1994), ligas de prata-paládio (Zervas *et al.*, 1999) e finalmente, o titânio (Jemt *et al.*, 1999).

Este último tem despertado a atenção dos pesquisadores há várias décadas. Sua excelente biocompatibilidade e ótima resistência à corrosão, mesmo em ambientes desfavoráveis como a cavidade oral, fizeram-no metal de eleição na fabricação de implantes com a finalidade de substituir dentes naturais ausentes. O sucesso da utilização do titânio na Implantodontia resultou no aumento do número de possibilidades de indicação para outras áreas odontológicas. As propriedades químicas, físicas e mecânicas, aliadas ao baixo custo relativo do material, à baixa condutividade térmica e o baixo grau de radiopacidade, transformaram-no numa opção vantajosa para uso em prótese dental (Parr *et al.*, 1985; Lautenschlager & Monaghan, 1993).

Embora a interface osso-implante seja confiável, complicações clínicas ainda podem ocorrer devido a problemas técnicos, que incluem incapacidade tanto para confeccionar infra-estruturas protéticas com íntima adaptação, como para corrigí-las (Carlson & Carlson, 1994; Kan *et al.*, 1999; Zervas *et al.*, 1999). Próteses mal adaptadas sobre implantes osseointegrados podem levar desde à fratura do parafuso entre *abutment* e

implante, até estimular o processo de reabsorção óssea, levando à eventual perda da osseointegração do implante (Jemt & Lekholm 1993; Sahin & Cehreli, 2001). Dessa maneira, a adaptação precisa entre infra-estruturas metálicas e *abutments* é de grande importância, pois reduz a tensão na própria infra-estrutura, nos componentes dos implantes e no osso adjacente (Jemt *et al.*, 1991). Estudos clínicos longitudinais relatam que as complicações protéticas ocorridas em reabilitações sobre implantes estão relacionadas à falha ou fratura dos componentes protéticos. Isso inclui afrouxamento de parafusos protéticos e/ou do parafuso do pilar intermediário; fratura dos cilindros de ouro ou da infra-estrutura, além da possibilidade de perda óssea circunjacente aos implantes. Autores citam como origem dessas falhas o desajuste marginal, o qual pode estar presente em próteses sobre implantes, principalmente quando envolve múltiplos elementos (Skalak, 1983; Carlson & Carlson, 1994; Jemt & Book, 1996; Jemt *et al.*, 1999).

As distorções presentes nas infra-estruturas metálicas são oriundas de diversos procedimentos: enceramento, inclusão do revestimento e fundição (Romero *et al.*, 2000); infra-estruturas metálicas do tipo monobloco (Schiffleger *et al.*, 1985; Silva, 2003; Frago, 2005); irregularidades nas bordas e porção interna de pilares intermediários do tipo UCLA e na base de assentamento do parafuso (Schmitt *et al.*, 1995; Evans, 1997; Daroz, 2006). A aplicação de cerâmica aumenta a distorção em infra-estruturas de próteses fixas convencionais (Faucher & Nicholls, 1980; Bridger & Nicholls, 1981; Buchanan *et al.*, 1981; Anusavice *et al.*, 1985; Campbell *et al.*, 1995; Papazoglu *et al.*, 2001) e de próteses sobre implantes (Byrne *et al.*, 1998). O tipo de liga, contração da cerâmica após os ciclos de cocção, diferentes coeficientes térmicos entre cerâmica e liga, além da forma da infra-estrutura metálica, são possíveis causas de distorção (Romero *et al.*, 2002). O recobrimento estético com resina acrílica ativada termicamente, bastante utilizado sobre infra-estruturas de próteses fixas sobre implantes, também pode promover desajustes na infra-estrutura metálica (Jemt, 1991; Jemt, 1994; Jemt & Book, 1996; Jemt *et al.*, 1999; Jemt *et al.*, 2002). Mais recentemente, tem sido introduzida no mercado uma resina fotopolimerizável, que segundo o fabricante, como a resina não é termoplástica, não sofre influência de temperatura, evitando a distorção de infra-estruturas.

Existem diversas técnicas, as quais são empregadas na tentativa de minimizar a quantidade de desajuste nas infra-estruturas e a conseqüente transferência de cargas ao conjunto osso/implante após a obtenção das infra-estruturas metálicas (Silva, 2003; Contreras *et al.*, 2002; Contreras, 2004; Sartori *et al.*, 2004). Pode ser realizada a soldagem por brasagem, ou a soldagem a laser (Sahin & Cehreli, 2001; Silva, 2003). Além destas, pode-se utilizar a técnica denominada eletroerosão, cuja grande vantagem reside no fato de permitir o refinamento das bordas, e conseqüentemente, obter melhores níveis de adaptação cervical, após o recobrimento estético ter sido efetuado sobre a estrutura metálica, e sem promover danos a este recobrimento. O mecanismo de funcionamento está relacionado com a readaptação das margens cervicais por meio de processo que envolve descargas elétricas leves entre o eletrodo (ânodo) e a restauração metálica (cátodo), com transferência de íons. A superfície a ser usinada é bombardeada com pulsos de energia elétrica de alta intensidade que gradualmente fundem o metal até que a configuração cervical desejada seja obtida (Clark, 1992; Van Roekel, 1992a; Van Roekel, 1992b, Weber & Frank, 1993). Outra vantagem desta técnica é permitir a obtenção de níveis aceitáveis de adaptação sem que a peça seja seccionada, podendo ser aplicada sem afetar a resistência da infra-estrutura (Schmitt *et al.*, 1995; Evans, 1997; Rubeling, 1999).

O fato de que a aplicação de revestimentos estéticos pode promover modificação da adaptação de infra-estruturas metálicas, aliado à inexistência de relatos do efeito dessa etapa laboratorial sobre o desajuste marginal nos motivou a avaliar o efeito dos tipos de revestimentos estéticos (resina acrílica ativada termicamente, resina fotopolimerizável, cerâmica) sobre infra-estruturas de próteses sobre implante fundidas em Ti c.p.. Adicionalmente, há carência de estudos científicos, que relacionem a redução dos valores de desajuste marginal ao processo de eletroerosão, após a aplicação dos recobrimentos estéticos. Dessa maneira, o presente trabalho propõe-se ainda, a avaliar a efetividade da técnica de eletroerosão sobre a quantidade de desajuste marginal de infra-estruturas de próteses sobre implantes.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Em 1963, Bowen avaliou as propriedades de um polímero reforçado por sílica. Neste trabalho, destacou a evolução das resinas para restauração, permitindo-se reunir propriedades da resina epóxica e da resina acrílica, obtendo-se o Bis-GMA (bisfenol A dimetil metacrilato) – monômero de Bowen, que é a parte orgânica da resina. Foi adicionada carga inorgânica de partículas vítreas de sílica com forma irregular e tamanho variado, para melhorar as propriedades do material. A incorporação do pó de sílica reforçou o material, proporcionando propriedades mais semelhantes às dos tecidos dentais, além de propiciar redução na contração de polimerização e no coeficiente de contração térmica, aumento da resistência à compressão e do módulo de elasticidade.

Faucher & Nicholls, avaliaram em 1980, o efeito da aplicação da cerâmica e próteses unitárias com três terminos cervicais diferentes: chanfro, ombro e ombro biselado. Confeccionaram cinco corpos de prova para cada grupo, e o desajuste foi avaliado após cada fase: inicial, oxidação, opaco, dentina, incisal e glaze. Os autores observaram que houve distorção para os três grupos em todas as fases, porém, em maior magnitude na fase de obtenção da camada de óxido. Os autores relataram ainda que durante as fases de aplicação da cerâmica, ocorreu contaminação na região interna da infra-estrutura metálica com cerâmica, observada em microscópio com 10X de aumento.

Bridger & Nicholls, em 1981, avaliaram a distorção que ocorre em próteses fixas de seis elementos sobre dentes, em qual estágio ela ocorre e se é resultado de alterações apenas no metal ou em combinação com a cerâmica. A infra-estrutura foi encerada sobre o modelo mestre com caninos e incisivos laterais preparados e ausência de incisivos centrais. O enceramento da infra-estrutura foi duplicado com silicone, para construção de dez corpos de prova (sete com aplicação de cerâmica e três controle). Os autores avaliaram o desajuste após fundição, oxidação, opaco, primeira e segunda camada de dentina, glaze e remoção da cerâmica. Observaram que as distorções ocorreram em todas as fases de aplicação da cerâmica, seguindo sempre o mesmo padrão, mas nem todas distorceram na mesma proporção. Os maiores desajustes foram observados após as fases de

oxidação e glaze. Os autores justificam esses maiores valores pelas maiores temperaturas de queima e pelo movimento mais rápido de descida da mufla do forno da cerâmica. A distorção ocorrida após a fase de oxidação provavelmente ocorre devido à liberação de tensões internas resultantes do processo de fundição e resfriamento da infra-estrutura metálica. A distorção após a fase de glaze é uma deformação elástica que repercute após a remoção da cerâmica.

Buchanan *et al.*, também em 1981, avaliaram o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas confeccionadas em liga nobre e de metal básico, após aplicação da cerâmica. Os autores observaram que as maiores discrepâncias marginais ocorreram após a etapa de oxidação, para ambas as ligas.

Em 1983, Skalak avaliou os fatores envolvidos na biomecânica de próteses sobre implantes. O autor utilizou uma estrutura com “cantilevers” sobre seis implantes distribuídos em um arco mandibular. Por meio de fórmulas matemáticas, a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de força resultante. Observou-se que a distribuição das cargas dependeu da rigidez da estrutura, do número de implantes e do posicionamento destes. Os “cantilevers” acarretaram maior sobrecarga aos implantes mais próximos, e desde que aplicados com moderada extensão, foram bem tolerados. O sucesso da osseointegração está relacionado à maneira como os esforços mecânicos são transmitidos do implante ao osso, sendo necessário que nem o implante nem o osso sejam submetidos a tensões superiores a sua capacidade de fadiga. Como o titânio é mais rígido que o osso, é mais provável que forças mais acentuadas provoquem falha no próprio osso ou na interface osso/implante. O autor concluiu que o evento da transmissão de forças do implante ao osso circunjascente deve ser minimizado com o emprego de materiais restauradores estéticos, como dentes de resina acrílica, que possuam a propriedade de amortecimento das cargas provenientes da mastigação.

Anusavice *et al.*, 1985, analisaram a distorção de oito ligas utilizadas em restaurações metalocerâmicas em função da tensão flexural e das temperaturas dos ciclos de cocção da cerâmica. Os autores citaram que as ligas sofreram alterações quando as

temperaturas do ciclo de cocção da cerâmica aproximavam-se da temperatura final da queima da cerâmica. Concluíram que as distorções nas infra-estruturas poderiam ser resultados da liberação de tensões adquiridas durante os ciclos de queima em virtude da diferença entre os coeficientes de contração térmica dos metais e das cerâmicas.

Parr *et al.*, 1985, estudaram a importância do titânio e de suas ligas para fins odontológicos. As ligas de titânio de maior interesse foram divididas de três formas: alfa, beta e alfa-beta. Estes tipos foram originados quando o titânio puro foi aquecido e depois resfriado, tendo se misturado a elementos como o alumínio e o vanádio. A reação com esses metais formou, respectivamente: o estabilizador fase alfa e fase beta. A incorporação do alumínio foi considerada importante para aumento da força e diminuição do peso da liga. A liga contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V) foi considerada excelente para implantes devido às propriedades físicas e mecânicas, uma vez que o osso e o implante deviam fletir de modo semelhante, promovendo adequada distribuição das tensões na interface osso-implante. O titânio puro e sua liga apresentaram uma camada passivadora estável de óxido na sua superfície ( $\text{TiO}_2$ ) que se formou espontaneamente na exposição do metal ao ar. Devido à camada de óxido superficial, o metal tornou-se extremamente resistente à corrosão, podendo oxidar outros metais que possuíam alto potencial de corrosão - através do mecanismo de corrosão galvânica. Entretanto, quando em contato com metais passivos, promoviam combinação estável. O autor constatou que o Ti e suas ligas possuíam propriedades mecânicas ideais para aplicação clínica, haja vista se manterem estáveis no corpo pela ação de sua camada de óxido.

Schiffleger *et al.*, em 1985 compararam a precisão de próteses parciais fixas fundidas em liga de ouro variando o comprimento das infra-estruturas. Foram confeccionados dezoito corpos de prova, simulando próteses parciais de três, quatro e cinco elementos. O desajuste marginal foi avaliado antes e após seccionamento da peça por meio de microscópio mensurador. Os autores observaram que a adaptação da infra-estrutura melhorou aproximadamente 50% após o seccionamento, indicando que as mesmas encontravam-se distorcidas. A distorção foi um fenômeno tridimensional, apresentando-se menor para as infra-estruturas de três elementos, e maior para as de cinco. Os autores

concluíram que mesmo com pequeno aumento ou redução no tamanho das infra-estruturas, elas possuíram aumento dos valores de desajuste devido à dificuldade de assentamento, pois empenaram.

Em 1991, Hulterstrom & Nilsson afirmaram que a reabilitação com prótese sobre implantes tem sido utilizada com sucesso desde 1965. O protocolo inicial desse tipo de tratamento envolvia a confecção de uma infra-estrutura confeccionada em ouro, com resina acrílica como revestimento estético. Posteriormente, houve necessidade de substituir o ouro por outros metais e ligas. Por esse motivo, os autores propuseram-se a avaliar 66 pacientes reabilitados com próteses totais fixas, com infra-estruturas confeccionadas em liga de Co-Cr. As próteses foram instaladas e avaliadas por um período de três anos. Os autores não observaram complicações relativas aos materiais utilizados no estudo, concluindo que estes são funcional e biologicamente bem tolerados pelos tecidos periimplantares.

Jemt, em 1991, identificou problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético em 391 maxilares inferiores e superiores reabilitados com prótese total fixa, com 2199 implantes avaliados. As próteses foram acompanhadas durante o primeiro ano, até os parafusos protéticos apresentarem-se estáveis. O autor sugeriu um protocolo desenvolvido com o intuito de facilitar e sistematizar a avaliação da adaptação passiva de infra-estruturas metálicas suportadas por múltiplos implantes. Esse protocolo diz respeito à avaliação de próteses suportadas por 5 implantes. Segundo o método, os cinco implantes do arranjo devem ser numerados de 1 a 5, da direita para a esquerda, a prótese posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Em seguida, verifica-se a adaptação dos demais componentes. Repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso nº 5). Se não houver adaptação dos outros pilares no momento do aperto do parafuso nos pilares distais (nº 1 ou nº 5 separadamente), a prótese deve ser segmentada e novamente reunida por solda. Após verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso nº 2, depois o parafuso nº 4, depois o mais intermediário e, por fim, os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de meia volta (180°) é permitido

para o aperto final da prótese. O índice de complicações foi considerado baixo, mais freqüentemente relacionado com reabilitações na maxila. As complicações mais comumente encontradas foram: 1) problemas de dicção (31,2%), mais frequentes na maxila; 2) mordida no lábio e bochecha (6,6%), mais freqüente na mandíbula; 3) irritação causada pela extremidade distal (*cantilever*) (3,1%); 4) problemas gengivais (1,7%); 5) fratura da estrutura metálica em ouro (0,8%), sem fratura de nenhum dos componentes. Além disso, 271 próteses (69,3%) apresentaram estabilidade no parafuso protético ao primeiro exame (após duas semanas), sendo que quase todos os parafusos retorqueados neste primeiro controle apresentaram-se estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas sete próteses precisaram de mais de um novo torque para que os parafusos fossem estabilizados. A diferença entre a distribuição de parafusos instáveis na maxila e mandíbula era estatisticamente significativa, sendo maior na maxila. O autor enfatiza a importância do procedimento de prova da infra-estrutura metálica, afirmando que esse procedimento previne problemas em estágios futuros do tratamento protético.

Clark, em 1992, descreveu a técnica de eletroerosão. O procedimento envolve a usinagem do metal passiva e precisamente, e ao contrário do acabamento, este procedimento é realizado sem pressão e sem transmissão de calor à infra-estrutura. Após a realização da técnica, a precisão de adaptação pode chegar a 0,01 mm.

