



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



LUCIANA VALADARES OLIVEIRA
CIRURGIÃ-DENTISTA

Efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão sobre a desadaptação de infra-estruturas metálicas implantossuportadas

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 – SP

2007

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

OL4e	Oliveira, Luciana Valadares. Efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão sobre a desadaptação de infra-estruturas metálicas implantossuportadas. / Luciana Valadares Oliveira. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007. Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba. 1. Implante dentário. 2. Bis – Fenol A – Gicidil Metacrilato. 3. Polimetil Metacrilato. I. Mesquita, Marcelo Ferraz. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)
------	--

Título em Inglês: Influence of vennering material and spark erosion on marginal misfit of implant-suported frameworks

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implantation. 2. Bisphenol A – Gycidyl Methacrylate. 3. Polymethyl Methacrylate

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

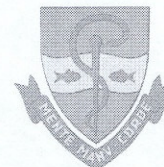
Banca Examinadora: Anderson Pinheiro de Freitas, Ana Lúcia Machado, Guilherme Elias Pessanha Henriques, Rafael Leonardo Xediek Consani, Marcelo Ferraz Mesquita

Data da Defesa: 26-06-2007

Programa de Pós-Graduação: 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 26 de Junho de 2007, considerou a candidata LUCIANA VALADARES OLIVEIRA aprovada.



PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA



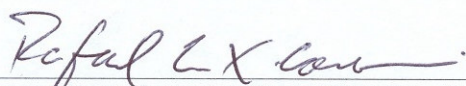
PROF. DR. ANDERSON PINHEIRO DE FREITAS



PROF. DRa. ANA LÚCIA MACHADO



PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES



PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Dedico este trabalho

À **Deus**, por sempre me guiar pelos caminhos certos.

Aos meus Pais, **Jaime e Gracinha**, pela presença constante e apoio. Vocês proporcionaram a realização dos meus sonhos, e fazem parte de todas as conquistas da minha vida.

Aos meus irmãos, **Duda e Rafa**, pela amizade e companheirismo em todos os momentos.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, Professor Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP. Exemplo de caráter e profissionalismo. Obrigada pela confiança em mim depositada durante todo o curso de Pós-Graduação e para a realização desse trabalho. Agradeço pelo incentivo constante e principalmente, pela grande amizade.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas – (FOP-UNICAMP), na pessoa de seu diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**.

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

À **FAPESP** – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pelo Auxílio à Pesquisa concedido (Processo nº 2004/13629-5).

Ao **CNPQ** - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pela bolsa de estudo concedida (Processo nº 141149/2005-1).

A **Conexão Sistema de Próteses**, pela doação de componentes protéticos utilizados na realização do experimento.

A **Maurício Cariello e Wagner Fragoso**, pela grande amizade. Meus amigos e minha família em Piracicaba.

A **Márcia Mika Nakaoka**, pela sincera amizade e pelos muitos e ótimos momentos compartilhados durante toda a pós-graduação, e em especial, durante a realização deste trabalho.

A **Andréa Lira**, pela amizade, que começou nos tempos da faculdade e tornou-se maior durante o convívio em Piracicaba.

A **Luiz Gustavo e Cláudia Daroz**, pelos ótimos momentos compartilhados durante esse período, e pela amizade.

A **Maria Isabela Campos**, pela amizade sincera, que se iniciou na convivência durante esses anos de pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pelo Microscópio e equipamento de Eletroerosão utilizados no estudo.

Ao **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, pela amizade e oportunidade de dividir as experiências profissionais.

Ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, pela amizade e incentivo constante.

Aos amigos **Alexandre Espírito Santo, Larissa Cavalcanti, Mônica Costa**, pela amizade e convívio na faculdade.

A **Rita Borges**, pela grande amizade e por ter me acolhido por tantas vezes em São Paulo durante a realização desse trabalho.

Ao **Prof. Krunislave Antônio**, pelo incentivo e oportunidade de convivência durante o curso.

A **Sra. Maria Elisabete Cardenas**, pela amizade, disponibilidade e atenção em todos os momentos, além do valioso auxílio durante a realização deste trabalho.

A **Sra. Joselena Casati Lodi**, por todo o carinho sempre demonstrado.

À todos do **Laboratório de Prótese Vaiazzi**, em especial a **Rômulo Gavazzi Netto** (*in memorian*), **Edivan, Gregório e Danilo**, pela disponibilidade e auxílio durante a execução desse trabalho.

Aos **Profs. Drs. Célia Mariza rizatti Barbosa, Luis Roberto Marcondes Martins e Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, pela avaliação do presente trabalho no exame de qualificação.

À **Shirley Moreto e Juliana de Souza** por toda atenção e paciência durante o curso.

Aos **Profs. do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica** da FOP – UNICAMP.

A todos os colegas de Pós-Graduação da FOP – UNICAMP.

A **Érica A. Pinho Sinhoreti e Raquel Q. Marcondes César Sacchi**, pela atenção e auxílio durante o curso.

A toda minha família pelo apoio em todos os momentos.

A todos meus amigos que, mesmo distantes, estiveram sempre torcendo por mim.

A todos que indiretamente auxiliaram na elaboração desse trabalho.

Meus sinceros agradecimentos

Nunca ande pelo caminho traçado, pois ele conduz somente até onde os outros foram”.

Alexandre Graham Bell

RESUMO

As distorções oriundas das técnicas de aplicação dos revestimentos estéticos sobre infra-estruturas metálicas de próteses fixas podem resultar em margens cervicais desadaptadas. Este trabalho avaliou o efeito do tipo de revestimento estético, da simulação dos ciclos de cocção da porcelana e da eletroerosão sobre o desajuste de infra-estruturas implantossuportadas. Foi utilizada uma matriz metálica simulando um arco mandibular, contendo 5 pilares intermediários do tipo Microunit (Conexão Sistema de Próteses, Brasil). Sobre essa matriz, foram enceradas 40 infra-estruturas, fundidas em liga de CoCr (Remanium 2000, Alemanha). Para cada infra-estrutura, foi confeccionado um *index*, parafusando-se 5 réplicas em cada uma das infra-estruturas. Esse conjunto foi posicionado em gesso pedra especial com auxílio de delineador, antes da aplicação dos revestimentos estéticos, para avaliar o desajuste provocado apenas pela fase de aplicação dos revestimentos estéticos e ciclo de cocção da porcelana. As infra-estruturas foram separadas aleatoriamente: G1: resina acrílica termopolimerizável (Clássico, Clássico, Brasil); G2: resina fotopolimerizável (Versyo.com, Heraeus Kulzer, Brasil); G3: porcelana (Carmen, Dentaurem, Alemanha); G4: simulação dos ciclos de cocção da porcelana. Antes da aplicação dos revestimentos estéticos, foi realizada a avaliação do desajuste marginal sobre o *index*, após aperto de 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 no outro implante mais distal (E), para mensuração nos implantes A e C. As leituras foram realizadas utilizando microscópio mensurador (STN – Olympus Optical, Japão). Procedeu-se o processo de eletroerosão (Tel Med Technologies, EUA), e novamente avaliação do desajuste marginal. Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e 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: 56,97 μm ($\pm 16,86$); G2: 43,27 μm ($\pm 16,49$); G3: 49,26 μm ($\pm 17,11$); G4: 40,66 μm ($\pm 10,85$). A aplicação dos revestimentos estéticos e simulação dos ciclos de cocção da porcelana aumentaram significativamente os valores médios de desajuste marginal para todos os grupos: G1:

170,01 μm ($\pm 53,98$); G2: 72,32 μm ($\pm 27,49$); G3: 164,84 μm ($\pm 27,67$); e G4: 86,28 μm ($\pm 20,01$). Os grupos G1 e G3 não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, mas apresentaram diferença quando comparados aos G2 e G4. Após eletroerosão, as médias de desajuste marginal apresentaram valores significativamente menores para os grupos: G1: 108,54 μm ($\pm 40,75$); G3: 109,61 μm ($\pm 24,42$); e G4: 59,63 μm ($\pm 22,13$). A média de desajuste marginal para o grupo de resina fotopolimerizável não apresentou diferença estatística significativa: G2: 49,70 μm ($\pm 16,65$). Como observado anteriormente, os grupos G1 e G3 não apresentaram diferença estatística significativa, mas ambos apresentaram diferença dos grupos G2 e G4. Conclui-se que os revestimentos estéticos em resina acrílica e porcelana produzem os maiores valores de desajuste marginal para próteses implantossuportadas, enquanto a resina fotopolimerizável, os menores. A aplicação de porcelana resultou em maiores valores de desajuste marginal que apenas a simulação dos ciclos de cocção. A eletroerosão foi eficaz na redução dos desajustes marginais até os limites considerados clinicamente aceitáveis.