Em uma revisão de literatura, Van Roekl, em 1992a, descreveu a aplicação da técnica de eletroerosão na odontologia, bem como suas vantagens e desvantagens. A idéia para aplicação da eletroerosão surgiu da observação de raios do céu pelo homem e mais tarde, pelos estudos de Joseph Priestly sobre o fenômeno de descargas elétricas e seu efeito erosivo em metais condutores. Logo após a segunda guerra mundial, os irmãos Lazerenko lançaram a primeira máquina de eletroerosão. Porém, somente durante os anos 80, com auxílio de novas tecnologias computadorizadas, este processo tornou-se mais preciso. É um processo de remoção de metal, que utiliza uma série de faíscas para erodi-lo. Todo o processo ocorre em meio líquido, sob condições estritamente controladas. O líquido geralmente é um óleo isolante, condutor e refrigerante, que remove as partículas de metal oriundas das erosões. A natureza exata do processo de eletroerosão não é bem definida. Um

modelo termoeletrico foi proposto para explicar como o calor e eletricidade podem agir juntos para remover partículas metálicas eficientemente e com extrema precisão. Segundo esse modelo proposto, um único ciclo de eletroerosão inicia-se quando o aumento da voltagem é aplicado ao eletrodo quando este se aproxima da infra-estrutura. O campo elétrico é mais forte no ponto mais próximo entre o eletrodo e a infra-estrutura. Com o aumento da voltagem, o líquido dielétrico começa a quebrar-se em partículas ionizadas, as quais são atraídas à parte mais forte do campo elétrico. No pico de voltagem, as partículas ionizadas juntam-se para formar um estreito canal central na parte mais forte do campo elétrico. Quando uma quantidade suficiente de partículas ionizadas é acumulada para superar o efeito isolante do líquido dielétrico, é estabelecida uma corrente, a voltagem volta a cair, e há um rápido crescimento de calor. Uma descarga canalizada é formada entre a infra-estrutura e o eletrodo, e uma bolha é formada ao redor desse canal, com o acúmulo de material vaporizado. A corrente continua a aumentar, criando um intenso campo eletromagnético na região do canal. Os íons atraídos pelo campo eletromagnético inibem a expansão da bolha. Quando o ciclo está perto de sua finalização, a corrente e a voltagem estabilizam-se, e a pressão e calor da bolha é máxima. Enquanto pequena parte do metal é vaporizada pela intensa corrente, o remanescente localizado abaixo do canal permanece em estado fundido, guardado no local pela pressão da bolha de vapor. Quando o ciclo termina, a voltagem volta a zero, há um rápido decréscimo de temperatura, a superfície da infra-estrutura é resfriada pelo fluxo do líquido dielétrico, que também remove resíduos da região. Essa seqüência ocorre em apenas uma faísca, independentemente do tamanho do eletrodo. Porém, esse ciclo pode ocorrer até 250.000 vezes por segundo. O autor citou ainda as vantagens do processo de eletroerosão, como o fato de não ser interferido pela dureza do metal, por ser um processo térmico, meio de remoção de metal sem contato, pode ser utilizado com paredes finas de metal, além de sua precisão. A desvantagem desse tipo de tecnologia recai sobre o custo do equipamento.

Ainda em 1992b, Van Rockel descreveu a utilização da técnica de eletroerosão para obtenção de adaptação passiva entre uma barra fixa e uma supra-estrutura removível. O autor descreveu detalhadamente a confecção desse tipo de prótese em suas fases clínica e

laboratorial, bem como a eletroerosão. Essa técnica foi utilizada na indústria por muitos anos, porém somente em 1982 foi relatada na literatura odontológica e definida como um processo de remoção de metal utilizando uma série de descargas elétricas em meio contendo líquido dielétrico, sob condições rigorosamente controladas. A técnica pode ser utilizada para metais puros, bem como suas ligas, reproduzindo qualquer forma, utilizando-se um único eletrodo. Como a eletroerosão é um processo térmico, a condutibilidade e ponto de fusão do metal ou liga utilizada determinam a quantidade de energia elétrica necessária para realização do processo. O autor concluiu que a prótese com barra fixa e uma supra-estrutura removível construída seguida de eletroerosão é um exemplo de tecnologia industrial adaptada ao uso odontológico. Citou ainda que as desvantagens desse tipo de técnica recaiam sobre o seu alto custo e os cuidados que devem ser tomados para se obter sucesso.

Jemt & Lekholm, em 1993, avaliaram 67 pacientes reabilitados com próteses parciais fixas de extremidade livre sobre implantes durante cinco anos. Durante o período de avaliação, sete implantes foram perdidos, contudo, sem comprometer a estabilidade da prótese. Observaram sucesso de 97,2% e 100% dos implantes e da prótese, respectivamente. A média da perda óssea marginal foi de 0,8mm para a maxila e 0,6 mm para mandíbula. A principal complicação clínica observada foi a fratura da resina acrílica do revestimento estético, seguida da perda do parafuso protético.

Segundo Lautenschlager & Monaghan em 1993, restaurações dentais a base de titânio puro e ligas de titânio foram avaliadas com relação as suas características para uso dental. O titânio puro (Ti c.p.) sofreu transformações quando aquecido a 883°C e uniu-se a uma variedade de elementos que alteraram suas propriedades, principalmente, para o aprimoramento de suas propriedades mecânicas. Elementos como o alumínio e o vanádio foram incorporados para formar a liga de Ti-6Al-4V, apresentando-se com excelente biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, sendo observada pequena ou nenhuma reação com os tecidos do corpo. A camada de óxido formado em sua superfície (TiO<sub>2</sub>) o tornou passivo, impedindo a penetração do oxigênio e permitindo interação fisiológica com fluidos, proteínas e íntima relação com tecidos moles e duros. A aplicação desse metal em

reabilitações estéticas foi favorável, uma vez que aderiu à cerâmica que é aplicada em sua superfície. Finalizada a revisão da literatura, o autor conclui que o titânio podia ser empregado no processo de osseointegração por promover acelerada cicatrização e que novas tecnologias deviam ser desenvolvidas para se ter ligas com menor ponto de fusão e com as mesmas propriedades de resistência à corrosão e biocompatibilidade.

Weber & Frank, em 1993, relataram a evolução ocorrida na odontologia com a introdução, por exemplo, de novas ligas que, gradativamente, foram substituindo ligas com alto teor de ouro. Em 1982, os princípios da eletroerosão, já utilizada na indústria desde 1940, foram adequados para a utilização na odontologia. Segundo os autores, a unidade de eletroerosão foi reduzida a um tamanho para ser colocado sobre uma bancada. Durante o processo, ocorre a liberação de descargas elétricas, e a restauração metálica sofre micro erosões na porção interna em contato com o eletrodo (réplica metálica). As descargas elétricas derretem a liga a uma temperatura entre 3000 e 5000 °C, removendo pequenas quantidades de metal em micro segundos. Além da utilização para coroas e próteses sobre implantes, os autores descreveram a utilização dessa tecnologia em encaixes de precisão para próteses parciais fixas associadas às próteses parciais removíveis.

Em 1994, Aparicio avaliou clinicamente 64 próteses metalocerâmicas. O autor relatou, inicialmente, a importância do assentamento passivo nas reabilitações com implantes ósseo integrados, incluindo a dificuldade de sua obtenção quando próteses metalocerâmicas são confeccionadas, devido à proximidade do ponto de fusão do metal e da cerâmica durante a cocção. As próteses confeccionadas incorporaram 214 cilindros de ouro, sobre os quais as infra-estruturas foram cimentadas. Foram utilizados pilares do tipo *estheticone* ou pilares angulados, sendo parafusados sobre os implantes, seguindo-se os princípios descritos na literatura. As avaliações foram realizadas após duas e quatro semanas, três meses e um ano. Para a confecção das infra-estruturas, foi realizado um alívio com resina acrílica para permitir espaço para o agente cimentante. O padrão de cera foi esculpido sobre os cilindros, incluído e fundido. Quando a infra-estrutura metálica foi avaliada, uma discrepância de até 0,3 mm era aceita, caso contrário haveria uma película de cimento muito espessa, o que reduziria sua resistência. Foi realizada a aplicação da

cerâmica, sem a necessidade de incluir os cilindros de ouro no forno juntamente com a infra-estrutura. Realizou-se em seguida a cimentação da infra-estrutura aos cilindros, e a prótese foi parafusada, formando a prótese e os cilindros uma única peça. Os excessos de cimento foram removidos, e realizado novo polimento da peça protética. A passividade da prótese aos pilares intermediários foi determinada por três parâmetros clínicos: ausência de sensação de tensão ou dor durante instalação, apertamento final de todos os parafusos no máximo com meia volta sem haver resistência, pelo teste do parafuso único, visualização direta quando o pilar encontrava-se supragengival e por radiografia, se este estivesse subgengival. Todos os pilares preencheram os requisitos anteriormente citados. Nenhum deles apresentou sinais de perda de cimentação, e todos os parafusos protéticos apresentaram-se apertados durante a fase de avaliação. O autor concluiu que esse método de confecção de prótese metalocerâmica reduziu a dificuldade de obter assentamento passivo, praticamente eliminando a etapa de solda após a aplicação da cerâmica. Essa técnica também melhora as propriedades estruturais da prótese e preserva a integridade dos cilindros de ouro, já que estes não são repetidamente expostos aos ciclos de cocção da cerâmica.

Carlson & Carlson, em 1994, descreveram as complicações mais frequentes em pacientes reabilitados com próteses fixas e removíveis sobre implantes. Dezesesseis clínicas de prótese participaram do estudo e o número de protesistas variaram entre um e quatro, sendo dois em média. O exame de cada paciente foi realizado pelo cirurgião-dentista responsável pelo tratamento, de acordo com um questionário e protocolo. Foram avaliadas 600 próteses (561 pacientes). Foram registradas informações como idade, sexo e opinião de cada paciente; tipo, localização e material das próteses; número de implantes instalados e o tempo de instalação das próteses; condições dos dentes nos arcos opostos; tipos de complicações; e o tempo clínico de reparo do tratamento protético. As próteses foram instaladas durante dois a três anos e 6% foram do tipo removíveis, 8% restauração unitária e 86% foram próteses parciais fixas. O material mais empregado no recobrimento oclusal foi a resina acrílica, seguida pela cerâmica e pelo ouro. A maior parte dos pacientes (85%) expressou grande satisfação com o tratamento, enquanto 17% apresentaram uma variedade

de complicações. Os problemas foram mais freqüentes nas próteses removíveis, e menos freqüentes nas restaurações unitárias. A complicação mais comum ocorreu com o revestimento de resina acrílica, que comumente apresentou-se fraturado ou com defeito estético. A mobilidade da superestrutura ocorreu em 8% das complicações e esteve relacionado a não osseointegração dos implantes, perda do parafuso do *abutment* e/ou do parafuso de ouro. Fratura do parafuso do pilar intermediário ocorreu em apenas dois casos (2%) e em cinco pacientes (3%) foi necessário refazer a reabilitação protética devido à dimensão vertical de oclusão ter-se apresentada insatisfatória. Os resultados do estudo indicaram que mudanças e complicações ocorrem constantemente, exigindo atenção tanto do paciente que retorna para revisões como do profissional que realiza as manutenções.

Jemt, em 1994, avaliou em estudo longitudinal de cinco anos, setenta e seis pacientes com prótese total fixa maxilar implanto-suportada. A taxa de sucesso da terapia com implantes e protética foi de 92,1% e 95,9%, respectivamente. A maioria dos pacientes necessitaram apenas de uma revisão anual. O problema mais comum durante o primeiro ano foi relacionado à dicção (32%), o qual foi menos freqüente em avaliações posteriores. A fratura de dentes de resina também foi um problema comum, cuja frequência permaneceu semelhante nas avaliações seguintes. Irritação gengival e fístulas ao redor dos implantes também foram observadas. A média de reabsorção óssea foi de 0,6mm. Nenhum implante, pilar ou parafuso protético sofreram fratura, e apenas quatro próteses tiveram os parafusos retorqueados devido à soltura dos parafusos protéticos. O autor afirmou que com a instalação de maior número de implantes nos maxilares, haverá uma situação de distribuição de carga mais favorável quando comparada à pequena quantidade de implantes. Essa distribuição de carga é ainda melhorada quando os implantes são instalados em curva.

Campbell *et al.*, em 1995, avaliaram os efeitos dos ciclos de cocção da cerâmica no desajuste marginal de infra-estruturas metálicas. Utilizaram uma matriz metálica simulando um dente preparado. Os resultados mostraram que a aplicação dos ciclos térmicos promove distorção da infra-estrutura metálica, sendo os maiores valores observados após a obtenção da camada de óxidos. Os autores ainda afirmam que o aumento da rigidez da infra-estrutura após a aplicação da cerâmica, a formação de uma camada de

óxido na superfície interna da infra-estrutura e a contaminação da margem de assentamento da infra-estrutura podem interferir na adaptação da peça protética, porém, não avaliaram esses fatores no presente estudo.

Ganz, em 1995, apresentou um caso clínico onde utilizou a tecnologia da eletroerosão. Nesta técnica, segundo o autor, milhares de pequenas faíscas localizadas entre o eletrodo e a infra-estrutura aquecem pequenas regiões da superfície do metal entre 3000 e 5000 °C. Estas faíscas são capazes de remover pequenas quantidades de metal em microssegundos. Todo o processo é realizado quando o conjunto é imerso em líquido dielétrico, que evita o aquecimento da infra-estrutura. O autor citou, ainda, as desvantagens da técnica, como alta complexidade e custo.

Em 1995, Schmitt *et al.* descreveram a técnica de eletroerosão com a finalidade de melhorar a adaptação de pilares do tipo UCLA calcináveis. Este tipo de pilar possui muitas vantagens, mas sua fundição provoca altos valores de desajuste marginal, devido às falhas ocorridas durante a técnica da cera perdida, sendo a eletroerosão indicada para corrigi-las. Os autores afirmaram, ainda, que essa técnica pode ser utilizada tanto na correção do desajuste após a fundição, quanto naquela resultante da aplicação da cerâmica.

Jemt & Book, em 1996, correlacionaram o desajuste de próteses fixas sobre implantes e a perda óssea marginal. Foram avaliados dois grupos, cada um composto por sete pacientes, os quais foram reabilitados com prótese total fixa sobre implantes superior. O primeiro grupo foi avaliado, prospectivamente, por um ano, enquanto o segundo, retrospectivamente, por cinco anos. A adaptação das próteses foi avaliada por técnica fotogramétrica tridimensional e a perda óssea através de radiografia intraoral. Os resultados mostraram que nenhuma prótese apresentava-se completamente com adaptação passiva sobre os implantes. Além disso, não houve correlação entre desajuste e perda óssea marginal nos pacientes avaliados. Os autores sugerem tolerância biológica do osso para forças estáticas. Porém, esses resultados não podem ser considerados para perda óssea em outras situações clínicas, onde a prótese encontra-se mais desajustada. Em ambos os grupos

foram encontrados níveis similares de desajuste das próteses, indicando que, mesmo com um longo período em função, os implantes mantinham-se estáveis.

Segundo Evans, em 1997, constantemente são encontradas discrepâncias entre infra-estrutura metálica e *abutments* de próteses. O autor descreve o processo de eletroerosão como uma alternativa de melhorar o contato entre as interfaces *abutment/prótese*. As vantagens do procedimento: (1) possibilidade de realizar a retificação das margens no dia da prova da infra-estrutura; (2) minimizar a necessidade de seccionar/soldar a infra-estrutura; e (3) não é necessária a remoção do revestimento estético.

Anusavice, em 1998, relatou que a contração observada na resina acrílica é mais de natureza térmica, isto é, durante o resfriamento, ocorre contração pela diferença da temperatura de transição e a ambiente. Também ocorre a liberação das tensões de contração induzidas na resina durante a expansão térmica somado à liberação de tensões do gesso contido na mufla.

Em 1998, Byrne *et al.* avaliaram o desajuste presente em componentes protéticos pré-fabricados fundidos e pré-fabricados e sobrefundidos em dois locais: na interface entre implante/prótese e na base de assentamento do parafuso. O desajuste foi analisado nos componentes com e sem simulação dos ciclos de queima da cerâmica, com cinco corpos de prova em cada grupo. Os autores observaram que os pilares pré-fabricados (Ceraone<sup>®</sup>) e pré-fabricados com sobrefundição, com ou sem ciclo de queima de cerâmica apresentaram melhor adaptação marginal que os componentes calcináveis. Os autores concluíram que a influência dos ciclos de cerâmica na adaptação dos componentes avaliados não foi significativa, mas houve menor área de contato parafuso/base de assentamento nos grupos que foram submetidos aos ciclos de queima da cerâmica.