Palavras-chave: Prótese sobre implantes, Porcelana, 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 Co-Cr (Remanium 2000, 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 (Carmen, 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: 56.97(± 16.86); G2: 43.27(± 16.49); G3: 49.26(± 17.11); G4: 40.66(± 10.85). The application veneering materials and the simulation of porcelain firing cycle increased significantly the misfit mean values of all groups: G1: 170.01 µm (±53.98); G2: 72.32 µm (±27.49); G3: 164.84 µm (±27.67); e G4: 86.28 µm (±20.01). 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 values decreased significantly for the following groups: G1: 108.54 µm (±40.75); G3: 109.61 µm (±24.42); and G4: 59.63 µm (±22.13). The light curing group decreased the marginal gap mean values, but not significantly after the spark erosion procedure: G2: 49.70 µm (±16.65). 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 only. The spark erosion procedure was efficacious in reducing the frameworks marginal gaps to the levels clinically accepted for all groups evaluated.

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

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	21
4 MATERIAL E MÉTODOS	22
5 RESULTADOS	53
6 DISCUSSÃO	55
7 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61
ANEXOS	65

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes ósseo-integrados tornou-se uma opção comum de tratamento nos últimos 25 anos, sendo uma alternativa à reabilitação com próteses convencionais. Estudos confirmam a longevidade do tratamento com próteses fixas implanto-suportadas em pacientes desdentados parciais e totais (Aparício, 1994; Jemt, 1994; 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 altamente nobres gerou a procura por ligas alternativas. Vários substitutos do ouro e suas ligas têm sido relatados: ligas de cobalto-cromo (Hulterström & Nilsson, 1994), ligas de prata-paládio (Zervas *et al.*, 1999) e titânio (Jemt *et al.*, 1999).

A utilização de ligas de metais básicos, como cobalto-cromo para infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas oferece inúmeras vantagens. Essa liga é de baixo custo, quando comparada ao ouro, oferecendo combinação de propriedades favoráveis, como alto módulo de elasticidade, biocompatibilidade, baixo peso específico e resistência à corrosão (Hulterstrom& Nilsson, 1994). Aliado a esses fatores, a acessibilidade da técnica de fundição dessa liga faz com que haja preferência pela sua utilização.

Embora a interface osso-implante seja confiável, complicações clínicas ainda podem ocorrer devido a problemas técnicos, que incluem incapacidade tanto na confecção de infra-estruturas protéticas com íntima adaptação como para corrigir essas desadaptações (Zervas *et al.*, 1999). Próteses mal adaptadas sobre implantes osseointegrados podem levar desde a fratura do parafuso entre *abutment* e implante, até estimular o processo de reabsorção óssea, levando à eventual perda do implante (Sahin & Cehreli, 2001). Dessa maneira, a adaptação precisa entre as infra-estruturas metálicas e os *abutments* é de grande importância, pois reduz a tensão na própria infra-estrutura, nos componentes dos implantes

e osso adjacente (Jemt *et al.*, 1991). Estudos clínicos longitudinais relatam que complicações protéticas ocorridas em reabilitações sobre implantes estão relacionadas à falha ou fratura dos componentes protéticos. Isso inclui afrouxamento de parafusos protéticos e parafuso do pilar intermediário, fratura dos cilindros de ouro e da infra-estrutura, além da possibilidade de perda óssea. Alguns autores inferem essas falhas ao desajuste marginal, que pode estar presente em próteses sobre implantes, principalmente em reabilitação que 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: do processo de fundição, onde ocorre desajuste durante enceramento, da inclusão do revestimento e da fundição propriamente dita (Romero *et al.*, 2000); quando se obtém infra-estruturas metálicas do tipo monobloco (Schiffleger *et al.*, 1985); presença de irregularidades nas bordas e porção interna de pilares intermediários do tipo UCLA e na base de assentamento do parafuso (Schmitt *et al.*, 1995; Schmitt & Chance, 1995; Evans, 1997). A aplicação de porcelana aumenta a distorção de infra-estruturas de próteses fixas convencionais (Bridger & Nicholls, 1981; Faucher & Nicholls, 1981) e de próteses sobre implantes (Byrne *et al.*, 1998). O tipo de liga, contração da porcelana após os ciclos de cocção, coeficientes térmicos diferentes entre porcelana e liga, forma da infra-estrutura metálica, são possíveis causas de distorção (Romero *et al.*, 2002). A resina acrílica, bastante utilizada sobre infra-estruturas de próteses fixas sobre implantes, também promove desajuste da infra-estrutura metálica (Jemt, 1991, Jemt *et al.*, 1999). Atualmente, está em estudo resina fotopolimerizável não termoplástica, que, segundo o fabricante, é resistente às influências de temperatura e evita a distorção de infra-estruturas.

Diversos procedimentos têm sido empregados para minimizar o desajuste das infra-estruturas e transferência de cargas ao osso/implante (Silva, 2003; Contreras, 2004). A eletroerosão (EDM) é o método alternativo para redução do desajuste de infra-estruturas e consiste no refinamento das bordas marginais por meio de processo de usinagem sem pressão. A técnica permite obtenção de níveis aceitáveis de adaptação sem que a peça seja seccionada, podendo ser aplicada sem comprometer a resistência da infra-estrutura, mesmo

após a aplicação do revestimento estético. O mecanismo de funcionamento está relacionado com a readaptação das margens cervicais por meio de um processo que envolve descargas elétricas leves entre o eletrodo (ânodo) e a restauração metálica (cátodo) e transferência de íons. A superfície usinada é bombardeada com pulsos de energia elétrica de alta intensidade que gradualmente fundem o metal até que a configuração desejada seja obtida (Van Roekel, 1992a; Van Roekel, 1992b, Weber & Frank, 1993).

A aplicação de revestimentos estéticos pode promover desadaptação de infra-estruturas metálicas. Porém, não existem na literatura relatos que comparem a utilização de diferentes tipos de revestimentos estéticos sobre o desajuste marginal de próteses totais fixas implantossuportadas. Ainda não está definido se o desajuste observado após a aplicação da porcelana é resultado somente da temperatura de cocção ou pela sua associação com a presença da porcelana. Além disso, não existem trabalhos que avaliem a efetividade do processo de eletroerosão sobre a desadaptação desse tipo de prótese, além das descrições de caso. Dessa maneira, este trabalho se propôs a avaliar o efeito da aplicação de revestimentos estéticos, da simulação dos ciclos de cocção da porcelana e do processo de eletroerosão sobre infra-estruturas de próteses sobre implantossuportadas.

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 porcelana 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 porcelana, ocorreu contaminação na região interna da infra-estrutura metálica com porcelana, 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 porcelana. 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 (7 com aplicação de porcelana e 3 controle). Os autores avaliaram o desajuste após fundição, oxidação, opaco, primeira e segunda camada de dentina, glaze e remoção da porcelana. Os autores observaram que as distorções ocorreram em todas as fases de aplicação da porcelana, 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 porcelana. 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 porcelana.

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 porcelana. 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 das próteses sobre implantes. 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 estresses superiores à 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.

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

Schiffleger *et al.*, em 1985 avaliaram a fundição de infra-estruturas para próteses parciais fixas. Foram confeccionados 18 corpos de prova, simulando próteses parciais de três, quatro e cinco elementos. O desajuste marginal foi avaliado antes e após seccionamento da peça. 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 possuíam 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 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 2 semanas), sendo que quase todos os parafusos retorqueados neste primeiro controle se apresentaram estáveis no controle seguinte (113 próteses). Apenas 7 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 termoelétrico 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 sequência 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 5 anos. Durante o período de avaliação, 7 implantes foram perdidos, sem contudo, 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 relatada foi a fadiga da resina acrílica do revestimento estático, seguida da perda do parafuso protético.

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 a próteses parciais removíveis.

Em 1994, Aparicio avaliou clinicamente 64 próteses metalocerâmicas. O autor relatou, inicialmente, a importância do assentamento passivo nas reabilitações com implantes ósseointegrados, incluindo a dificuldade de sua obtenção quando próteses metalocerâmicas são confeccionadas, devido à proximidade do ponto de fusão do metal e da porcelana, distorção da infra-estrutura durante a cocção, além da técnica de soldagem precisa necessária. 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 2 e 4 semanas, 3 meses e 1 ano. Para a confecção das infra-estruturas, foi realizado um alívio para permitir espaço para o agente cimentante, com resina acrílica. 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 porcelana, 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 um 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, e pelo teste do parafuso único, e 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 uma prótese

metalocerâmica reduziu a dificuldade de obter assentamento passivo, praticamente eliminando a etapa de solda após a aplicação da porcelana. 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 porcelana.

Carlson & Carlson, em 1994, relataram complicações freqüentes em pacientes reabilitados com próteses fixas e removíveis sobre implantes. Dezesesseis clínicas de prótese participaram do estudo, e o número de protesistas variaram entre 1 e 4, sendo 2 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 à resina acrílica, seguida pela porcelana 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 à 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 apresentado 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 5 anos, 76 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 1 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. Nenhum implante, pilar ou parafuso protético sofreram fratura, e apenas 4 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 porcelana 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 porcelana, 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 micro segundos. Todo o processo é realizado quando o conjunto é imerso em um líquido dielétrico, que evita o aquecimento da infra-estrutura. O autor citou ainda as desvantagens da técnica, como alta complexidade e custo.

Em 1995, Schimitt *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 porcelana.

Jemt & Book, em 1996 correlacionaram o desajuste de próteses fixas sobre implantes e a perda óssea marginal. Foram avaliados 2 grupos, cada um composto por 7 pacientes, os quais foram reabilitados com prótese total fixa sobre implantes superior. O primeiro grupo foi avaliado prospectivamente por 1 ano, enquanto o segundo, retrospectivamente por 5 anos. A adaptação das próteses foi avaliada por técnica fotogramétrica tridimensional e 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 uma 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.

Anusavice, em 1996 relatou que a contração observada na resina é mais de natureza térmica, isto é, durante o resfriamento, ocorre contração diferença da temperatura de transição (temperatura que a resina sofre contração) e à ambiente. A contração de polimerização é parcialmente inibida devido à adesão da resina às paredes do molde, oferecendo resistência à contração, a liberação das tensões de contração induzidas na resina durante a expansão térmica e por um escoamento da resina devido à liberação de tensões do gesso contido na mufla.

Segundo Evans, em 1997, constantemente são encontradas discrepâncias entre infra-estrutura metálica e *abutments* de próteses. O autor citou 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.

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 porcelana, com cinco corpos de prova em cada grupo. Os autores observaram que os pilares pré-fabricados (Ceraone[®]) e pré-fabricados com sobrefundição, com ou sem ciclo de queima de porcelana apresentam melhor adaptação marginal que os componentes calcináveis. Os autores concluíram que a influência dos ciclos de porcelana 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 porcelana.

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 5 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 em longo prazo, e sugeriram que desajustes menores que 150 μm 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 subgengivais. 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°) é permitido 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 50 anos, que se queixava de prótese total superior mal adaptada. O paciente recebeu 7 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 porcelana em próteses parciais fixas sobre parafusadas sobre implantes. Foram confeccionados 5 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 porcelana, 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 porcelana. 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 porcelana 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 30 infra-estruturas em liga de ouro, a partir de uma matriz com dois implantes. Vinte infra-estruturas foram seccionadas, e 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 porcelana. 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 porcelana, 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 uma 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 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 5 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 um 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 porcelana 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 porcelana. 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 porcelana 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, utilizaram 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.

Stiven descreveu o material Versyo.com. Segundo a publicação, esse material é indicado para construção de bases de próteses parciais removíveis, reembasamentos e reparos. Além dessas indicações, pode ser ainda utilizada na ortodontia e implantodontia. A composição dessa resina é semelhante à do material Artglass (Heraeus Kulzer), polímero de vidro baseado na combinação de um novo material de carga originário de vidros cerâmicos. A diferença é que a resina Versyo.com possui menos aditivos inorgânicos, aumentando a flexibilidade desse material. A resina é composta pelo monômero de Bowen, não contém peróxidos e o monômero metil metacrilato é substituído por moléculas de alto peso, como os di-metacrilatos. Essa substituição por monômeros de alto peso molecular resulta em menor contração de polimerização. É fornecida em duas consistências: uma menos viscosa, com consistência de mel, indicada para preenchimento de depressões e detalhes, como região interproximal dos dentes; a outra, mais densa, que pode ser modelada e controlada, ideal para preenchimento de grandes regiões como palato, para reembasamentos e consertos. O controle das consistências da resina pode ser realizado por uma pré-polimerização, realizada por 10 segundos, e a construção pode ser realizada em camadas. Uma matriz transparente, com capacidade de transmitir luz também é utilizada, assegurando que a resina é polimerizada por completo. A polimerização final é realizada por 90 segundos, com luz estroboscópica; contudo, a resina polimeriza na maioria das unidades de fotopolimerização.

3 PROPOSIÇÃO

Levando-se em consideração a importância da verificação de qual tipo de revestimento estético promove os valores de desajuste marginal mais elevados para infra-estruturas metálicas de prótese sobre implantes, e a eficácia do processo de eletroerosão na redução desses desajustes, este trabalho propôs-se avaliar:

a. o efeito da aplicação de três revestimentos estéticos, resina acrílica termopolimerizável, resina fotopolimerizável, porcelana, e da simulação dos ciclos de cocção da porcelana no desajustes marginal de infra-estruturas de próteses sobre implantes;

b. a efetividade do processo de eletroerosão na redução do desajuste marginal de infra-estruturas de prótese sobre implantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Materiais

Os materiais utilizados no presente estudo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Material, fabricante e marca comercial.

Material	Fabricante/Cidade	Marca Comercial
Revestimento	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha	Castorit – super C
Liga Metálica	Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha)	Remanium 2000
Porcelana	Esprident, Ispringen – Alemanha	Carmen
Resina Acrílica Termopolimerizável	Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, Brasil)	Clássico
Resina Fotopolimerizável	Heraeus Kulzer São Paulo, SP, Brasil	Versyo.com

4.2 Método

4.2.1 Confeção do Modelo Mestre

Para a confecção do modelo mestre, foi utilizada matriz metálica em forma de arco mandibular desdentado, composta de duas partes principais: uma matriz superior e uma base heptagonal (Figura 1a). 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 para peças múltiplas padrão Branemark, com plataforma de 4,1 mm (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo,

SP - Brasil). As réplicas foram imobilizadas por parafusos transversais, permanecendo posicionadas paralelamente entre si (A, B, C, D e E) (Figuras 1b).

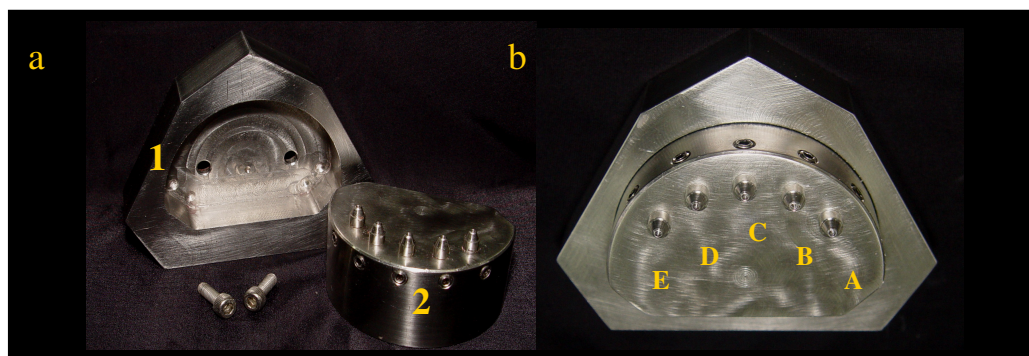


Figura 1: (a) matriz metálica (1. base heptagonal; 2. matriz superior); (b) *abutments* tipo Microunit posicionados na matriz metálica.

A base heptagonal 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.

4.2.2 Confeção do Modelo Mestre

Para a confecção da moldeira individual, foi obtido um modelo em gesso pedra tipo III (Herodent, Vigodent, São Paulo, SP – Brasil), a partir de uma moldagem preliminar da matriz com transferentes cônicos (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil). 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 posicionadas as réplicas dos pilares Micro-unit (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil). A obtenção do alívio para o material de moldagem foi realizada com cera nº 7 nesse 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, a qual tem a finalidade de prover acesso aos parafusos dos transferentes de moldagem quadrados.

4.2.3 Moldagem de Transferência

A moldagem de transferência foi realizada sobre a matriz metálica com os transferentes quadrados do *Microunit* e parafuso de trabalho (Conexão Sistema de Próteses, São Paulo, SP - Brasil) (Figura 2a). Foi realizada a amarra dos transferentes com fio dental (Figura 2b) e recobrimento com resina acrílica (Pattern-GC América, Alsip – IL-EUA) (Figura 2c).

A fim de reduzir as distorções provocadas pela contração de polimerização da resina, os transferentes foram separados e unidos novamente com pequenas porções de resina acrílica (Figura 2d). A moldeira previamente confeccionada (Figura 2e) foi preenchida com poliéter (Impregum Soft – 3M ESPE – São Paulo - Brasil), proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, injetado ao redor dos transferentes e no interior da moldeira. O conjunto material de moldagem/moldeira foi levado à matriz metálica para realização do procedimento de moldagem (Figura 2f). Após presa final do material (aproximadamente 6 minutos, segundo fabricante), os parafusos de trabalho foram desparafusados através da abertura superior da moldeira, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde, como referência para adaptação das réplicas (Figura 2g). O molde foi preenchido com gesso pedra tipo IV (Herostone – Vigodent, Rio de Janeiro, RJ), proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante (23ml de água para 100g de pó) e manipulado em espatulador à vácuo (Multivac 4 – Degussa Huls – Hanau - Alemanha) por 60 segundos. Após a completa cristalização do gesso, foi realizada a separação do modelo, juntamente com os respectivos transferentes (Figura 2h).