Em 1999, Jemt *et al.* descreveram uma técnica de confecção de infra-estrutura metálica em titânio em monobloco, controlada por computador, comparando a adaptação dessas infra-estruturas com outras confeccionadas pela técnica de fundição convencional. Vinte pacientes foram reabilitados com prótese total fixa sobre cinco implantes na mandíbula. Dez infra-estruturas foram confeccionadas pela técnica proposta e, a adaptação,

avaliada pela técnica fotogramétrica. Os autores observaram que tanto para o grupo com infra-estruturas confeccionadas pela técnica convencional, quanto para o experimental, nenhuma prótese apresentou assentamento perfeito, não havendo diferença entre os grupos. Dessa maneira, os autores afirmaram que essa nova técnica é uma alternativa válida para a reabilitação com próteses sobre implantes. Ela tenta melhorar a adaptação da prótese aos implantes, eliminando problemas inerentes associados à técnica da cera perdida. Além disso, elimina também a solda na infra-estrutura, reduzindo a incidência de fraturas pela eliminação desse procedimento.

Em 1999, Kan *et al.* publicaram uma revisão de literatura sobre os métodos sugeridos para avaliar a adaptação de infra-estruturas sobre implantes ósseo-integrados. Baseados em estudos anteriores, relataram que a adaptação passiva é o nível de desajuste que não promove complicações clínicas a longo prazo, e sugeriram que desajustes menores que 150  $\mu\text{m}$  seriam aceitáveis. Fatores como número e distribuição dos implantes, rigidez da infra-estrutura metálica e a qualidade óssea podem afetar a precisão da avaliação da adaptação das infra-estruturas clinicamente. Diversos métodos têm sido sugeridos para avaliar a adaptação. Um desses métodos é a aplicação de pressão digital alternada em uma extremidade após a outra, identificando qualquer ponto de fulcro presente. Esse método pode ser utilizado em associação aos métodos visual e tátil, com auxílio de explorador. Essa técnica, contudo, é sensível à espessura do instrumental, localização da margem e habilidade do profissional. As radiografias periapicais são de grande importância na avaliação do desajuste, especialmente em margens subgingivais. O teste do parafuso único é especialmente efetivo em infra-estruturas extensas, pois discrepâncias verticais tendem a ser amplificadas no pilar oposto ao parafusado. O teste de resistência do parafuso também foi descrito. Os parafusos são apertados, começando pelo mais próximo à linha média, até a sua resistência inicial. No máximo meia volta ( $180^\circ$ ) é permitida para que se alcance um torque de 10 a 15 Ncm. Os autores consideraram, portanto, que a associação de métodos deve ser utilizada para avaliação do desajuste marginal, pois o nível de desajuste marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não está determinado.

Rubeling, em 1999, descreveu a técnica de eletroerosão através de um caso clínico de paciente de cinquenta anos, que se queixava de prótese total superior mal adaptada. O paciente recebeu sete implantes e prótese total fixa sobre eles. O autor afirmou que a adaptação passiva de infra-estruturas desse tipo de prótese é necessária, pois a instalação de uma peça mal adaptada pode transmitir estresse para a interface osso/implante. Segundo o autor, essa técnica pode ser utilizada para qualquer tipo de infra-estrutura, com ou sem recobrimento cerâmico ou em resina acrílica, e ainda em qualquer tipo de metal ou liga, como ouro, liga de metais básicos ou titânio.

Em 1999, Zervas *et al.*, avaliaram as distorções resultantes das etapas de fundição, soldagem e simulação dos ciclos de queima da cerâmica em próteses parciais fixas sobre parafusadas sobre implantes. Foram confeccionados cinco corpos de prova em liga de paládio-prata, a partir de um modelo mestre com dois implantes, distantes 20mm, de centro a centro. Em um grupo, corpos de prova foram submetidos à simulação dos ciclos de queima da cerâmica, seccionamento e soldagem de baixa fusão. No outro grupo, os corpos de prova foram submetidos à fundição, seccionamento e soldagem de alta fusão, e depois à simulação dos ciclos de queima da cerâmica. Duas mensurações horizontais e seis verticais foram realizadas em microscópio. Diferenças significativas foram observadas durante as fases de fundição e soldagem com alta fusão, bem como entre soldagem com alta fusão e baixa fusão. Não foram observadas diferenças entre os valores obtidos após fundição, soldagem de baixa fusão e de alta fusão. Os maiores valores de distorção observados durante a simulação dos ciclos de queima da cerâmica foi observado no ciclo de queima para obtenção da camada de óxido. Dessa maneira, os autores concluíram que para a situação avaliada, de prótese parcial fixa de três elementos, o procedimento de soldagem não reduziu os valores de desajuste marginal, e que as infra-estruturas metálicas devem ser oxidadas antes da avaliação da adaptação na boca.

Romero *et al.*, em 2000, avaliaram as técnicas de sobre fundição, soldagem e de eletroerosão para correção do desajuste marginal de infra-estruturas sobre implantes. Foram obtidas trinta infra-estruturas em liga de ouro, a partir de uma matriz com dois implantes. Vinte infra-estruturas foram seccionadas, dez submetidas à soldagem e dez incluídas em

revestimento para sobre fundição. As dez infra-estruturas remanescentes foram submetidas ao processo de eletroerosão. O teste do parafuso único foi utilizado para avaliar o desajuste marginal. Os resultados mostraram que o grupo submetido à eletroerosão apresentou os menores valores de desajuste, seguido do grupo de sobre fundição e soldagem. Os autores concluíram que apenas o grupo submetido à eletroerosão produziu valores abaixo daqueles estabelecidos na literatura para a adaptação passiva.

Papazoglu *et al.*, em 2001, avaliaram o desajuste marginal de *coppings* metálicos para próteses unitárias após simulação dos ciclos de cerâmica. Os autores citaram que as distorções podem ser oriundas de diversos fatores, como a liberação de estresses de fundição, diferença entre o coeficiente térmico da liga e da cerâmica, e camada de óxido formada sobre a liga. Foram confeccionados cinco infra-estruturas metálicas de cada uma das nove ligas avaliadas. As mensurações foram realizadas após a fundição, oxidação, simulação de duas queimas de opaco e de duas queimas de dentina. As distorções observadas não foram significativamente diferentes das observadas para a liga de ouro utilizada como controle. Os maiores valores de desajuste foram encontrados após a fase de oxidação. Os autores concluíram que as distorções observadas no estudo não produzem problemas em situações clínicas, pois os valores de desajuste obtidos foram considerados baixos, e existem diferentes técnicas laboratoriais que podem reparar essas distorções.

Sahin & Cehreli, em 2001, publicaram uma revisão sobre a significância do assentamento passivo e dos fatores que afetam a adaptação final de próteses sobre implantes. A adaptação passiva, sinônimo de adaptação ideal, é um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da interface entre osso e implante. Dessa maneira, para proporcionar adaptação passiva, a estrutura metálica deve induzir nenhuma tensão aos componentes protéticos e ao osso adjacente. Contudo, de acordo com a literatura e eficácia da tecnologia laboratorial contemporânea utilizada para confecção das estruturas metálicas, a adaptação passiva não pode ser obtida. Algumas complicações protéticas que podem estar relacionadas à má adaptação de infra-estruturas metálicas incluem o afrouxamento e/ou fratura do parafuso protético, fratura do parafuso do pilar intermediário, da própria infra-estrutura e do revestimento estético. Os autores afirmaram que os métodos para avaliação

da adaptação passiva foram bastante empíricos, uma vez que se basearam em visualização direta e sensibilidade táctil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. Além disso, mesmo existindo consenso de que o desajuste promove resposta biológica adversa, a quantidade de passividade clinicamente aceitável não está determinada para próteses sobre implantes. Independentemente do tipo de tecnologia e liga utilizada para confeccionar infra-estruturas metálicas, as distorções irão ocorrer nos três planos (x, y e z), sendo mais evidentes no plano horizontal, e proporcionais ao aumento da espessura ou curvatura do arco. O assentamento da infra-estrutura pode ser avaliado de diversas maneiras e, se detectado qualquer desajuste, procedimentos de seccionamento e soldagem devem ser realizados. Porém, o procedimento de soldagem não proporciona assentamento passivo absoluto, mas sim redução de tensões ao redor dos implantes.

Contreras *et al.*, em 2002, avaliaram o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas de próteses unitárias, confeccionadas em titânio comercialmente puro, em liga de titânio e liga de paládio prata, antes e após o processo de eletroerosão. Os autores demonstraram que as infra-estruturas confeccionadas em titânio e sua liga apresentaram valores de desajuste considerados aceitáveis, e que o processo de eletroerosão mostrou-se eficiente na redução do desajuste marginal. Os autores, ainda, afirmaram que o custo de sistemas do tipo CAD/CAM é maior que do processo de eletroerosão, sugerindo que esse processo, além de fornecer níveis de desajuste aceitáveis, é mais econômico.

Jemt *et al.*, em 2002, realizaram avaliação clínica e radiográfica de cinco anos de próteses com infra-estruturas confeccionadas em titânio ou liga de ouro. Vinte e oito pacientes foram reabilitados com prótese total fixa maxilar com infra-estrutura confeccionada em titânio, e 30 em liga de ouro. Os resultados mostraram que os grupos de titânio e liga de ouro apresentaram índices de sucesso similares. Não foi observada fratura de componentes protéticos durante o período de avaliação. Foi observado maior número de fratura da resina de recobrimento nas infra-estruturas de titânio, justificado pela utilização de nova técnica, problema que poderá ser reduzido com o aumento da experiência. Menores valores de desajuste marginal foram alcançados com utilização de titânio para confecção de infra-estruturas. Porém, os autores questionaram se essa diminuição dos valores de

desajuste produz impactos clínicos significativos em relação às complicações mecânicas e resposta óssea.

Silva, em 2003, avaliou a influência dos componentes protéticos, soldagem à laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes. Confeccionaram quarenta infra-estruturas, a partir de modelo mestre metálico com cinco implantes, fundidas em titânio comercialmente puro. As infra-estruturas foram separadas em grupos, associando-se a fundição em monobloco com soldagem “laser” e eletroerosão. Observou-se que as infra-estruturas fundidas em monobloco apresentaram os maiores valores de desajuste marginal, reduzidos após a realização dos procedimentos de seccionamento e soldagem “laser”. A eletroerosão diminuiu os valores de desajuste marginal, tanto para o grupo com fundição em monobloco quanto para o grupo com soldagem. A associação entre soldagem e eletroerosão resultou em menores valores de desajuste marginal.

Em 2004, Contreras avaliou a influência da soldagem “laser”, eletroerosão e ciclos de cocção da cerâmica no desajuste marginal de próteses fixas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio vanádio. Confeccionaram infra-estruturas de uma prótese fixa de três elementos, e submeteu os corpos de prova à correção do desajuste marginal à soldagem “laser” e ao processo de eletroerosão. Após os tratamentos, as infra-estruturas foram submetidas à simulação do ciclo de cocção da cerâmica. O autor observou que tanto a soldagem “laser” quanto a eletroerosão foram eficazes na redução dos desajustes marginais, para ambas as ligas. Todas as etapas do ciclo de cocção da cerâmica alteraram os valores de desajustes marginais médios das infra-estruturas avaliadas, sendo que na etapa “bonder”, o aumento foi significativo para ambas as ligas avaliadas.

Sartori *et al.*, em 2004, avaliaram o desajuste marginal de próteses sobre implantes fundidas em ouro e em titânio, antes e após a eletroerosão. Para o estudo, utilizou-se uma matriz metálica contendo dois implantes, correspondente ao segundo pré-molar e segundo molar superior. As próteses foram confeccionadas em ouro e em titânio. Para o grupo em ouro, cilindros de ouro foram utilizados; procedeu-se o enceramento de

uma prótese fixa de três elementos e a duplicação do enceramento, para que todas as infra-estruturas apresentassem as mesmas dimensões. O grupo em titânio foi confeccionado da mesma maneira, porém, foram utilizados cilindros plásticos. Para a avaliação do desajuste, utilizaram um microscópio comparador e o teste de Sheffield, onde apenas 1 parafuso é apertado manualmente, até onde é sentida resistência. O espaço entre o *abutment* e a prótese foi mensurado nos dois lados: o de aperto e o oposto. O parafuso foi desrosqueado e o mesmo procedimento realizado no outro implante. Três leituras foram realizadas nas regiões vestibular, lingual e proximais. Após a leitura, foi realizado o processo de eletroerosão, seguida de novas leituras de desajuste. Os autores observaram que antes da eletroerosão, o grupo confeccionado em ouro apresentou menores valores de desajustes marginais quando o parafuso estava apertado; no lado oposto, não houve diferença significativa. A eletroerosão diminuiu significativamente os valores de desajuste de ambos os grupos, em todas as condições. O grupo em ouro apresentou menores valores de desajuste quando o lado do aperto foi analisado e quando os dois parafusos foram apertados. Os autores afirmaram que a tecnologia da eletroerosão ainda possui alto custo, devido ao equipamento utilizado, e existem poucos profissionais experientes com essa técnica. Porém, as vantagens em se utilizar o aparelho são muito valiosas, e devem estimular os laboratórios a investir neste tipo de tecnologia.

Em 2005, Fragoso descreveu uma nova técnica de obtenção de infra-estruturas metálicas implanto-retidas. Essa técnica foi comparada com as peças metálicas fundidas em monobloco e outras obtidas pela incorporação de cilindros cimentados. Foi utilizada uma matriz metálica mandibular contendo cinco pilares intermediários do tipo Microunit. Sobre ela, dez estruturas foram confeccionadas de modelos elaborados em revestimento pela fundição sobre análogos, dez estruturas com cilindros incorporados mediante cimentação por agente resinoso e outras dez estruturas obtidas pela técnica convencional em monobloco. As leituras de desajuste foram realizadas após o aperto com 10 Ncm em um único parafuso, correspondente ao implante A. Através desse procedimento, verificou-se a adaptação dos componentes C e E. O procedimento foi repetido com o outro implante mais distal (E), para mensuração nos implantes A e C. As leituras foram realizadas utilizando

microscópio mensurador, com aumento de 120X e precisão de 0,5 $\mu$ m (STN – Olympus Optical Co. Ltda-Tóquio-Japão). As estruturas metálicas obtidas pela técnica de fundição sobre análogos apresentaram menor desajuste marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados.

Daroz, em 2006, determinou o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto retidas do tipo monobloco, antes e após o fresamento corretivo com retificador manual. Foi utilizada uma matriz metálica mandibular contendo cinco pilares intermediários do tipo Microunit. Foram confeccionadas quarenta estruturas, metade fundida em Ti c.p. e outra metade em liga de Co-Cr, sendo subdivididas em dois subgrupos (n=10) de acordo com a seqüência de retificação a que foram impostas. Na seqüência A: fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos e da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar. Já na seqüência B: foi realizado o fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar, seguido das bordas de adaptação dos cilindros protéticos. Leituras de desajuste marginal foram realizadas sobre a matriz metálica e com o auxílio de um Microscópio Mensurador, baseadas na técnica do parafuso único, antes e após cada etapa de retificação corretiva. Foi concluído que os procedimentos de fresamento corretivo não mostraram efeito significativo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Contudo, no grupo de Co-Cr B, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade. Os procedimentos de fresamento corretivo adotados não apresentaram influência significativa sobre a confiabilidade do teste do parafuso único.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Levando em consideração as lacunas existentes na literatura sobre adaptação marginal em infra-estruturas de próteses sobre implantes, propusemo-nos a avaliar:

- O efeito do tipo de revestimento estético (resina acrílica ativada termicamente, resina fotopolimerizável e cerâmica) e da simulação dos ciclos de cocção da cerâmica, sobre a desadaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em Ti c.p.;

- O efeito da eletroerosão sobre a desadaptação de infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em Ti c.p. após aplicação dos revestimentos estéticos e após a simulação de ciclos de cocção da cerâmica.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Materiais

A liga metálica, cerâmica e resinas utilizadas para o estudo do efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão sobre a desadaptação de infra-estruturas metálicas implanto-suportadas fundidas em Ti c.p., bem como fabricante, marca comercial, estão descritos na Figura 1.

Material	Fabricante/Cidade	Marca Comercial
Liga Metálica	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha)	Tritan
Cerâmica	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha)	Triceram
Resina Acrílica Ativada Termicamente	Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil)	Clássico
Resina Fotopolimerizável	Heraeus Kulzer São Paulo, SP, Brasil	Versyo.com

Figura 1 - Materiais utilizados no estudo, fabricante e marca comercial.