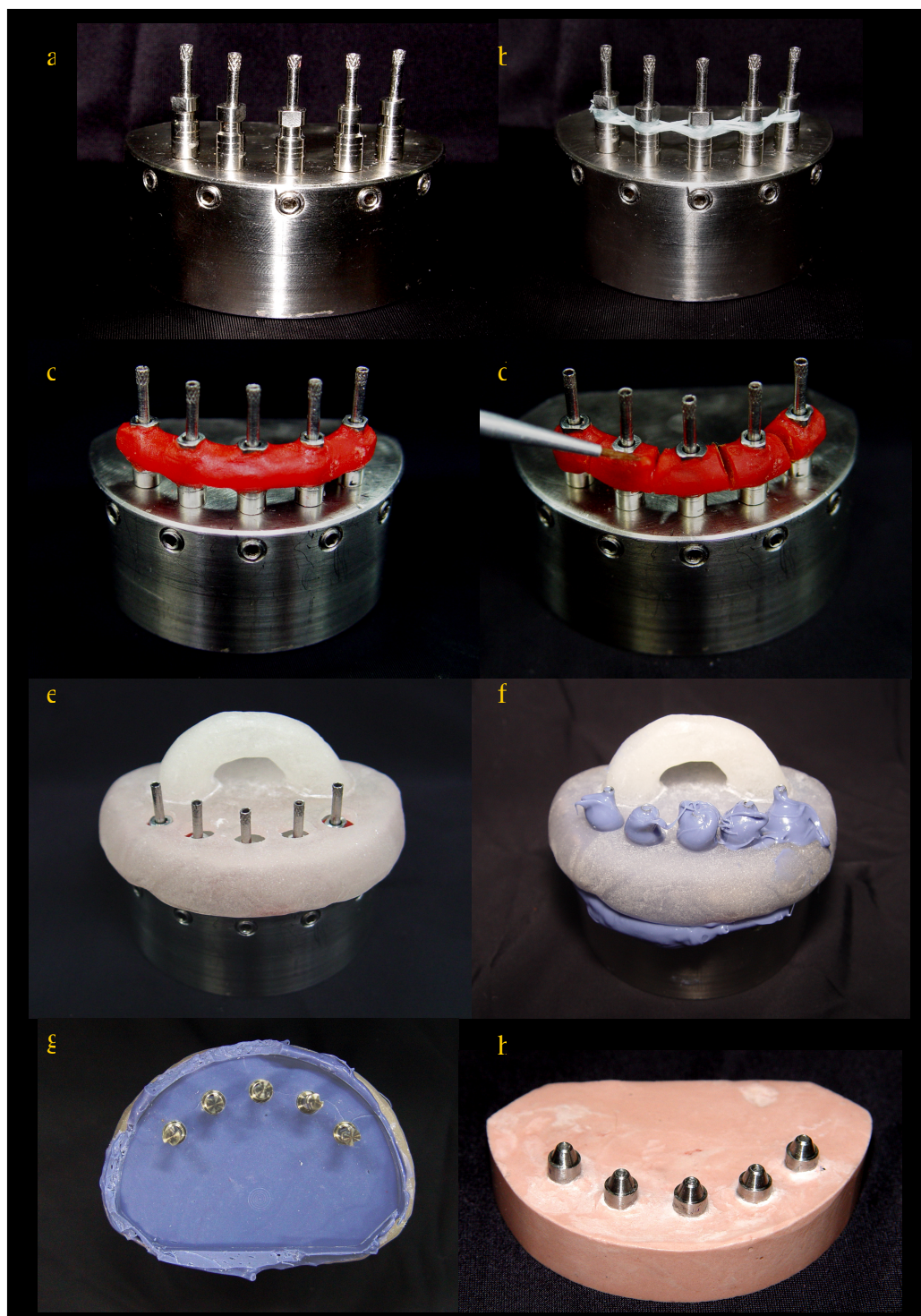


Figura 2: (a) transferentes quadrados posicionados; (b) união dos transferentes com fio dental; (c) união com resina acrílica; (d) separação e união dos transferentes com resina acrílica; (e) moldeira posicionada; (f) moldagem; (g) molde; (h) modelo finalizado.

4.2.4 Enceramento dos corpos de prova

Foi confeccionado um modelo mestre, sobre o qual foram encerados 20 corpos de prova para resina e 20 para porcelana, fundidos em liga de CoCr (Remanium 2000, Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha).

4.2.4.1 Corpos de Prova - Resina

Para a confecção dos corpos de prova, foram utilizados cilindros calcináveis de laboratório para Microunit (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo, SP, Brasil).

Os cilindros calcináveis foram posicionados sobre o modelo mestre, nas respectivas réplicas dos implantes, com os parafusos de estabilização do cilindro. Uma barra cilíndrica em cera de 4,0mm de diâmetro (Dentauro – Pforzheim - Alemanha) foi posicionada entre os cilindros calcináveis. Para unir as barras em cera aos cilindros, foi cera liquefeita azul (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo - Brasil). Nas extremidades livres, foi padronizada extensão distal de 10 mm de comprimento (Figura 3). Finalizado o enceramento, foi realizado o teste da adaptação, que compreendeu o aperto de um 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 nova adição de cera realizada.

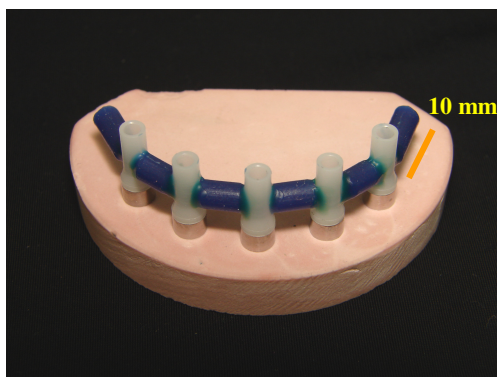


Figura 3: União dos cilindros calcináveis com bastões de cera, do grupo de resina acrílica.

4.2.4.2 Corpos de Prova - Porcelana

Para a confecção dos corpos de prova, foram utilizados cilindros calcináveis de laboratório para Microunit (Conexão Sistema de Próteses – São Paulo - Brasil).

Os cilindros calcináveis foram posicionados sobre o modelo mestre, nos respectivos implantes com os parafusos de estabilização do cilindro. Foi realizado enceramento de prótese fixa de dez elementos (Figura 4a). Nas extremidades livres, também foi padronizada a extensão distal de 10 mm de comprimento. O enceramento foi duplicado com silicone laboratorial, obtendo-se uma matriz capaz de reproduzir o padrão de cera com as mesmas características, padronizando, assim, os corpos de prova (Bridger & Nicholls, 1981) (Figura 4b). O teste da adaptação foi realizado da mesma maneira como citado no tópico 4.2.4.1.

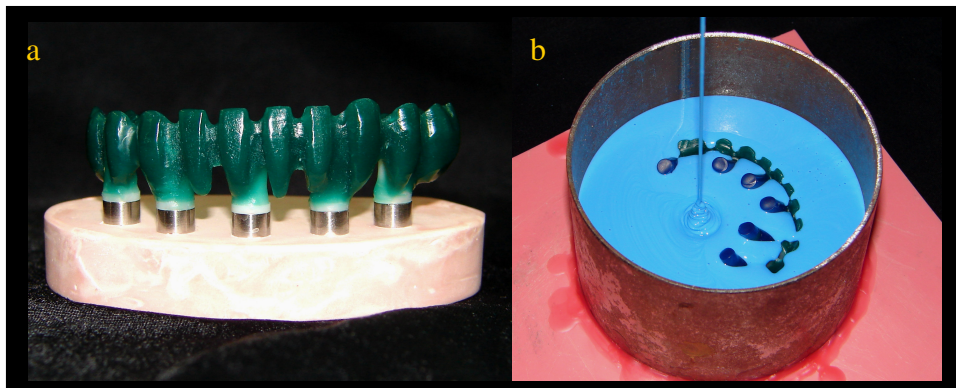


Figura 4: (a) enceramento da prótese fixa; (b) duplicação do enceramento.

4.2.5 Inclusão dos Corpos de Prova para Fundição

Sobre a superfície livre dos corpos de prova, foram fixados 6 bastões de cera (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha) (Figuras 5a e 5b), com 4,00 mm de diâmetro cada, os quais foram unidos a uma barra em forma de “U”, com 5,00 mm de diâmetro. Sobre essa barra, foram fixados perpendicularmente 2 bastões de cera do mesmo diâmetro, adaptados à base do anel de inclusão.

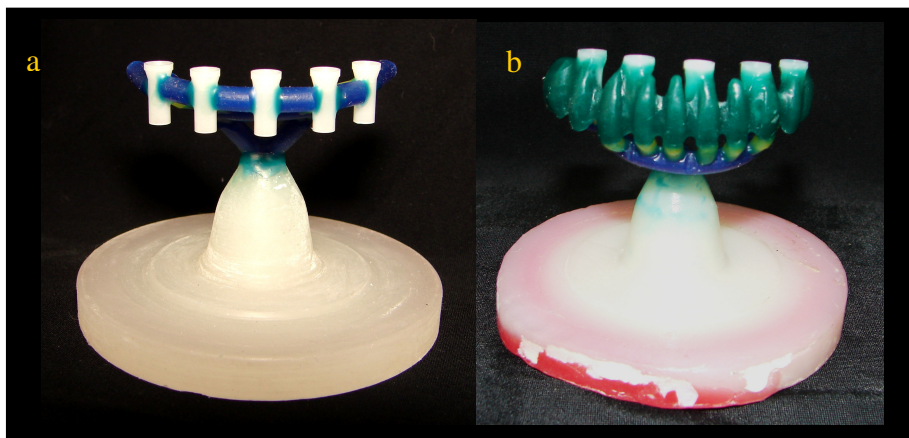


Figura 5: Inclusão dos corpos de prova: (a) resina; (b): porcelana.