### 4.2 Métodos

#### 4.2.1 Confecção do Modelo Mestre

Para a confecção do modelo mestre, foi utilizada uma matriz metálica, composta de duas partes principais: uma matriz superior e uma base heptagonal (Fragoso, 2005; Daroz, 2006). A matriz superior simulou a disposição clínica de implantes ósseointegrados na região mandibular, entre os forames mentonianos. Foram preparados

cinco orifícios para a disposição de pilares protéticos tipo Microunit, com plataforma de 4,1 mm (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil). As réplicas foram imobilizadas por parafusos transversais, permanecendo o longo eixo posicionado paralelamente entre si (A, B, C, D e E) (Figura 2).

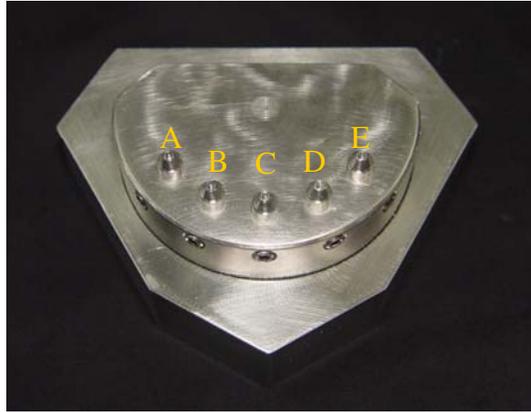


Figura 2 - *Abutments* tipo Microunit posicionados na matriz metálica superior, encaixada na base heptagonal.

A base heptagonal (Figura 2) possuía um orifício para encaixe da matriz metálica superior. As 7 faces externas permitiam a padronização do posicionamento de todo o conjunto no microscópio mensurador no momento da leitura dos desajustes marginais.

Para a confecção da moldeira individual, foi obtido um modelo em gesso pedra tipo III (Herodent, Vigodent, São Paulo, SP – Brasil), a partir de moldagem preliminar da matriz metálica superior, realizada com transferentes cônicos (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil), posicionados na matriz. Essa moldagem foi realizada com moldeira de estoque perfurada e hidrocolóide irreversível (Jeltrate, Dentsply Ind. Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil). O gesso foi proporcionado segundo as recomendações do fabricante, adicionando-se 100 g de pó a 30 ml de água. No modelo preliminar obtido foram posicionados os análogos dos pilares Microunit (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil). A obtenção do alívio para o material de moldagem foi realizada com

cera nº 7 no modelo preliminar, sendo 3 pequenas áreas (1 anterior e 2 posteriores) livres de alívio, para servir como limitadores no assentamento da moldeira durante a moldagem. A moldeira individual foi confeccionada com resina acrílica ativada quimicamente (Clássico, Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil), com a abertura superior para o acesso dos parafusos dos transferentes de moldagem quadrados (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil) (Figura 3).



Figura 3 – Moldeira individual com acesso aos parafusos dos transferentes quadrados de moldagem, posicionada na matriz metálica superior.

#### **4.2.2 Moldagem de Transferência**

A moldagem de transferência foi realizada sobre a matriz metálica superior com os transferentes quadrados para Micro-unit e parafuso de trabalho (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil). Previamente, foi realizada a amarra dos transferentes com fio dental e recobrimento com resina acrílica (Pattern–GC América, Alsip – IL-EUA) (Figura 4-A e 4-B). Para minimizar a quantidade de contração de polimerização da resina, os transferentes foram separados e unidos novamente com pequenas porções de resina acrílica.

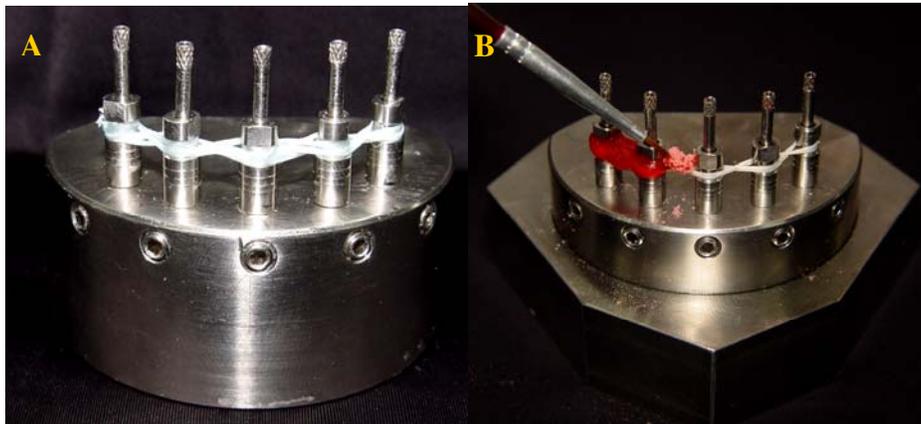


Figura 4 – A: União dos transferentes quadrados com fio dental, B: recobrimento com resina acrílica.

A moldagem foi realizada com poliéter (Impregum Soft – 3M ESPE – São Paulo - Brasil), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, injetado ao redor dos transferentes, e inserido na moldeira. O conjunto material de moldagem/moldeira foi levado à matriz metálica, mantido em posição, e o procedimento de moldagem realizado (Figura 5-A). Após a presa final do material (aproximadamente 6 minutos, segundo o fabricante), os parafusos foram desrosqueados através da abertura superior da moldeira, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde, como referência para adaptação dos análogos. (Figura 5-B).

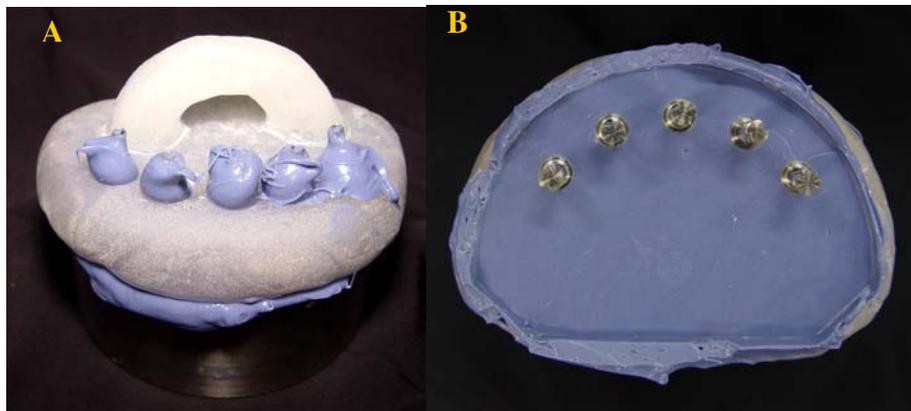


Figura 5 – A: Conjunto material de moldagem/moldeira sobre à matriz metálica, B: Análogos adaptados aos transferentes quadrados fixos no molde.

Sobre o molde contendo os análogos, foi vertido gesso pedra especial tipo IV (Herostone – Vigodent, Rio de Janeiro, RJ), proporcionado e manipulado de acordo com as instruções dos fabricantes. Desse modo foi obtido o modelo mestre, sobre o qual foram enceradas 40 infra-estruturas (20 para prótese tipo protocolo e outras 20, para prótese fixa).

### **4.2.3 Enceramento**

Para o enceramento das infra-estruturas, foram utilizados cilindros calcináveis de laboratório tipo Microunit (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo - Brasil). Os cilindros calcináveis foram posicionados no modelo mestre, sobre os respectivos análogos Microunit, com parafusos para estabilização do cilindro.

#### **4.2.3.1 Enceramento das infra-estruturas para Resina Acrílica**

Os cilindros calcináveis foram posicionados sobre o modelo mestre, nos respectivos implantes, com os parafusos de estabilização do cilindro. Uma barra cilíndrica em cera de 4,0mm de diâmetro (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha) foi posicionada entre os cilindros calcináveis. Para unir os cilindros uns aos outros, foi aplicada cera liquefeita azul (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo - Brasil). Nas extremidades livres, foi padronizada a extensão distal de 10 mm de comprimento (Figura 6).



Figura 6 - Enceramento da infra-estrutura para Resina Acrílica.

Finalizado o enceramento, foi realizado o teste da adaptação, que compreendeu o aperto de um único parafuso em uma das extremidades do padrão de cera e, em seguida, avaliação da adaptação no lado oposto (Jemt, 1991). Este procedimento permitiu visualizar e eliminar distorções do processo de enceramento. Se detectada alguma deformação decorrente do enceramento, o padrão era seccionado e uma nova adição de cera realizada.

#### **4.2.3.2 Enceramento das infra-estruturas para Cerâmica**

Os cilindros calcináveis foram posicionados sobre o modelo mestre, nos respectivos implantes com os parafusos de estabilização do cilindro. Foi realizado um enceramento de uma prótese fixa de dez elementos (Figura 7). Nas extremidades livres, também foi padronizada a extensão distal de 10 mm de comprimento.



Figura 7 - Enceramento da infra-estrutura para Cerâmica.

O modelo mestre com o enceramento da infra-estrutura foi levado ao anel metálico para realização da duplicação do enceramento, onde foi vertido silicone industrial, a fim de que todos os corpos de prova possuíssem as mesmas características de enceramento (Bridger & Nicholls, 1981) (Figura 8).

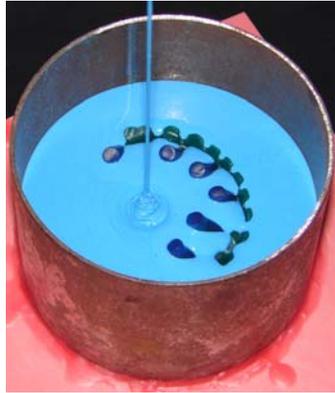


Figura 8 - Confeção do molde em silicone industrial para duplicação do enceramento fixo no modelo mestre.

Após a presa do silicone industrial, o parafuso de estabilização foi removido, juntamente com o enceramento, e o modelo mestre permaneceu fixo no silicone, resultando no molde para o enceramento das demais infra-estruturas. Em seguida, novos cilindros calcináveis foram posicionados sobre o modelo mestre, nos respectivos implantes com os parafusos de estabilização do cilindro. Para unir os cilindros uns aos outros, foi vertido no molde de silicone, cera liquefeita azul (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo - Brasil).

Finalizado o enceramento, o teste da adaptação foi realizado da mesma maneira como citado no tópico 4.2.3.1.

#### **4.2.4 Inclusão e Fundição das Infra-Estruturas em Ti c.p.**

Sobre a superfície livre dos corpos de prova, foram fixados bastões de cera (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha), com 4,0mm de diâmetro cada, os quais foram unidos a uma barra em forma de “U”, com 5,0mm de diâmetro. Sobre essa barra, foi fixado, perpendicularmente, bastão de cera com o mesmo diâmetro, adaptado à base do anel de inclusão (Figura 9).

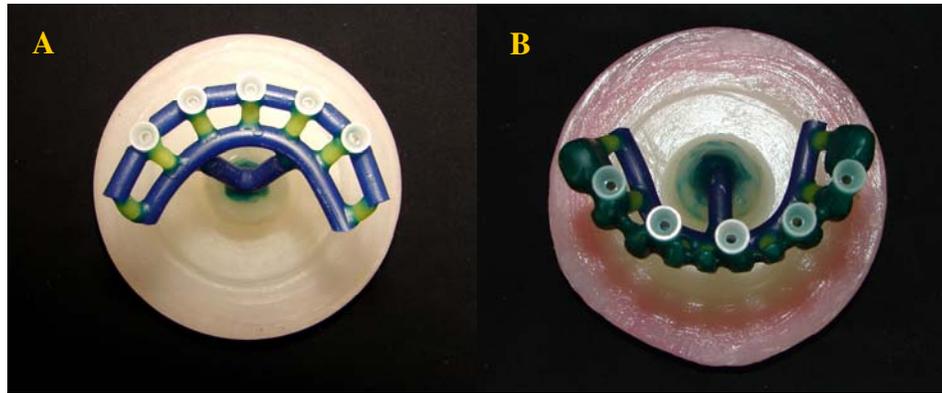


Figura 9 - Infra-estruturas posicionadas para inclusão:

A- Tipo Protocolo e B- Prótese Fixa.

Em toda a superfície do padrão de cera foi aplicado líquido umectante (Lubrofilm Dentaurum - Alemanha), deixado à temperatura ambiente para secagem. Um anel metálico nº 6 foi preenchido com revestimento (Rematitan Ultra – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha), na proporção de 500g de pó para 80 ml de líquido, conforme instruções do fabricante, e espatulado à vácuo (Multivac 4 – Degussa Huls – Hanau - Alemanha) por 60 segundos. Os corpos de prova foram pincelados com revestimento na superfície interna de cada cilindro e, então, completado o preenchimento. O conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente até a presa inicial, momento em que a base do anel foi removida.

Para evitar impurezas e permitir a eliminação de cera e resíduos, o bloco de revestimento foi posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo. A eliminação da cera e a expansão térmica do revestimento foram realizadas em forno elétrico (Edgcon 5P – E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda. – São Carlos – S.P.), seguindo as recomendações do fabricante, conforme os ciclos especificados na Figura 10

<b>Temperatura Inicial (°C)</b>	<b>Velocidade de Aquecimento (°C/min)</b>	<b>Temperatura final (°C)</b>	<b>Tempo de Permanência (min)</b>
Ambiente	3	250	90
250	3	880	20
880	3	430	--

Figura 10 - Ciclos de aquecimento para o revestimento Rematitan Ultra.

A fundição foi realizada na máquina de fundição Rematitan (Dentaurum – Pforzheim – Alemanha). A máquina apresenta duas câmaras comunicadas por uma abertura: uma superior, onde foi posicionada a pastilha de Ti c.p. (31g) (Tritan – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) (Figura 11), sendo a fundição realizada através de um sistema arco-voltaico, e uma inferior, onde foi posicionado o molde de revestimento (Figura 12).

<b>Liga</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Composição</b>
Tritan (Ti c.p.)	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha	99,5% Ti; 0,25% O; 0,03 Ni; 0,3% Fe; 0,10% C; 0,015% H

Figura 11 – Marca comercial do Ti c.p., fabricante e composição química.



Figura 12 - Máquina de Fundição da infra-estrutura: A- Câmara superior com pastilha de Ti c.p. e B- Câmara inferior com molde de revestimento.

No momento da fundição, a câmara superior é preenchida com gás argônio, ao passo que a inferior é submetida a vácuo. Após a fundição, o molde de revestimento foi imediatamente imerso em água, seguindo as recomendações do fabricante. Após o esfriamento completo, foi utilizado um jateador pneumático (Oxyker Dry – Flli Manfredi – Sofia - Itália) para fratura do revestimento, e realizado o jateamento da estrutura com óxido de alumínio de granulação de  $100\mu\text{m}$ . Em seguida, os condutos de alimentação foram cortados com disco de carborundo montado em torno de bancada. Desse modo, foram obtidas as 40 infra-estruturas.

#### 4.2.5 Confeção do *Index*

Para cada infra-estrutura metálica foi confeccionado um *index*, cujo objetivo foi isolar o efeito da fase de aplicação do revestimento estético sobre o desajuste marginal. A partir desse ponto, foi considerado que cada infra-estrutura apresentava-se máxima adaptação com seu respectivo *index*, eliminando o desajuste inerente às fases de

enceramento e fundição da infra-estrutura. Assim, para a confecção do *index*, foram adaptadas às infra-estruturas réplicas de pilares Microunit com os parafusos de trabalho (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP – Brasil). Gesso pedra especial foi utilizado (Herostone – Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), proporcionado e manipulado como citado anteriormente. Após a completa cristalização do gesso, foi realizada a leitura do desajuste inicial decorrente da ausência de completa justaposição de superfícies distintas, mesmo lisas e polidas, resultando na formação de fenda na região de adaptação (Contreras *et al.*, 2002).

#### 4.2.6 Leitura da desadaptação

Para as leituras dos valores das alterações dimensionais lineares verticais, representando o grau de desadaptação entre os componentes protéticos e os pilares intermediários dos implantes, foi utilizado o microscópio mensurador com aumento de 120X e precisão de 0,5 $\mu$ m (Micro Vision – Leika, Wetzlar, Alemanha).

As estruturas foram encaixadas no *index*, e o parafuso de trabalho (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP - Brasil) correspondente ao implante A foi apertado com torque de 10Ncm, com auxílio de torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – SP - Brasil). Através desse procedimento, verificou-se a adaptação dos componentes C e E (Figura 13). O procedimento foi repetido com o outro implante mais distal (E), para mensuração nos implantes A e C (Jemt, 1991; Romero *et al.*, 2000; Silva, 2003; Sartori *et al.*, 2004).