O anel de silicone foi adaptado à base (Figura 6), e em toda a superfície do padrão de cera foi aplicado líquido umectante (Lubrofilm Dentaurum J. P. Winkelstroeter

KG – Pforzheim - Alemanha), o qual foi deixado à temperatura ambiente para secagem. Um anel foi preenchido com revestimento (Castorit – super C – Dentaurum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha), na proporção de 450g de pó para 102ml de líquido, conforme instruções do fabricante, e espatulado à vácuo por 60 segundos (Multivac 4 – Degussa Huls – Hanau - Alemanha). O conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel foi removido.



Figura 6: Enceramento posicionado no anel de silicone para fundição.

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 instruções do fabricante, conforme os ciclos especificados na Tabela 2.

Tabela 2 - Ciclos de aquecimento para o revestimento Castorit – Super C.

Temperatura Inicial (°C)	Velocidade de Aquecimento (°C/min)	Temperatura final (°C)	Tempo de Permanência (min)
Ambiente	5	250	60
250	5	950	30

4.2.6 Fundição dos Corpos de Prova

Para a fundição foram utilizadas 60g de liga metálica Remanium 2000, à base de Co-Cr-Mo-W (Remanium 2000 - Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha) (Tabela 3), fundida com chama de maçarico à oxigênio gás liquefeito de petróleo (Figura 7) e injetadas por centrifugação.

Tabela 3 - Composição da Liga Remanium 2000.

Liga	Fabricante	Composição
Remanium 2000	Dentauro J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim - Alemanha	61% Co; 25% Cr; 7% Mo; 5% W



Figura 7: Aquecimento da liga Co-Cr no cadinho, para fundição por centrifuga e maçarico.

Após o processo de fundição, o molde de revestimento foi esfriado à temperatura ambiente. Em seguida, foi utilizado jateador pneumático (Oxyker Dry – Flli Manfredi – Sofia, Itália) para fratura do revestimento e realizado o jateamento da infraestrutura (óxido de alumínio de granulação de 125 μm). Os condutos de alimentação foram cortados com disco de carborundum montado em torno de bancada. A estrutura foi novamente jateada com óxido de alumínio de granulação de 125 μm , com pressão de 4 bars, de acordo com as instruções do fabricante (Figuras 8a e 8b).

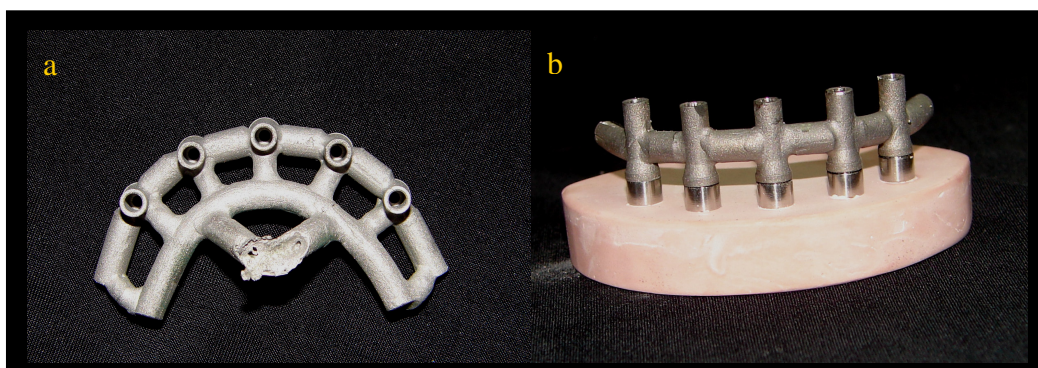


Figura 8: (A) infra-estrutura após desinclusão; (B) após jateamento.

4.2.7 Confeção do *Index*

Para cada infra-estrutura metálica foi confeccionado um *index*, com objetivo de 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 em perfeita 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), e o conjunto, posicionado em delineador para fixação. Gesso pedra especial foi proporcionado e manipulado como citado anteriormente (Herostone – Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), para confecção do *index* (Figura 9). Após completa cristalização do gesso, foi realizada a leitura do desajuste inicial, seguida da aplicação do revestimento estético.

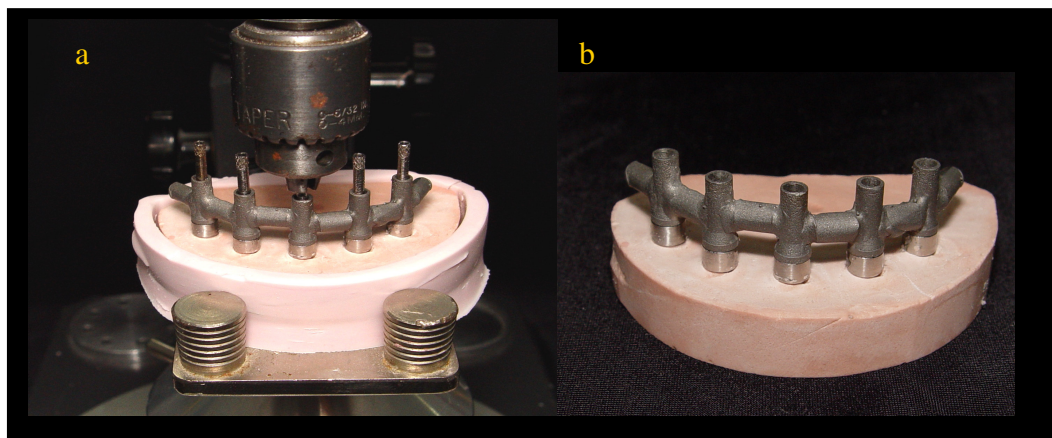


Figura 9: (A) adaptação das réplicas à infra-estrutura e posicionamento no delineador; (B) *Index* confeccionado.

4.2.8 Análise do Desajuste Marginal

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 μ m (Mikro Vision – Leika, Alemanha).

As estruturas foram encaixadas no *index*, e o parafuso de trabalho (142100) (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 10). 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).

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 distância foram realizadas três leituras entre os pontos

estabelecidos, através dos quais foi calculada a média aritmética, para posterior análise estatística.

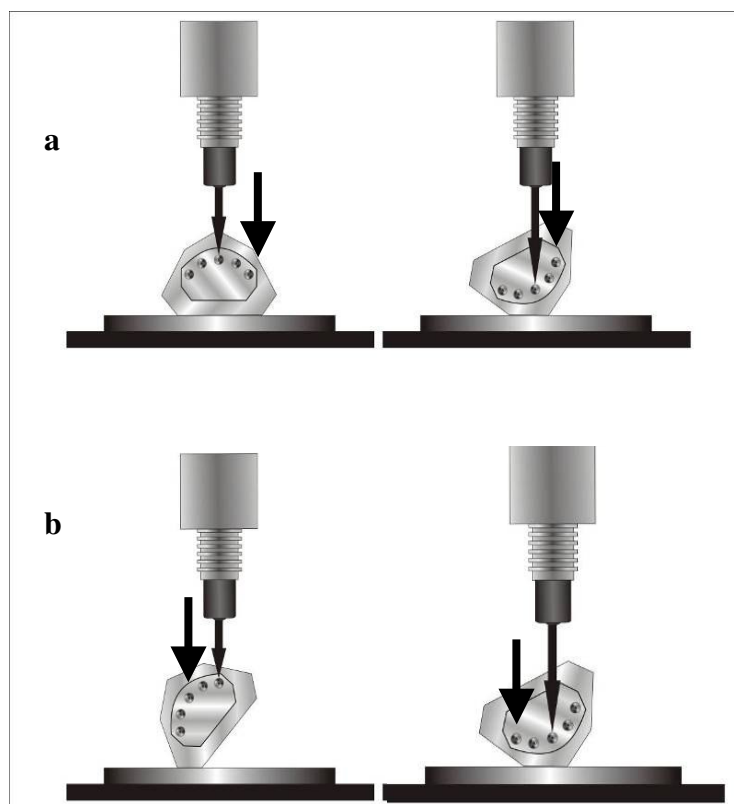


Figura 10: Leitura do desajuste marginal: (a) parafuso E apertado, e leitura no pilar A e C, na face vestibular e lingual; (b) parafuso A apertado, e leitura no pilar E e C, na face vestibular e lingual.

4.2.9 Aplicação dos Revestimentos Estéticos

Os corpos de prova foram separadas em quatro grupos, com 10 repetições cada, variando-se o revestimento estético:

G₁: Resina Acrílica Termopolimerizável;

G₂: Resina Fotopolimerizável;

G₃: Aplicação da Porcelana;

G₄: Simulação dos Ciclos de Cocção da Porcelana.

4.2.9.1 Resina Acrílica Termopolimerizável

As estruturas correspondentes ao grupo G₁ receberam resina acrílica termopolimerizável 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 11a). Em seguida, foi realizada uma muralha com silicone denso de polimerização por reação de condensação (Zeta Labor, Zhermack, São Paulo, SP, Brasil) a fim de padronizar a montagem dos dentes e o enceramento para todas as infra-estruturas (Figura 11b).