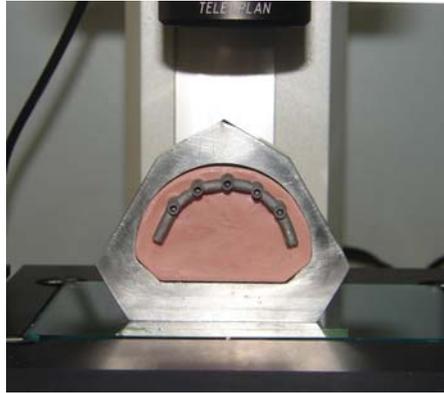


Figura 13 - Leitura da desadaptação da infra-estrutura no *index*.

As leituras foram realizadas nas regiões vestibular e lingual, diametralmente opostas, na interface *abutment*/prótese dos três implantes previamente denominados com as letras A, C e E. Em cada região foram realizadas três leituras sobre cada ponto estabelecido, através das quais foi calculada a média aritmética, para posterior análise estatística.

#### 4.2.7 Aplicação dos Revestimentos Estéticos

Os corpos de prova foram separados em quatro grupos (n=10), variando-se os revestimentos estéticos:

G1: Resina Acrílica Ativada Termicamente;

G2: Resina Fotopolimerizável;

G3: Cerâmica;

G4: Simulação dos ciclos de cocção da cerâmica;

#### 4.2.7.1 Resina Acrílica Ativada Termicamente

As infra-estruturas correspondentes ao grupo  $G_1$  receberam resina acrílica ativada termicamente (R.A.A.T.) como material de revestimento estético. Foi realizado o enceramento de uma prótese fixa do tipo protocolo, utilizando-se dentes artificiais (Vipi Dentes Plus, VIPI Ltd, Pirassununga, São Paulo) (Figura 14-A). Seguiu-se a confecção uma muralha com silicone (Zeta Labor, Zhermack, São Paulo, SP, Brasil) a fim de padronizar a montagem dos dentes e o enceramento para todos os corpos de prova (Figura 14-B).

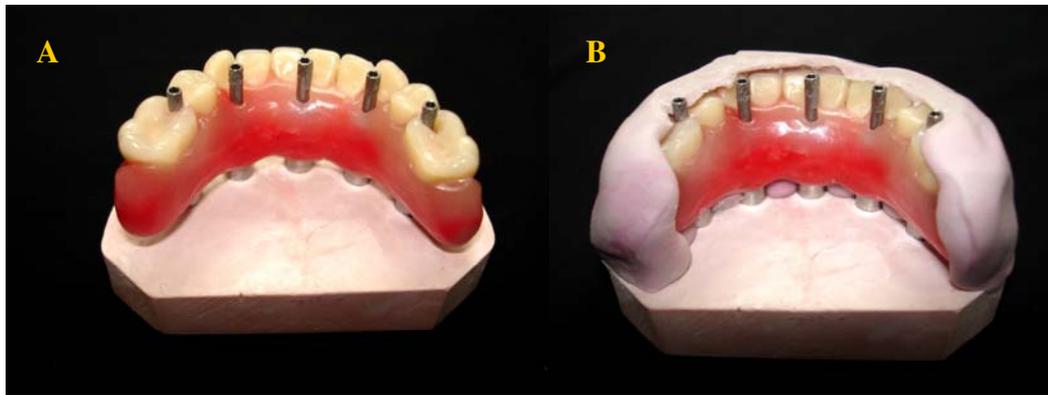


Figura 14 - A: Enceramento da prótese fixa do tipo protocolo; B: Confecção da muralha de silicone.

Após o enceramento, foram adaptados análogos nas infra-estruturas para a inclusão, os quais foram cobertos com gesso pedra tipo III (Herodent, Vigodent, São Paulo, SP – Brasil), proporcionado na relação de 100g de pó para 30 ml de água (Figura 15).



Figura 15 - Inclusão dos análogos com gesso tipo III.

Esse conjunto foi incluído na base da mufla nº 6 (Uraby, São Paulo, SP) com gesso comum (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ), proporcionado na relação de 100g de pó para 50 ml de água (Figura 16).



Figura 16 - Prótese incluída na base da mufla com gesso comum.

Após a cristalização do gesso, foi confeccionada uma muralha com gesso pedra tipo III (Herostone, Vigodent, São Paulo, SP – Brasil), proporcionado na relação de 100g de pó para 30 ml de água. A contra-mufla foi posicionada e também preenchida com gesso pedra tipo III. O conjunto foi levado à prensa hidráulica de bancada, submetido à pressão

de 1,25 toneladas durante 1 hora, evitando que a expansão do gesso causasse desadaptação nas regiões de encaixe da mufla.

Decorrido o período de cristalização do gesso, a mufla foi retirada da prensa e aquecida, por 5 minutos, para eliminação da cera. A estrutura foi desparafusada dos análogos para aplicação do opaco (Sistema Tomaz Gomes de Caracterização, VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP) (Figura 17).

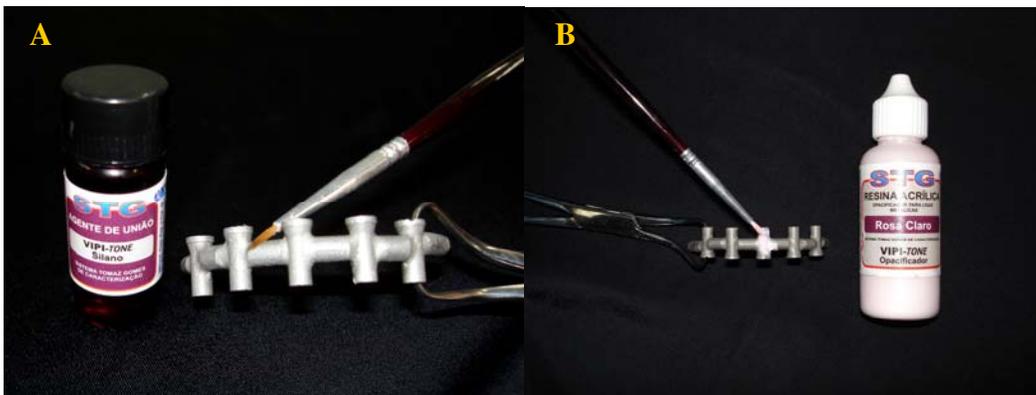


Figura 17 - Aplicação do sistema opacificador: A- Silano; B- Opacificador.

As superfícies do gesso foram isoladas com alginato de sódio (Cel – Lac, S.S. White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, RJ - Brasil), e o acesso aos parafusos, fechados com silicone (Zeta Labor, Zhermack, São Paulo, SP, Brasil).

Foi utilizada a resina Clássico (Clássico Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil), manipulada de acordo com as instruções do fabricante. O conjunto foi levado à prensa hidráulica à pressão de 1,25 toneladas. Em seguida, a mufla foi colocada em prensa de grampo e levada à termopolimerizadora (Termotron P-100, Piracicaba, SP), para a realização do ciclo de polimerização, através de imersão da mufla em água à temperatura ambiente, até atingir  $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$  e permanecendo durante 9 horas nesta temperatura, quando foi retirada e deixada esfriar lentamente sobre a bancada até atingir novamente à temperatura ambiente. O corpo de prova foi desincluído, realizado o

acabamento com pedras montadas, e polimento em torno de bancada com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ) e escova, e finalmente, branco de Espanha (Herjos, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ) e escova de feltro (Figura18).

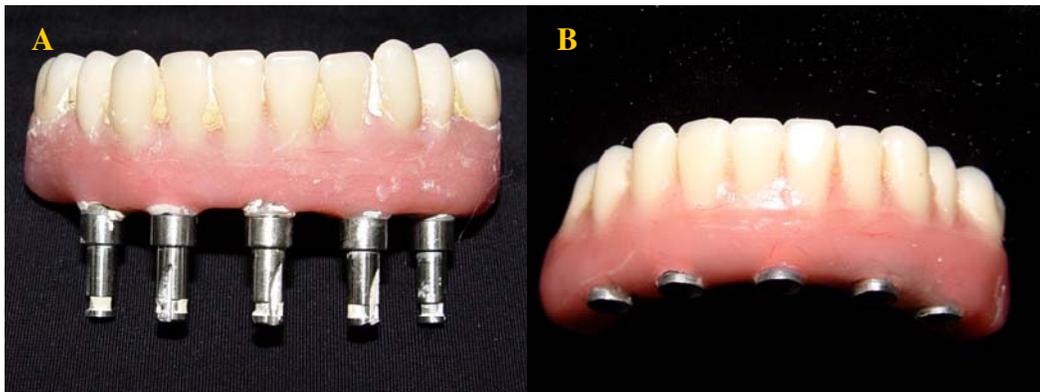


Figura 18 - A: Prótese após desinclusão; B: Após acabamento e polimento.

Após o polimento, os corpos de prova foram armazenados em água e, após 48 horas, seguiu-se, então, à leitura dos desajustes marginais para este grupo da mesma forma descrita no tópico 4.2.6 (Figura 19).

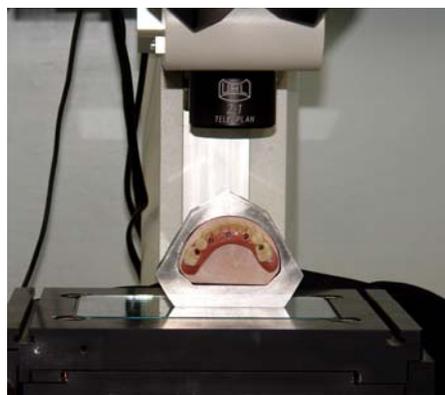


Figura 19 - Análise da desadaptação após o revestimento estético em R.A.A.T..

#### **4.2.7.2 Resina Fotopolimerizável**

As infra-estruturas correspondentes ao grupo G2 receberam a resina fotopolimerizável Versyo.com (Heraeus Kulzer São Paulo SP –Brasil) como material de revestimento estético. É uma resina monocomponente, isenta de metilmetacrilato. Segundo o fabricante, como a resina não é termoplástica, não sofre influência de temperatura, evitando a distorção de infra-estruturas.

Foi confeccionada uma muralha com resina fotopolimerizável (Versyo.putty-Heraeus Kulzer São Paulo SP –Brasil) a fim de padronizar a aplicação da resina fotopolimerizável (Figura 20).



Figura 20 - Muralha de resina fotopolimerizável.

Essa muralha, por ser relativamente transparente, permite passagem de luz, garantindo a polimerização da resina Versyo.com. Após a fotopolimerização da muralha, esta foi removida juntamente com a cera e os dentes. Toda a cera foi removida da muralha, da barra e dos dentes artificiais, seguindo-se a confecção de retenções e ranhuras na superfície cervical dos dentes, de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 21).

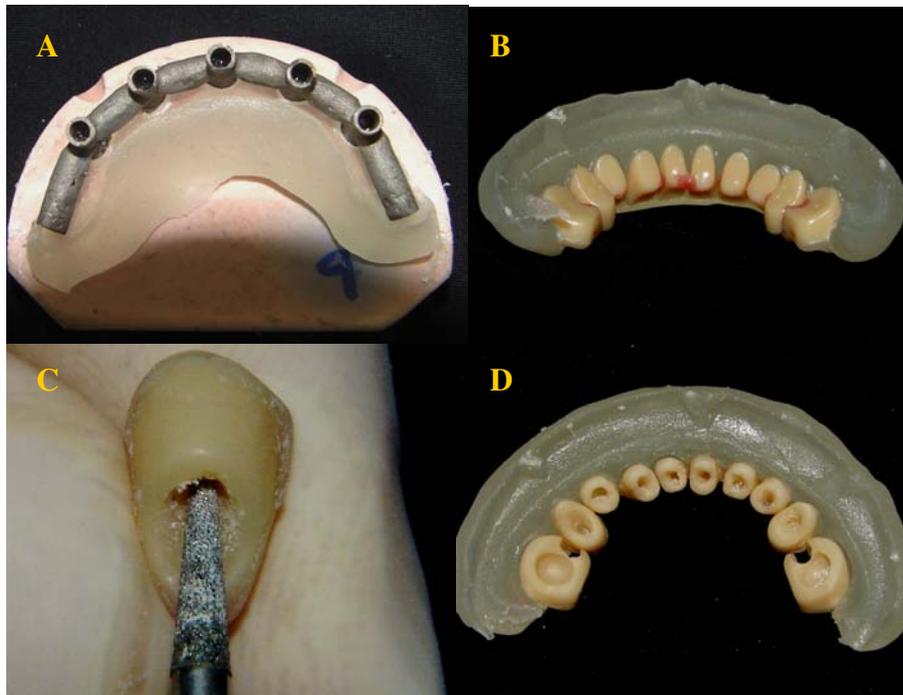


Figura 21 - A: Infra-estrutura após a remoção da muralha; B: Parcial remoção da cera da muralha e dos dentes artificiais; C: Confeção de retenção no dente artificial; D: Reposição dos dentes artificiais na muralha.

A infra-estrutura foi desparafusada do modelo de gesso e, juntamente com a muralha de resina fotopolimerizável transparente, isoladas com isolante específico do sistema da resina fotopolimerizável (Versyo.sep, Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil). Foi aplicado sobre a infra-estrutura o opaco (Sistema Tomaz Gomes de Caracterização, VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP), como nas infra-estruturas para R.A.A.T. (Figura 22).

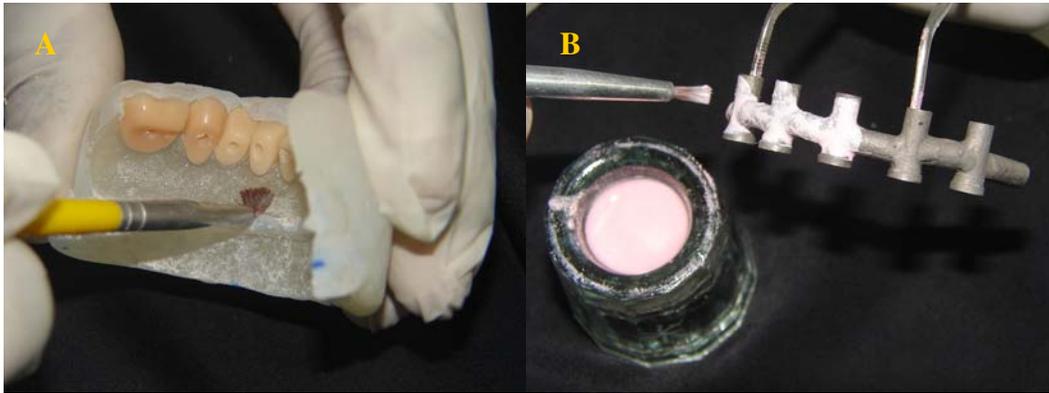


Figura 22 - A: Isolamento da muralha; B: Aplicação do opaco na infra-estrutura.

Para promover a perfeita união dos dentes artificiais com a resina fotopolimerizável, foi utilizado o agente de união Versyo.bond (Heraeus Kulzer São Paulo SP –Brasil) (Figura 23).



Figura 23 - Aplicação do agente de união nos dentes artificiais.

A inserção da resina acrílica foi realizada em pequenas quantidades, com auxílio do aparelho de injeção da resina Versyo.jet. A polimerização foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante, seguindo-se a pré-polimerização por 10 segundos, no aparelho fotopolimerizador Heralight (Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil). A resina

fotopolimerizável foi aplicada na infra-estrutura metálica e no modelo de gesso, também em pequenas quantidades. Após inserção da resina acrílica nos dentes artificiais e na infra-estrutura, a muralha foi reposicionada no modelo de gesso (Figura 24).

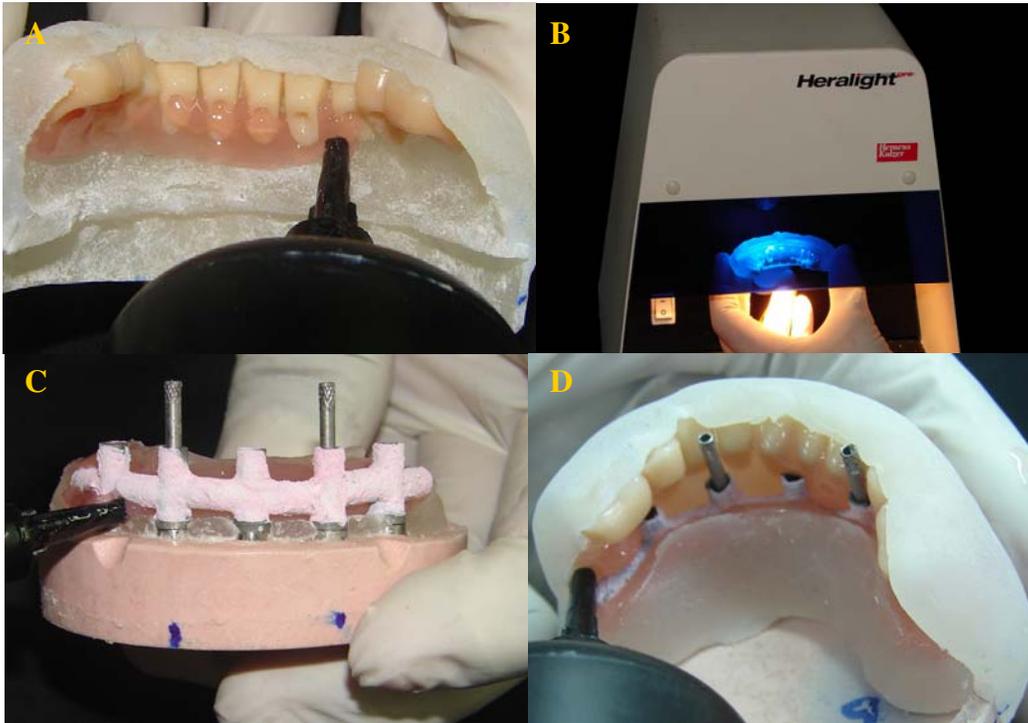


Figura 24 - A: Aplicação da resina fotopolimerizável injetável nos dentes artificiais; B: Pré-polimerização da resina; C: Aplicação da resina fotopolimerizável na infra-estrutura metálica; D: Muralha em posição no modelo de gesso.

Foi injetada quantidade suficiente de resina até obter-se a conformação final do corpo de prova. Os parafusos de trabalho foram desrosqueados, e a peça protética removida do modelo de gesso e da muralha (Figura 25-A). A polimerização final da resina foi realizada durante 90 segundos com a muralha, a qual foi removida, e a peça polimerizada por mais 90 segundos, com a parte interna voltada para a luz, no aparelho UniXS (Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil) (Figura 25-B).

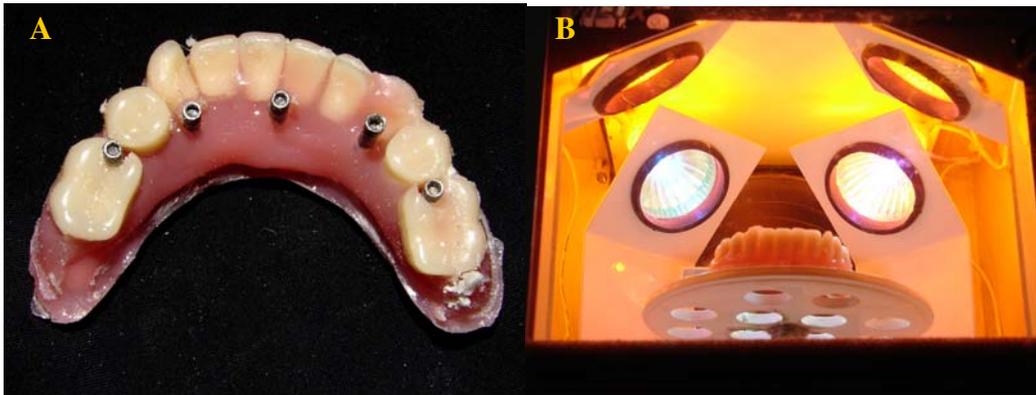


Figura 25 - A: Peça protética removida do modelo de gesso e da muralha; B: Polimerização final da resina fotopolimerizável no aparelho UniXS.

Após a polimerização final, realizaram-se os procedimentos de acabamento e polimento, como descrito para as peças protéticas confeccionadas em resina acrílica ativada termicamente (Figura 26).



Figura 26 - Peça protética em resina fotopolimerizável, após o acabamento e polimento.

#### 4.2.7.3 Aplicação da Cerâmica

As infra-estruturas correspondentes ao grupo G3 receberam cerâmica Triceram (Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) como material de revestimento estético. Utilizou-se o protocolo de acabamento de infra-estruturas em Ti c.p. para recobrimento com cerâmica, que consiste em uso de fresas especiais para Ti (Maxi Plus e Mid – Dentaurum – Pforzheim – Alemanha); e jateamento com partículas de óxido

de alumínio com tamanho médio de  $150\mu\text{m}$  sob pressão de  $2,046\text{kgf/cm}^2$  em jateador elétrico.

Para a aplicação da cerâmica, foi confeccionada uma infra-estrutura de 10 elementos, sendo duplicada com uma muralha de silicone (Zeta Labor, Zhermack, São Paulo, SP, Brasil) a fim de padronizar a aplicação do revestimento para todas as estruturas (Figura 27).

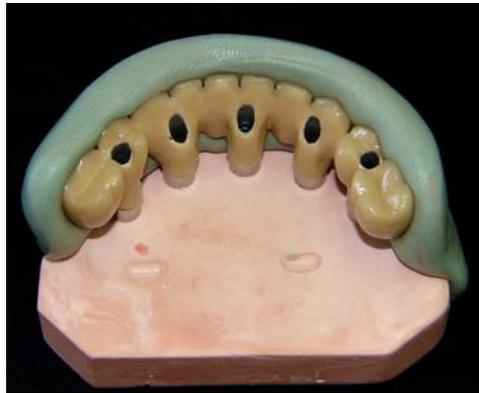


Figura 27 – Muralha de silicone para padronização da aplicação da cerâmica.

Como as cerâmicas convencionais devem ser submetidas a temperaturas de cocção superiores à temperatura crítica para o Ti, elas não são apropriadas para utilização com esse metal. Assim, foi utilizada uma cerâmica de baixa fusão. A cerâmica utilizada e os ciclos de cocção para as estruturas em Ti c.p. estão descritas nas Figuras 28 e 29, respectivamente (Figura 30).

<b>Cerâmica</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Componentes do Sistema</b>
Triceram	Dentaurum, Alemanha	Bonder, Opaco, Dentina, Dentina Correção, Líquido de modelagem

Figura 28 - Cerâmica utilizada para Ti c.p.

	Bonder	Opaco	Dentina	Dentina (correção)	Glaze
Temperatura Inicial (°C)	500	500	500	500	500
Temperatura Final (°C)	795	795	755	755	755
Aumento de Temperatura (°C/min)	65	65	55	55	55
Tempo de Cocção (min)	1:00	1:00	1:00	1:00	1:00
Vácuo (bar)	1	1	1	1	1

Figura 29 - Ciclos de cocção da cerâmica Triceram.

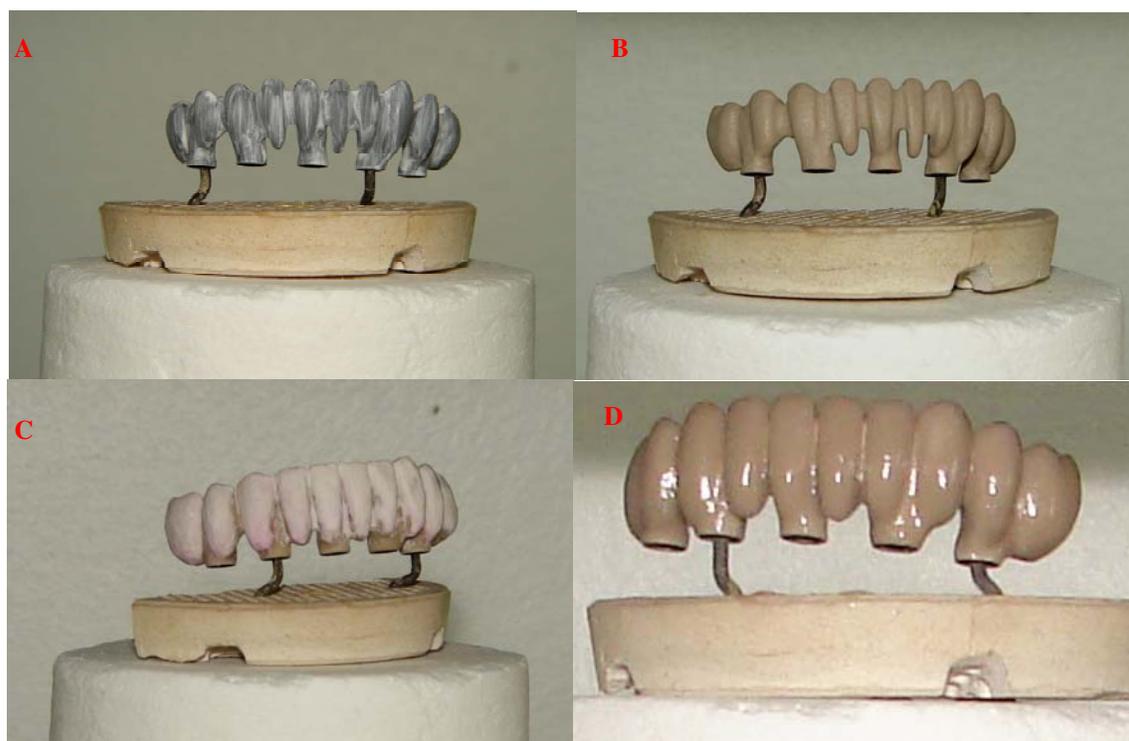


Figura 30 - Ciclos de cocção da cerâmica: A- Bonder; B- Opaco; C- Dentina e D- Glaze.

#### 4.2.7.4 Simulação dos Ciclos de Cocção da Cerâmica

As infra-estruturas correspondentes ao grupo G<sub>4</sub> foram submetidas à simulação dos ciclos de cocção da cerâmica para o Ti c.p. como descrito na Figura 30, com o objetivo de avaliar a influência isolada dos ciclos de cocção na desadaptação das infra-estruturas.

Cada infra-estrutura foi levada ao forno e submetida aos ciclos de cocção juntamente com a infra-estrutura que recebeu a cerâmica como revestimento estético (Figura 31).



Figura 31 – Corpo de prova submetido apenas ao ciclo de cocção da cerâmica, juntamente com o corpo de prova com cerâmica como revestimento estético.

#### 4.2.8 Leitura do desajuste após aplicação do revestimento estético

O desajuste marginal, após a aplicação do revestimento estético e simulação dos ciclos de cocção da cerâmica, foi mensurado da mesma forma descrita no tópico 4.2.6.

#### 4.2.9 Processo de Eletroerosão

Para o processo de eletroerosão, foi necessária a obtenção de modelos em gesso pedra tipo IV (Herostone – Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) contendo os análogos em cobre (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil), a partir de uma moldagem de transferência realizada como descrito anteriormente, sobre o *Index*. Desse modo, foi

realizada a impressão da posição original dos pilares Microunit no *Index*, nos quais o corpo de prova foi assentado. Esse modelo abrigou os eletrodos unidos por um fio de cobre, para permitir a transmissão de corrente elétrica toda a infra-estrutura metálica, tomando-se o cuidado de deixar um pedaço de fio exposto (Figura 32).

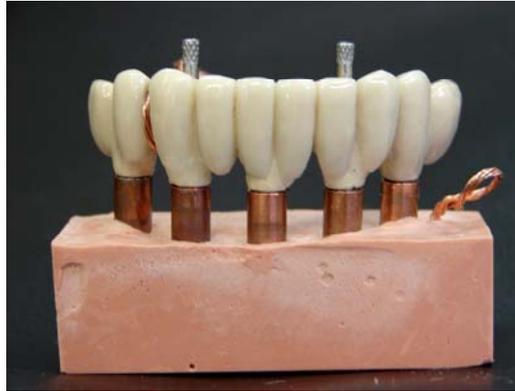


Figura 32 - Modelo com análogos de cobre sob corpo de prova com revestimento de cerâmica.

Todos os corpos de prova foram submetidos, um a um, ao processo de eletroerosão na máquina Tel Med Technologies (Port Huron – Michigan - EUA). Com auxílio de adesivo à base de cianoacrilato (Super-Bonder, Loctite), os modelos contendo os análogos em cobre foram fixados à base metálica do equipamento. Já o corpo de prova correspondente, foi fixado à haste de movimentação vertical (Figura 33).

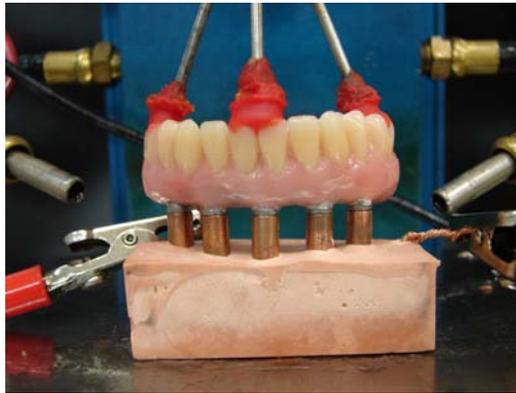


Figura 33 – Corpo de prova posicionado na máquina de Eletroerosão.

O prolongamento do fio de cobre utilizado na união dos análogos de cobre nos modelos foi conectado ao pólo negativo do aparelho. Para o início da eletroerosão, todo o conjunto permaneceu imerso em líquido dielétrico (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan - EUA), que funciona como isolante, condutor e refrigerante (Von Roekel, 1992) (Figura 34).

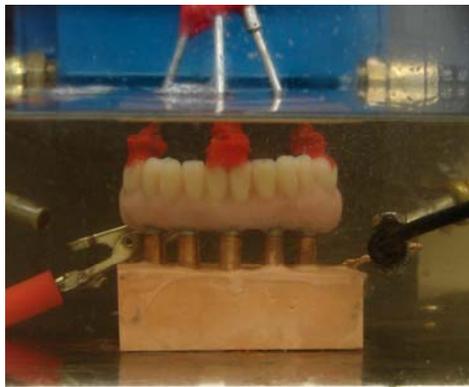


Figura 34 - Conjunto imerso em líquido dielétrico.

Os movimentos da haste vertical do aparelho são controlados pela base geradora, que controla também a amperagem e frequência das descargas elétricas. A amperagem tem relação direta com o poder de usinagem do aparelho (precisão de 0,01mm), e a frequência com o número de descargas elétricas por segundo (250.000/seg) (Clark,

1992). Entre o eletrodo de cobre e a peça, estabelece-se uma corrente elétrica, que gera temperaturas de 3000 a 5000 °C (Weber & Frank, 1993). A energia vaporiza o metal no determinado ponto de interferência, refinando o término cervical. Ao fim do processo de eletroerosão, que durou por volta de 2 horas, o aparelho foi desligado, o corpo de prova removido do aparelho e novamente submetida à leitura de desajuste.

#### **4.2.10 Leitura do desajuste após aplicação do processo de eletroerosão**

O desajuste marginal, após o processo de eletroerosão, foi mensurado da mesma forma descrita no tópico 4.2.6.

#### **4.2.11 Análise estatística**

Após a realização da análise exploratória dos resultados obtidos em todos os ensaios, indicou-se a análise estatística através do teste paramétrico Análise de Variância, seguida do teste de Tukey com nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

A Tabela 1 e a Figura 35 apresentam as médias dos valores de desadaptação marginal obtidos nas comparações entre Tratamentos e Tempos.

Tabela 1: Valores médios de desadaptação marginal ( $\mu\text{m}$ ) e desvio padrão – Comparação entre tratamentos e tempos.

Tratamentos	Tempo		
	Inicial	Após Revestimento Estético	Após EDM
R.A.A.T.	29,81 ( $\pm 10,66$ ) a, B	221,7 ( $\pm 14,11$ ) a, A	198,68 ( $\pm 34,19$ ) a, A
Resina Fotopolimerizável	35,3 ( $\pm 12,15$ ) a, B	81,91 ( $\pm 15,71$ ) b, A	62,03 ( $\pm 17,73$ ) b, AB
Aplicação Cerâmica	44,75 ( $\pm 13,73$ ) a, C	233,99 ( $\pm 39,18$ ) a, A	161,16 ( $\pm 36,59$ ) a, B
Simulação Cerâmica	38,57 ( $\pm 16,94$ ) a, B	119,75 ( $\pm 38,08$ ) b, A	87,98 ( $\pm 39,32$ ) b, A

Médias seguidas das mesmas letras minúsculas na coluna e maiúsculas na linha não diferem entre si, pelo teste de Tukey, em nível de 5% probabilidade.