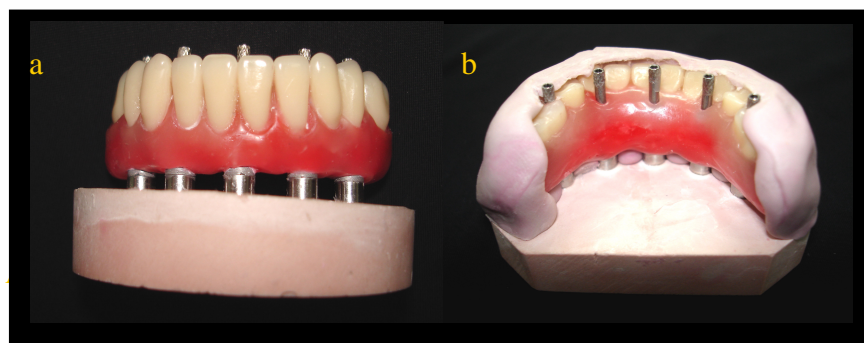


Figura 11: (a): enceramento da prótese fixa do tipo protocolo; (b) confecção da muralha de silicone.

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 e manipulado seguindo as recomendações do fabricante, como citado anteriormente (Figura 12).



Figura 12: Inclusão dos análogos com gesso.

Esse conjunto foi incluído na base da mufla nº 6 (Uraby, São Paulo, SP) com gesso comum (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ) (Figura 13a), proporcionado na relação de 100g de pó para 50 ml de água, seguindo as recomendações do fabricante. Após a cristalização do gesso, foi confeccionada uma muralha com gesso pedra tipo III (Herostone, Vigodent, São Paulo, SP – Brasil) (Figura 13b), proporcionado na relação de 100g de pó para 30 ml de água.



Figura 13: (a) prótese incluída; (b) muralha em gesso pedra.

A contra mufla foi posicionada e também preenchida com gesso pedra tipo III. O conjunto foi levado à prensa hidráulica de bancada (pressão de 1,25 toneladas durante 1

hora) (Figura 14), impedindo que a expansão do gesso cause desadaptação nas regiões de encaixe da mufla.



Figura 14: Prensagem do conjunto.

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 sistema opacificador (Sistema Tomaz Gomes de Caracterização, VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP) (Figura 15a e 15b).

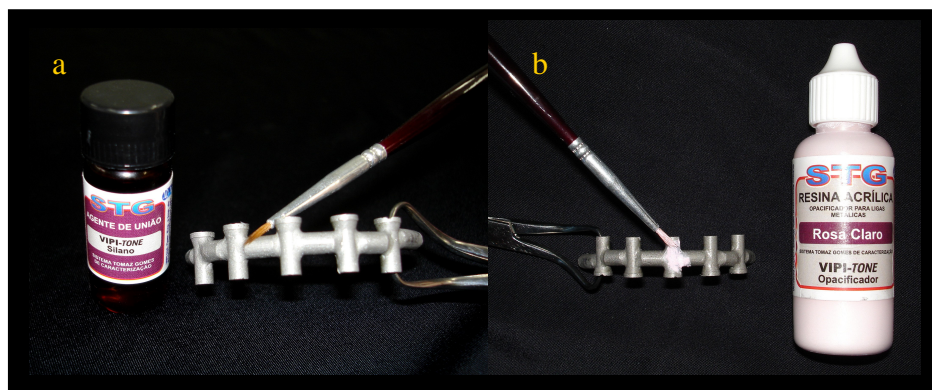


Figura 15: Aplicação do sistema opacificador: (a) silano; (b) opacificador.

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 dos parafusos, fechados com silicone (Zeta Labor, Zhermack, São Paulo, SP, Brasil).

Foi utilizada a resina Clássico (Clássico Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil), de acordo com as instruções do fabricante. O conjunto foi levado à prensa hidráulica a uma 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 em temperatura ambiente, até atingir 74 ± 2 °C e permanecendo por período de 9 horas nesta temperatura, quando foi retirada e deixada resfriar lentamente sobre a bancada até a temperatura ambiente. A infra-estrutura foi desincluda com cuidado (Figura 16a), realizado o acabamento com pedras montadas, polimento em torno de bancada, utilizando pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ) com escova, e branco de espanha (Herjos, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ) com escova de feltro (Figura 16b).

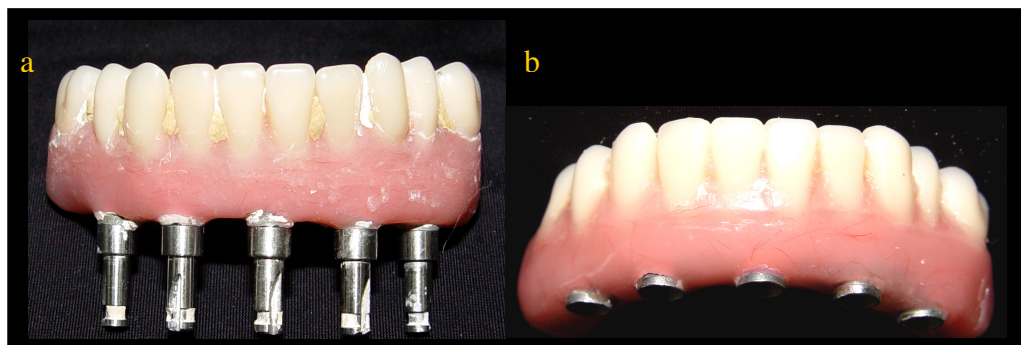


Figura 16: (a) prótese após desinclusão; (b) após acabamento e polimento.

Após o polimento, os corpos de prova foram armazenados em algodão embebido em água, e após período de 24 horas, realizou-se a leitura dos desajustes marginais para este grupo.

4.2.9.2 Aplicação da Resina Fotopolimerizável

As estruturas correspondentes ao grupo G_2 receberam a resina fotopolimerizável Versyo.com (Heraeus Kulzer São Paulo, SP, Brasil) como material de revestimento estético.

Após enceramento da infra-estrutura (Figura 17a) a partir da muralha em silicone do grupo G_1 , o conjunto foi posicionado em silicone denso de polimerização por reação de condensação (Zetalabor-Zeremarck, São Paulo – SP), para obtenção uma base para sustentar o corpo de prova durante a aplicação do material de revestimento (Figura 17b). Foi confeccionada uma muralha com resina fotopolimerizável (Versyo.putty – Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil) (Figura 17c) a fim de padronizar a aplicação da resina fotopolimerizável (Figura 17d). A muralha transparente foi fotopolimerizada por 90 segundos no aparelho UniX (Heraeus-Kulzer, São Paulo, SP, Brasil). Essa muralha, por ser transparente, permitiu a passagem de luz, garantindo a polimerização da resina Versyo.com.



Figura 17: (a) análogos posicionados na infra-estrutura encerada; (b) base de silicone; (c) material Versyo.putty; (d) muralha confeccionada.

Após a fotopolimerização da muralha, esta foi removida juntamente com a cera e os dentes (Figura 18a). Toda a cera foi removida da muralha, da barra e dos dentes artificiais (Figura 18b), seguindo-se a confecção de retenções e ranhuras na superfície cervical dos dentes (Figura 18c e 18d), seguindo as recomendações do fabricante.

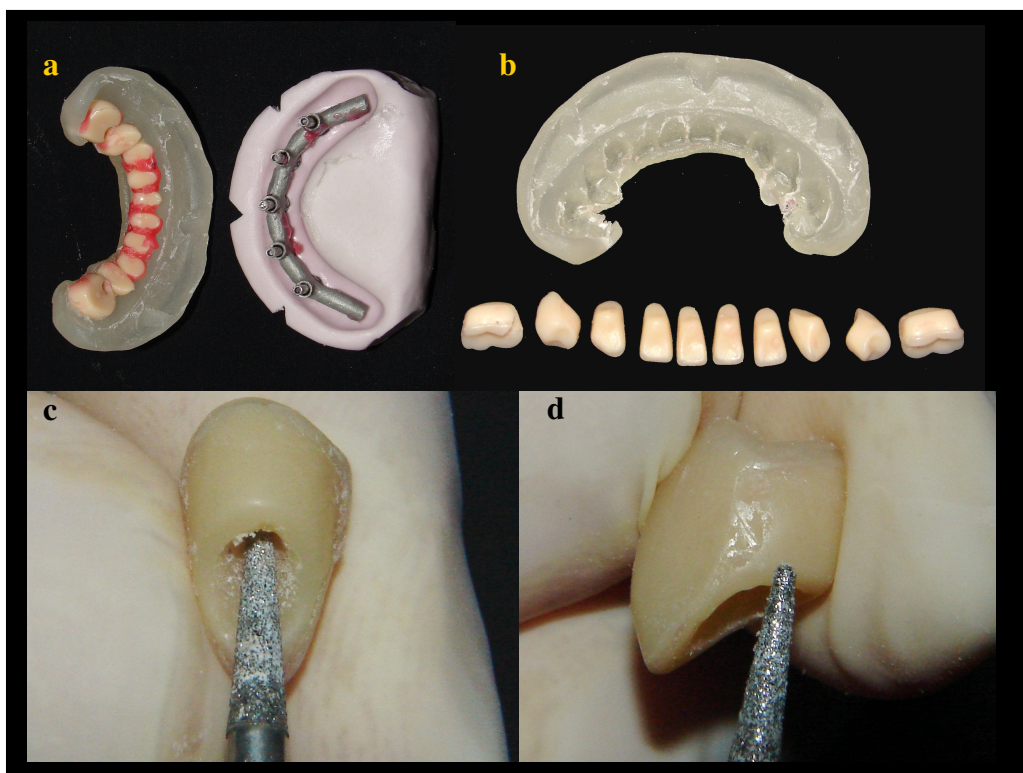


Figura 18: (a) separação da muralha da peça encerada; (b) muralha e dentes artificiais livres de cera; (c) confecção de retenção no dente artificial; (d) confecção de ranhuras no dente artificial.