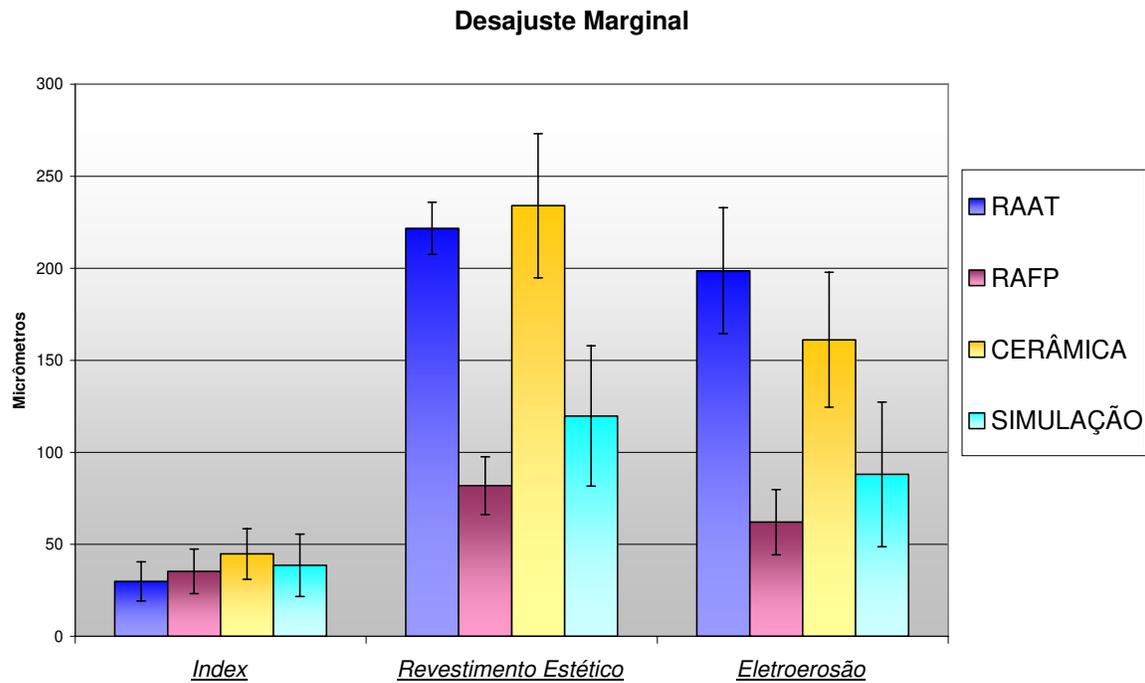


Figura 35: Gráfico representativo dos valores médios de desajuste marginal ( $\mu\text{m}$ ) – Comparação entre tratamentos (RAAT: Resina Acrílica Ativada Termicamente, RAFT: Resina Fotopolimerizável, Cerâmica, Simulação dos ciclos de cocção da cerâmica) e tempos.

### 5.1 Comparação entre Tratamentos

Inicialmente, não foi observada diferença estatística significativa entre os grupos. Após a aplicação dos revestimentos estéticos, o grupo Resina Acrílica Ativada Termicamente e o grupo Aplicação de Cerâmica não apresentaram diferença estatística significativa entre si, mas diferiram significativamente dos grupos Resina Fotopolimerizável e Simulação dos ciclos de cocção da Cerâmica. Após a eletroerosão, as mesmas diferenças entre os grupos foram observadas.

## 5.2 Comparação entre Tempos

Na comparação entre tempos, observou-se que o revestimento estético aumentou significativamente a média dos valores de desajuste para todos grupos, sendo maior para o grupo da Aplicação de Cerâmica. Após a eletroerosão, houve redução significativa da média de desajuste marginal apenas para o grupo recoberto com Cerâmica. Entretanto, as médias de desajuste marginal para os grupos Resina Acrílica Ativada Termicamente, Resina Fotopolimerizável e Simulação dos ciclos de cocção de Cerâmica foram numericamente menores, porém sem diferença estatística significativa.

## 6 DISCUSSÃO

Foram realizadas leituras dos desajustes marginais inicialmente no *index*, com objetivo de avaliar apenas os desajustes oriundos da fase de aplicação dos revestimentos estéticos. Além disso, as leituras dos desajustes marginais iniciais foram realizadas pela ausência de completa justaposição de superfícies distintas, mesmo lisas e polidas, resultando na formação de fenda na região de adaptação (Contreras *et al.*, 2002). Portanto, foram observados valores mínimos de desajuste marginal para os grupos de resina acrílica termopolimerizável, ( $29,81\mu\text{m} \pm 10,66$ ), resina fotopolimerizável ( $35,30 \mu\text{m} \pm 12,15$ ), aplicação de cerâmica ( $44,75 \mu\text{m} \pm 13,73$ ) e simulação dos ciclos da cerâmica ( $38,57 \mu\text{m} \pm 16,94$ ).

Observou-se que após a aplicação dos revestimentos estéticos e a simulação dos ciclos de cocção da cerâmica houve aumento significativo dos valores médio de desajuste marginal para todos os grupos (G1:  $221,70 \mu\text{m} \pm 14,11$ ; G2:  $81,91 \mu\text{m} \pm 15,71$ ; G3:  $233,99 \mu\text{m} \pm 39,18$ ; e G4:  $119,75 \mu\text{m} \pm 38,08$ ), sendo que os grupos G1 e G3 não apresentaram diferença estatisticamente significante entre si, entretanto ambos diferiram significativamente dos G2 e G4.

O aumento significativo do valor médio de desajuste marginal para o grupo que recebeu revestimento estético com resina acrílica ativada termicamente (G1:  $221,70 \mu\text{m} \pm 14,11$ ) provavelmente ocorreu pela tensão induzida na resina acrílica durante a polimerização. Essa tensão provavelmente resultou da somatória de diversos fatores: contração de polimerização, que ocorre à medida que as cadeias de polímero são formadas; contração térmica, observada durante o resfriamento (Anusavice, 1998); diferenças nas contrações térmicas da resina e do molde de gesso podem gerar tensões; procedimento de prensagem do conjunto em mufla, realizado a uma pressão de 1,25 toneladas; e finalmente, o procedimento de desinclusão, que pode promover distorções na peça protética.

A aplicação da cerâmica também promoveu aumento significativo dos valores de desajuste marginal (G3:  $233,99 \mu\text{m} \pm 39,18$ ). Esses resultados estão de acordo com

estudos anteriores que observaram que durante a aplicação da cerâmica, ocorre distorção da infra-estrutura metálica (Faucher & Nicholls, 1980, Bridger & Nicholls, 1981; Buchanan *et al.*, 1981). Bridger & Nicholls, em 1981, afirmaram que as distorções das infra-estruturas podem ser provenientes de diversos fatores, como a contração da cerâmica, com subsequente deformação do metal, contaminação da fundição, reduzindo a temperatura de fusão, e redução da resiliência do metal devido à rigidez da cerâmica. Além disso, Faucher & Nicholls, em 1980, observaram em microscópio, a ocorrência de contaminação por cerâmica na superfície interna da infra-estrutura metálica. Bridger & Nicholls, em 1981, também afirmaram que as distorções ocorrem durante todas as fases de aplicação da cerâmica. Porém, os maiores valores de desajustes foram observados após as fases de oxidação e glaze, como resultado da maior temperatura de cocção durante essas fases, além do movimento rápido de descida da mufla do forno de cerâmica. A distorção oriunda da fase de oxidação provavelmente ocorreria devido à liberação de tensões internas resultantes do processo de fundição e esfriamento da infra-estrutura metálica. Assim, justificaram que a aplicação do corpo da cerâmica promoveu menores índices de distorção à infra-estrutura, pois esta etapa ocorreu em temperatura 20°C abaixo da utilizada na fase de glaze, além do fato de que a velocidade de descida da mufla no forno é menor. Esta última permite que a infra-estrutura esfrie mais lentamente, e qualquer discrepância do coeficiente de expansão térmica entre cerâmica e metal é minimizada. A distorção após a fase de glaze, é uma deformação elástica que ocorre após a retirada da peça protética do forno de cerâmica. Assim, após a cocção do glaze ocorreu equilíbrio de tensões entre cerâmica e metal. No presente estudo, a avaliação de desajuste foi avaliada somente antes e após a aplicação da cerâmica, não sendo possível identificar em que etapa ocorreu a distorção.

Propusemo-nos também a avaliar, separadamente, apenas o efeito da temperatura à qual as infra-estruturas são submetidas durante a aplicação da cerâmica sobre os valores de desajuste, ou se esta, aliada à aplicação da cobertura estética também promoveria elevação dos valores de desajustes. Estudos mostraram que a simulação dos ciclos de cocção da cerâmica avaliada individualmente também aumentava os valores de desajuste marginal (Anusavice *et al.*, 1985; Zervas *et al.*, 1999; Papazoglou *et al.*, 2001;

Contreras, 2004). Assim, um grupo foi submetido à aplicação da cerâmica e, o outro, apenas à simulação dos seus ciclos de cocção.

O grupo submetido à simulação dos ciclos de cocção da cerâmica também apresentou aumento significativo nos valores de desajuste marginal (G4: 119,75  $\mu\text{m}$   $\pm 38,08$ ), porém inferiores ao grupo onde a cerâmica foi aplicada. Sendo assim, com base nos resultados obtidos no presente estudo e associados aos encontrados na literatura, pode-se afirmar que não somente a temperatura, mas outros fatores como a diferença entre os coeficientes térmicos da liga e da cerâmica, aumento da rigidez da infra-estrutura, entre outros, podem promover aumento dos valores de desajuste das infra-estruturas metálicas.

O grupo que recebeu resina fotopolimerizável como revestimento estético apresentou os menores valores de desajuste marginal (G2: 81,91  $\mu\text{m}$   $\pm 15,71$ ). Provavelmente, esses valores observados foram resultados da menor contração de polimerização do material, quando comparado à resina acrílica ativada termicamente. Segundo o fabricante, a resina fotopolimerizável utilizada no presente estudo contém monômero de Bowen em sua composição. Substituindo-se o metil metacrilato presente nas resinas acrílicas convencionais, por monômero de BIS-GMA, a contração é minimizada, pois as moléculas desse monômero possuem maior peso molecular (Bowen, 1963). Aliado a esse fator, o protocolo de aplicação da resina fotopolimerizável Versyo.com não envolve o procedimento de prensagem do material em mufla e, conseqüentemente, o de desinclusão, portanto, minimizando todas as desvantagens da realização destas etapas e apresentando valores de desajuste abaixo dos apresentados pela aplicação dos outros tipos de revestimento estético.

Diversos procedimentos têm sido empregados para minimizar o desajuste das infra-estruturas e a transferência de cargas ao osso/implante após a obtenção das infra-estruturas metálicas (Silva, 2003; Contreras *et al.*, 2002; Contreras, 2004; Sartori *et al.*, 2004). De acordo com a literatura, quando próteses fixas sobre implantes não apresentam adaptação satisfatória, deve-se realizar a correção do desajuste marginal através do seccionamento da peça protética e posterior reposicionamento da infra-estrutura e, em

seguida, o procedimento de soldagem deve ser realizado (Jemt, 1991; Jemt, 1994; Jemt & Book, 1996; Jemt *et al.*, 1999; Jemt *et al.*, 2002). Os desajustes observados nestes casos foram oriundos da aplicação do revestimento estético, já que níveis aceitáveis de desajuste marginal foram identificados e corrigidos após a fase de fundição.

Dessa maneira, o procedimento de soldagem é o método comumente utilizado. Quando realizado adequadamente, resulta em valores de desajuste marginal e resistência à fratura satisfatórios (Sahin & Cehreli, 2001; Silva, 2003). Entretanto, quando a soldagem é realizada de forma inadequada, resulta em infra-estrutura extremamente frágil na região soldada (Anusavice, 1985). Além disso, para a soldagem convencional é necessária a remoção de grande parte do revestimento estético, quando este encontra-se presente.

Como alternativa ao procedimento de soldagem convencional, pode-se utilizar o processo de refinamento das bordas marginais de infra-estruturas confeccionadas sobre dentes ou implantes ósseointegrados através da eletroerosão. A utilização desse procedimento para a redução de desajustes marginais tem-se mostrado bastante eficaz, sendo recomendada e apoiada por diversos estudos (Clark, 1992; Van Rockel, 1992a; Van Rockel, 1992b; Weber & Frank, 1993; Ganz, 1995; Evans, 1997; Rubelling, 1999; Romero, 2000; Contreras *et al.*, 2002; Silva, 2003; Contreras, 2004; Sartori *et al.*, 2004). Diferentemente do processo de soldagem, apenas uma pequena parte de metal da infra-estrutura necessita de exposição para entrar em contato com o eletrodo. Portanto, a eletroerosão apresenta-se como alternativa vantajosa para a correção das distorções resultantes dos procedimentos de fundição e/ou aplicação de revestimentos estéticos.

Dessa maneira, foi utilizada a eletroerosão para correção dos desajustes encontrados após a aplicação dos revestimentos estéticos e simulação dos ciclos de cocção da cerâmica. Após a aplicação da eletroerosão, houve redução significativa apenas na média de desajuste marginal para o grupo submetido à aplicação da cerâmica (G3: 161,16  $\mu\text{m} \pm 36,59$ ). Para os demais grupos, a aplicação da técnica de eletroerosão promoveu diminuição dos valores de desajuste marginal, porém sem diferença estatística significativa (G1: 198,68  $\mu\text{m} \pm 34,19$ ; G2: 62,03  $\mu\text{m} \pm 17,73$ ; G4: 87,98  $\mu\text{m} \pm 39,32$ ). Provavelmente,

esses resultados são decorrentes da padronização de duas horas para cada infra-estrutura submetida à eletroerosão, com o objetivo de prevenir desgastes excessivos e danos à estrutura metálica. Essa técnica identifica contatos internos que ocorrem quando componentes protéticos cônicos são utilizados (Lewis, 1994 *apud* Sartori *et al.*, 2004), eliminando-os. É um processo de remoção de metal, que utiliza uma série de faíscas para erodi-lo. Todo o processo ocorre em meio líquido, sob condições estritamente controladas. O líquido geralmente é um óleo isolante, condutor e refrigerante, que remove as partículas de metal oriundas das erosões. Supõe-se que o tempo estabelecido não foi suficiente para corrigir os desajustes das infra-estruturas de Ti c.p.. Além disso, a fundição em monobloco utiliza cilindros plásticos calcináveis, resultando em defeitos, muitas vezes, de difícil correção. Entretanto, faz-se necessária a realização de estudos adicionais que possibilitem padronizar o tempo de duração da aplicação de eletroerosão de acordo com a quantidade de desajuste e do tipo de metal, já que a literatura recomenda apenas avaliação visual (Evans, 1997; Romero *et al.*, 2000; Contreras *et al.*, 2002; Sartori *et al.*, 2004), o que pode ser deficiente para determinar com segurança se a peça protética apresenta ajuste adequado ou não.

A adaptação passiva, sinônimo de adaptação ideal, é de grande importância, pois reduz a tensão na infra-estrutura, nos componentes dos implantes, bem como no osso adjacente (Jemt *et al.*, 1991, Carlson & Carlson, 1994; Jemt & Book, 1996; Jemt *et al.*, 1999, Sahin & Cehreli, 2001). Estudos clínicos longitudinais relatam que as complicações protéticas ocorridas em reabilitações sobre implantes estão relacionadas à falha ou fratura dos componentes protéticos. Isso inclui afrouxamento de parafusos protéticos, afrouxamento do parafuso do pilar intermediário, fratura dos cilindros de ouro, fratura da infra-estrutura, além da possibilidade de perda óssea (Skalak, 1983; Jemt & Book, 1996; Jemt *et al.*, 1999). Contudo, de acordo com a literatura e eficácia da tecnologia laboratorial disponível para confecção de próteses totais fixas implanto-suportadas, a adaptação passiva absoluta ainda não é possível de ser conseguida.

Entretanto, os resultados deste estudo mostraram que a resina fotopolimerizável como revestimento estético promoveu os menores valores de desajuste marginal quando

comparados à resina acrílica ativada termicamente e à aplicação de cerâmica; e que, apesar da técnica de eletroerosão ser eficiente na diminuição dos valores de desajustes marginais e recomendada por diversos autores, ainda necessita de um protocolo de uso que permita a obtenção de máxima eficácia, além de tratar-se de uma técnica com pouca disponibilidade na rotina clínica diária devido ao alto custo do equipamento.