A infra-estrutura foi desparafusada da base de silicone, e, juntamente com a muralha de resina fotopolimerizável transparente, foram isoladas com isolante específico do sistema (Versyo.sep, Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil) (Figura 19a, 19b e 19c). Foi aplicado sobre a infra-estrutura o opaco (Sistema Tomaz Gomes de Caracterização, VIPI Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP) (Figura 19d), como descrito no item 4.2.9.1.

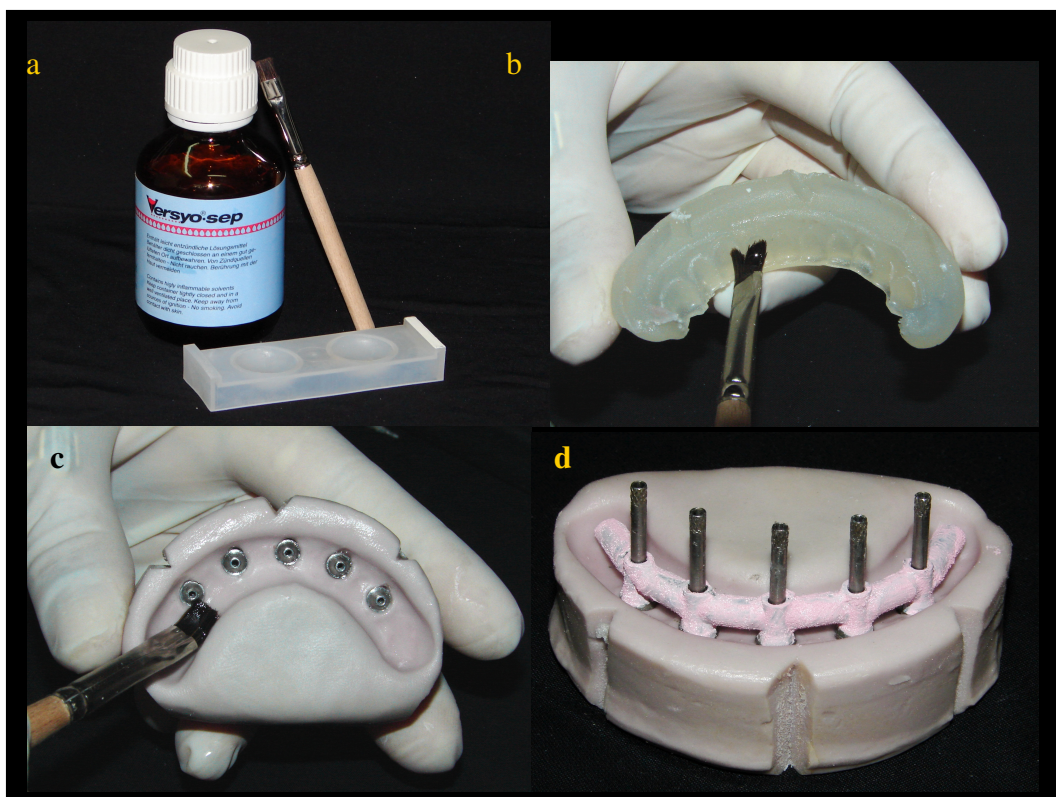


Figura 19: (a) isolante Versyo.sep; (b) isolamento da muralha; (c) isolamento da base de silicone; (d) opaco aplicado sobre a infra-estrutura.

Os dentes artificiais foram reposicionados na muralha (Figura 20a) com auxílio de uma pinça. 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 20b, 20c e 20d), fotopolimerizado no aparelho Heralight (Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil)

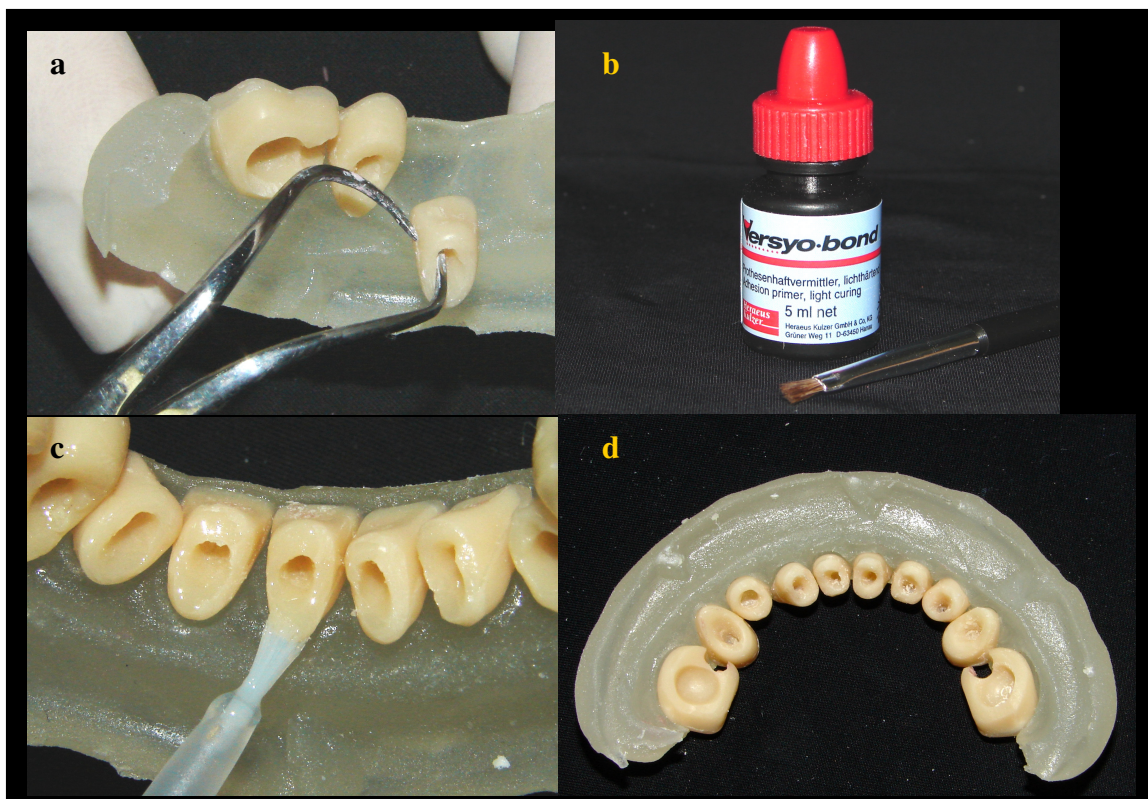


Figura 20: (A) reposicionamento dos dentes artificiais na muralha; (B) agente de união Versyo.bond; (C) aplicação do agente de união; (D) dentes reposicionados na muralha, após aplicação do agente de união.

A inserção da resina foi realizada em pequenas quantidades, com auxílio do aparelho de injeção da resina Versyo.jet (Heraeus Kulzer São Paulo SP – Brasil)(Figura 21a). A polimerização foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante, seguindo-se a pré-polimerização por 10 segundos, no aparelho fotopolimerizador Heralight (Figura 21b). A resina foi posicionada na infra-estrutura metálica e na base de silicone (Figura 21c), também em pequenas quantidades. Após inserção da resina nos dentes artificiais e na infra-estrutura, a muralha foi reposicionada na base de silicone. (Figura 21d).



Figura 21: (a) inserção da resina acrílica injetável nos dentes artificiais; (b) pré-polimerização da resina acrílica; (c) inserção da resina acrílica na infra-estrutura metálica; (d) posicionamento da muralha na base de silicone.

Foi inserida quantidade suficiente de resina até obter-se a conformação final da infra-estrutura (Figura 22a). Os parafusos de trabalho foram desrosqueados (Figura 22b), e a peça protética removida da base de silicone e da muralha (Figura 22c e 22d).



Figura 22: (a) inclusão de resina acrílica injetável; (b) separação da peça protética da base de silicone da muralha; (c) vista cervical da peça protética; (d) vista oclusal da peça protética.

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 23).



Figura 23: Polimerização final da resina fotopolimerizável no aparelho UniXS.

Após a polimerização final, realizou-se acabamento e polimento, como descrito para as peças protéticas confeccionadas em resina termopolimerizável. Após o polimento (Figura 24), os corpos de prova foram armazenados em algodão embebido em água, e após período de 24 horas, realizou-se a leitura dos desajustes marginais para este grupo.