## 7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- a. Os grupos com aplicação dos revestimentos estéticos em resina acrílica ativada termicamente e cerâmica apresentaram as maiores médias de desadaptação marginal, e o grupo com revestimento estético em resina fotopolimerizável, as menores;
- b. A aplicação de cerâmica promoveu maiores médias de desadaptação marginal em comparação ao grupo onde houve apenas a simulação dos ciclos de cocção da cerâmica;
- c. O processo de eletroerosão mostrou-se eficaz na redução das médias de desadaptação marginal apenas para o grupo com aplicação da cerâmica.

## **8 REFERÊNCIAS**

1. Anusavice KJ, Okabe T, Galloway SE, Hayt DJ, Morse PK. Flexure test evaluation of presoldered base metals alloys. *J Prosthet Dent.* 1985; 54(4): 507-17.
2. Anusavice KJ. Phillips: Materiais Dentários. 10. ed.: Guanabara Koogan; 1998.
3. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994; 14(5): 405-19.
4. Bowen RL. Propertieess of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963; 66(1): 57-64.
5. Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during firing cycle. *J Prosthet Dent.* 1981; 45(5): 507-14.
6. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firing and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent.* 1981; 45(5): 502-6
7. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(2): 184-92.
8. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(1): 90-94.
9. Clark S. Spark erosion technology. *J Oral Implantol.* 1992; 18(2): 171-6.

---

\* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors- Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

10. Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, Nóbilo MAA. 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): 467-2.
11. Contreras EFR. Influência da soldagem “laser”, eletroerosão e ciclos de cocção da porcelana no desajuste marginal de próteses fixas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio vanádio. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2004.
12. Daroz LGD. Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: influência na adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso único. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.
13. Dentaurem. Catalog N<sup>o</sup> 15 Edition, 2005/2006 – 98977100.
14. Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restoration by electric discharge machining. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(2): 212-5.
15. Fragoso WS. Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
16. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(2): 149-55.
17. Ganz CH. Spark erosion: A sophisticated Technique to solve a difficult problem. *J Calif Deny Assoc.* 1995; 23(3): 51-6.
18. Hulterstrom M & Nilsson U. Cobalt-Chromium as a framework material in implant-supported fixed prosthesis: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(4): 475-80.
19. Jemt T. Failures and Complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark Implants in edentulous Jaws: A study of treatment from the

- time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(3): 270-6.
20. Jemt T; Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; (8)6: 635-640.
  21. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. *Clin Oral Impl Res.* 1994; 5(3): 142-7.
  22. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(5): 620-5.
  23. Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-Milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(3): 209-15.
  24. Jemt T, Bergendal B, Arvidson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B *et al.* Implant-supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla: a 5 year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(6): 544-48.
  25. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, GoodacreCJ, Lang BRL. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(1): 7-13.
  26. Lautenschlager S, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993, 43(3): 245-53.
  27. Lewis SG. Esthetics implants restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 1994; 15:334-46 *Apud* Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Den.* 2004; 92(2):132-8.
  28. Papazoglu E, Brantley W, Johnston WM. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. *J Prosthetic Dent.* 2001; 85(2):133-40.

29. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. J Prosthet Dent. 1985; 54(3): 410-4.
30. Patent 0064607. European Patent Office, 1982. *Apud* Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: A method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. J Prosthet Dent. 1993; 69(2): 222-7.
31. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. J Prosthet Den. 2000; 84(6): 602-7.
32. Rubeling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. Dental Technol. 1999; 30(1): 38-48.
33. Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported protheses before and after electroerosion. J Prosthet Den. 2004; 92(2): 132-8.
34. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one piece casting. J Prosthet Dent. 1985; 54(6): 770-6.
35. Sahin S; Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Review. Implant Dent. 2001;10(2): 85-92.
36. Slalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. J Prosthet Dent. 1983; 49(6): 843-48.
37. Silva TB. Influência dos componentes protéticos, soldagem à laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
38. Schmitt SM, Chance DA, Cronin RJ. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. J Prosthet Den. 1995; 73(3): 280-3.
39. Stiven A. Partial Dentures in a Flash. Dent Tech. 33.

40. Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. *Int J Prosthodont.* 1992; 5(2): 114-21.
41. \_\_\_\_\_. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(1): 56-61.
42. Zervas PJ, Papazoglou E, BeckM, Carr AB. Distortion of three-unit implant framework during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont.* 1999; 8(3): 171-9.
43. Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: A method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(2): 222-7.

## 9 APÊNDICE

Tabela 2: Médias dos Valores de Desajuste ( $\mu\text{m}$ ), no Grupo com Revestimento Estético em Resina Acrílica Ativada Termicamente.

Corpo de Prova	Index	Após Aplicação Resina	Após Eletroerosão
1	50,79	225,63	175,63
2	35,04	214,00	148,75
3	23,08	233,75	230,38
4	36,04	227,88	232,71
5	19,54	227,25	150,46
6	18,13	234,21	226,17
7	20,04	237,08	223,00
8	32,21	206,08	203,08
9	39,42	192,42	169,67
10	23,79	218,71	227,00
Média	29,81	221,70	198,68

Tabela 3: Médias dos Valores de Desajuste ( $\mu\text{m}$ ), no Grupo com Revestimento Estético em Resina Fotopolimerizável.

Corpo de Prova	Index	Após Aplicação Resina	Após Eletroerosão
1	41,29	69,33	73,25
2	44,71	83,04	74,17
3	32,04	93,50	55,83
4	31,46	105,21	59,67
5	64,75	101,42	97,63
6	26,00	87,50	56,42
7	31,46	63,21	66,71
8	25,79	81,33	60,04

9	29,54	77,21	32,83
10	25,92	57,38	43,71
Média	35,30	81,91	62,03

Tabela 4: Médias dos Valores de Desajuste ( $\mu\text{m}$ ), no Grupo com Revestimento Estético em Cerâmica.

Corpo de Prova	Index	Após Aplicação Cerâmica	Após Eletroerosão
1	34,17	250,13	167,96
2	28,25	227,83	138,96
3	58,71	222,13	176,83
4	45,21	213,00	184,92
5	72,29	259,83	177,33
6	39,00	262,17	120,38
7	33,63	241,46	185,17
8	47,75	137,33	113,29
9	34,38	277,00	226,38
10	54,13	249,04	120,42
Média	44,75	233,99	161,16

Tabela 5: Médias dos Valores de Desajuste ( $\mu\text{m}$ ), Grupo com Simulação dos Ciclos de Cocção da Cerâmica.

Corpo de Prova	Index	Após Simulação Cerâmica	Após Eletroerosão
1	40,66	75,13	62,67
2	43,45	173,71	142,71
3	22,29	115,46	48,58
4	42,54	183,17	140,63
5	64,70	128,25	78,21
6	36,87	93,63	87,21
7	20,45	82,92	41,33

8	67,04	131,29	93,88
9	21,00	134,75	134,79
10	26,70	79,25	49,79
Média	38,57	119,75	87,98

### Análise Estatística

The GLM Procedure

Class Level Information		
Class	Levels	Values
Corpo	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
trat	4	1 2 3 4
fase	3	1 2 3

Number of Observations Read 120  
 Number of Observations Used 120  
 The GLM Procedure

Dependent Variable: desajuste

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	47	675043.2193	14362.6217	29.10	<.0001
Error	72	35538.7281	493.5934		
Corrected Total	119	710581.9474			

R-Square 0.949986  
 Coef Var 20.26413  
 Root MSE 22.21696  
 desajuste Mean 109.6369

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
trat	3	187521.3037	62507.1012	126.64	<.0001
Corpo*trat	36	41305.5523	1147.3765	2.32	0.0012
fase	2	342837.5743	171418.7872	347.29	<.0001
trat*fase	6	103378.7890	17229.7982	34.91	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
trat	3	187521.3037	62507.1012	126.64	<.0001
Corpo*trat	36	41305.5523	1147.3765	2.32	0.0012
fase	2	342837.5743	171418.7872	347.29	<.0001
trat*fase	6	103378.7890	17229.7982	34.91	<.0001

Tests of Hypotheses Using the Type III MS for Corpo\*trat as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
--------	----	-------------	-------------	---------	--------

trat 3 187521.3037 62507.1012 54.48 <.0001

The GLM Procedure

Level of trat	Level of fase	N	-----desajuste----- Mean	St d Dev
1	1	10	38.570000	16.9414869
1	2	10	119.756000	38.0825143
1	3	10	87.980000	39.3235609
2	1	10	35.296000	12.1561207
2	2	10	81.913000	15.7143841
2	3	10	62.026000	17.7333159
3	1	10	44.752000	13.7395187
3	2	10	233.992000	39.1816595
3	3	10	161.164000	36.5985073
4	1	10	29.808000	10.6631232
4	2	10	221.701000	14.1115386
4	3	10	198.685000	34.1931303

The GLM Procedure

Least Squares Means  
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey

Standard Errors and Probabilities Calculated Using the Type III MS for Corpo\*trat as an Error Term

trat	fase	desajuste LSMEAN	LSMEAN Number
1	1	38.570000	1
1	2	119.756000	2
1	3	87.980000	3
2	1	35.296000	4
2	2	81.913000	5
2	3	62.026000	6
3	1	44.752000	7
3	2	233.992000	8
3	3	161.164000	9
4	1	29.808000	10
4	2	221.701000	11
4	3	198.685000	12

Least Squares Means for effect trat\*fase  
Pr > |t| for H0: LSmean(i)=LSmean(j)

Dependent Variable: desajuste

i / j	1	2	3	4	5	6
1		0.0003	0.0853	1.0000	0.1980	0.9160
2	0.0003		0.6274	0.0001	0.3728	0.0224
3	0.0853	0.6274		0.0515	1.0000	0.8505
4	1.0000	0.0001	0.0515		0.1278	0.8257
5	0.1980	0.3728	1.0000	0.1278		0.9719
6	0.9160	0.0224	0.8505	0.8257	0.9719	
7	1.0000	0.0009	0.2009	1.0000	0.3992	0.9903
8	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
9	<.0001	0.2513	0.0013	<.0001	0.0004	<.0001
10	1.0000	<.0001	0.0208	1.0000	0.0565	0.6083
11	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
12	<.0001	0.0004	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001

Least Squares Means for effect trat\*fase  
Pr > |t| for H0: LSmean(i)=LSmean(j)

Dependent Variable: desajuste

i / j	7	8	9	10	11	12
1	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001

2	0.0009	<.0001	0.2513	<.0001	<.0001	0.0004
3	0.2009	<.0001	0.0013	0.0208	<.0001	<.0001
4	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001
5	0.3992	<.0001	0.0004	0.0565	<.0001	<.0001

The GLM Procedure  
Least Squares Means  
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey

Least Squares Means for effect trat\*fase  
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: desajuste

i / j	7	8	9	10	11	12
6	0.9903	<.0001	<.0001	0.6083	<.0001	<.0001
7		<.0001	<.0001	0.9971	<.0001	<.0001
8	<.0001		0.0014	<.0001	0.9995	0.4749
9	<.0001	0.0014		<.0001	0.0138	0.3851
10	0.9971	<.0001	<.0001		<.0001	<.0001
11	<.0001	0.9995	0.0138	<.0001		0.9252
12	<.0001	0.4749	0.3851	<.0001	0.9252	

The GLM Procedure  
Least Squares Means

trat\*fase Effect Sliced by fase for desajuste

fase	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
1	3	1171.415150	390.471717	0.34	0.7963
2	3	169236	56412	49.17	<.0001
3	3	120492	40164	35.01	<.0001

The GLM Procedure  
Least Squares Means  
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey

trat	fase	desajuste LSMEAN	LSMEAN Number
1	1	38.570000	1
1	2	119.756000	2
1	3	87.980000	3
2	1	35.296000	4
2	2	81.913000	5
2	3	62.026000	6
3	1	44.752000	7
3	2	233.992000	8
3	3	161.164000	9
4	1	29.808000	10
4	2	221.701000	11
4	3	198.685000	12

Least Squares Means for effect trat\*fase  
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: desajuste

i / j	1	2	3	4	5	6
1		<.0001	0.0003	1.0000	0.0023	0.4453
2	<.0001		0.0802	<.0001	0.0143	<.0001
3	0.0003	0.0802		<.0001	1.0000	0.2926
4	1.0000	<.0001	<.0001		0.0007	0.2523
5	0.0023	0.0143	1.0000	0.0007		0.6908

6	0.4453	<.0001	0.2926	0.2523	0.6908	
7	1.0000	<.0001	0.0024	0.9982	0.0176	0.8441
8	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
9	<.0001	0.0045	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
10	0.9991	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001	0.0716
11	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
12	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001

Least Squares Means for effect trat\*fase  
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: desajuste

i / j	7	8	9	10	11	12
1	1.0000	<.0001	<.0001	0.9991	<.0001	<.0001
2	<.0001	<.0001	0.0045	<.0001	<.0001	<.0001
3	0.0024	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
4	0.9982	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001
5	0.0176	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
6	0.8441	<.0001	<.0001	0.0716	<.0001	<.0001
7		<.0001	<.0001	0.9347	<.0001	<.0001

The GLM Procedure  
Least Squares Means  
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey

Least Squares Means for effect trat\*fase  
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: desajuste

i / j	7	8	9	10	11	12
8	<.0001		<.0001	<.0001	0.9839	0.0306
9	<.0001	<.0001		<.0001	<.0001	0.0158
10	0.9347	<.0001	<.0001		<.0001	<.0001
11	<.0001	0.9839	<.0001	<.0001		0.4749
12	<.0001	0.0306	0.0158	<.0001	0.4749	

The GLM Procedure  
Least Squares Means

trat\*fase Effect Sliced by trat for desajuste

trat	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
1	2	33474	16737	33.91	<.0001
2	2	10944	5471.883930	11.09	<.0001
3	2	182225	91112	184.59	<.0001
4	2	219574	109787	222.42	<.0001

The UNI VARI ATE Procedure  
Variable: r

Moments

N	120	Sum Weights	120
Mean	0	Sum Observations	0
Std Deviation	17.2813418	Variance	298.644774
Skewness	-0.2623159	Kurtosis	0.31965863
Uncorrected SS	35538.7281	Corrected SS	35538.7281
Coeff Variation	.	Std Error Mean	1.57756345

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.000000	Std Deviation	17.28134
Median	1.559000	Variance	298.64477
Mode	.	Range	99.66000
		Interquartile Range	20.68300

Tests for Location: Mu=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----
Student's t	t 0	Pr >  t  1.0000
Sign	M 5	Pr >=  M  0.4114
Signed Rank	S 140	Pr >=  S  0.7155

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----
Shapiro-Wilk	W 0.989693	Pr < W 0.5074
Kolmogorov-Smirnov	D 0.054056	Pr > D >0.1500
Cramer-von Mises	W Sq 0.054173	Pr > W Sq >0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.396782	Pr > A-Sq >0.2500

Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
100% Max	50.1773
99%	34.2973
95%	24.0540
90%	20.4253
75% Q3	10.7555
50% Median	1.5590
25% Q1	-9.9275
10%	-21.5637
5%	-32.7208

The UNI VARI ATE Procedure  
Variable: r

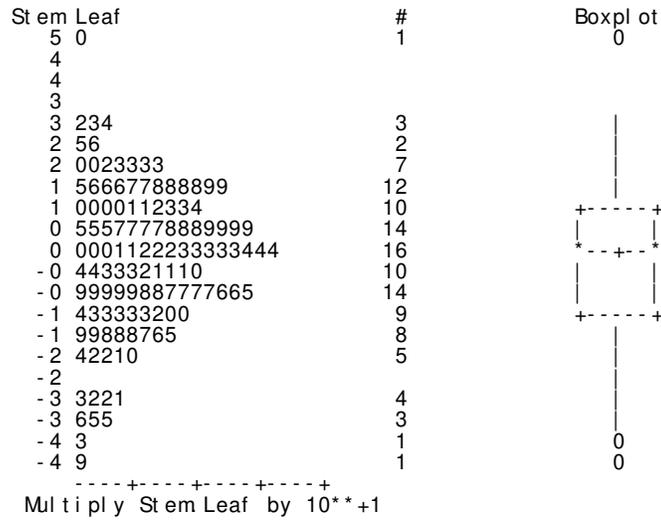
Quantiles (Definition 5)

Quantile	Estimate
1%	-42.9893
0% Min	-49.4827

Extreme Observations

-----Lowest-----		-----Highest-----	
Value	Obs	Value	Obs

-49.4827	78	25.8400	99
-42.9893	69	32.0653	29
-36.0413	4	32.5987	89
-35.3047	90	34.2973	76
-34.6647	86	50.1773	68



The UNIVARIATE Procedure  
 Variable: r