Figura 24: Peça protética, após acabamento e polimento.

4.2.9.3 Aplicação da Porcelana

A porcelana utilizada e os ciclos de queima para as estruturas em Co-Cr estão descritas nas Tabelas 3 e 4, respectivamente. A porcelana é indicada pelo fabricante da liga utilizada no presente estudo.

Tabela 3 - Porcelana utilizada.

Porcelana	Fabricante	Componentes
Carmen	Esprident, Ispringen – Alemanha	Opaco universal, Dentina Opaca, Dentina, Líquido de Modelagem

Tabela 4 - Ciclos de queima da Porcelana Carmen.

	Opaco Universal	Dentina Opaca	Dentina 1	Dentina 2	Glaze
Temperatura Inicial (°C)	500	500	500	500	500
Temperatura Final (°C)	930	970	870	870	870
Tempo de Secagem (min)	6	8	8	6	4
Aumento de Temperatura (°C/min)	7	9	7	7	6
Tempo de Cocção (min)	1:00	1:00	1:00	1:00	1:00
Vácuo (bar)	6	9	9	9	-

A cocção da porcelana foi realizada em forno elétrico (Vulcan 3.550 NDI Box Furnace, Degussa, Hanau, Alemanha), de acordo com recomendações do fabricante. Para a liga utilizada no presente estudo, não foi necessário o processo de queima para a formação de camada de óxido, segundo as recomendações do fabricante.

Após o jateamento realizado ao final do procedimento de acabamento, as infra-estruturas foram submetidas à limpeza em ultra-som, com água destilada (Figura 25a).

A camada de pré-opaco foi a primeira a ser aplicada, com auxílio de pincel em fina camada, condensada por vibração (Figura 25b). A infra-estrutura foi posicionada na base do forno para a secagem do material, e a camada de pré-opaco foi submetida à temperatura de queima de 930 °C. Após a queima e tempo de resfriamento recomendado pelo fabricante, seguiu-se a aplicação da camada de opaco, também aplicada com pincel, e condensada por vibração (Figura 25c). A infra-estrutura foi levada ao forno para secagem, e a queima realizada à temperatura de 970 °C.

A parte referente ao corpo da porcelana foi aplicada em duas camadas (Dentina 1 e Dentina 2), da maneira mais uniforme possível (Figura 25 d, e, f e g). As camadas de corpo foram aplicadas com pincel e condensadas. A infra-estrutura foi levada ao forno para secagem e submetida à temperatura de 870 °C. Seguiu-se o acabamento da infra-estrutura com brocas diamantadas e discos de borracha. Após aplicação de ambas as camadas de corpo e acabamento em uma infra-estrutura, realizou-se a confecção de uma muralha de silicone (Zeta Labor, Zhermack, São Paulo, SP, Brasil) a fim de padronizar a aplicação da porcelana para todas as infra-estruturas. Posteriormente foi aplicada a camada de glaze, e a infra-estrutura novamente levada ao forno, à temperatura de 870 °C (Figura 25h). As infra-estruturas foram novamente jateadas com óxido de alumínio de granulação de 125 µm, a uma pressão de 4 bars, e limpas em ultra-som, com água destilada. Após a aplicação da porcelana em todas as infra-estruturas, foi realizada a leitura dos desajustes marginais.

Toda a aplicação da porcelana foi realizada por um operador experiente, e em todas as etapas da aplicação, tomou-se cuidado para que não houvesse resíduos de material nas margens da infra-estrutura.



Figura 25: (a) infra-estrutura após jateamento; (b) após aplicação da camada de pré-opaco; (c) após aplicação do opaco; (d) início da aplicação do corpo; (e) após queima da camada corpo; (f) completando a camada de corpo; (g) após a queima da camada de corpo; (H) após aplicação da camada de glaze.

4.2.9.4 Simulação dos Ciclos de Cocção da Porcelana

As infra-estruturas correspondentes ao grupo G_4 foram submetidas à simulação dos ciclos de cocção da porcelana para a liga de Co-Cr. As infra-estruturas foram posicionadas, em grupos de 2, em suporte para cocção da porcelana. Em seguida, foram submetidas à simulação dos ciclos de cocção da mesma porcelana aplicada nas infra-estruturas do grupo G_3 , de acordo com o Quadro 4.

4.2.10 Análise do Desajuste Marginal

O desajuste após a aplicação dos revestimentos estéticos e da simulação dos ciclos de cocção da porcelana foi mensurado da mesma forma descrita no tópico 4.2.8.

4.2.11 Processo de Eletroerosão

Após a leitura do desajuste marginal, antes e após a aplicação dos revestimentos estéticos e simulação dos ciclos de porcelana, todas as infra-estruturas foram submetidas, uma a uma, ao processo de eletroerosão, realizado na máquina de eletroerosão (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan - EUA). A eletroerosão é utilizada para reduzir o desajuste de infra-estruturas, através do refinamento das bordas marginais, por meio de descargas elétricas de alta energia. Para a realização desse processo, foi necessária obtenção de modelos em gesso contendo réplicas em cobre. Foi realizada a impressão da posição das réplicas dos pilares cônicos de cada *index*, através da união dos transferentes quadrados com resina acrílica ativada quimicamente (Pattern–GC América, Alsip – IL-EUA). Foram adaptadas as réplicas em cobre de pilares cônicos, e um fio de cobre envolveu e interligou cada réplica (Figura 26a), a fim de que a corrente elétrica fosse transmitida para toda a infra-estrutura metálica e à peça protética, realizando-se desgaste do revestimento estético, para deixar exposta pequena superfície de metal (Figura 26b). O conjunto infra-

estrutura/réplicas em cobre foi posicionado em delineador (Figura 26c), e gesso pedra especial tipo IV (Herostone – Vigodent, Rio de Janeiro, RJ) foi proporcionado e manipulado segundo as recomendações do fabricante, para a confecção do modelo, tomando-se o cuidado de deixar um pedaço de fio exposto (Figura 26d).

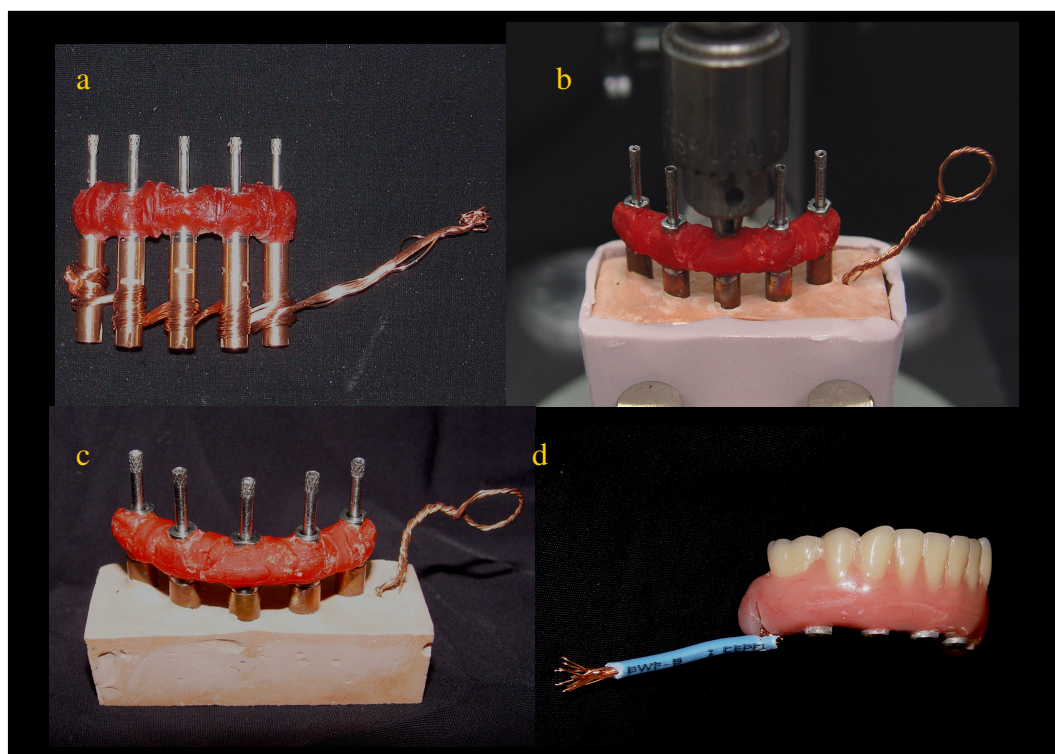


Figura 26: (a) fio de cobre envolvendo réplicas de cobre; (b) posicionamento do conjunto em delineador; (c) modelo finalizado; (d) fio envolvendo a infra-estrutura.

Os modelos contendo as réplicas em cobre foram fixados à base metálica do equipamento, com auxílio de adesivo à base de cianoacrilato (Super-Bonder, Loctite Brasil Ltd, Itapevi, SP, Brasil), e a infra-estrutura correspondente, à haste de movimentação vertical com resina acrílica ativada quimicamente (Pattern–GC América, Alsip – IL-EUA). Para passagem da corrente elétrica, o prolongamento do fio de cobre do modelo foi conectado ao pólo negativo do aparelho, e o fio que envolveu a peça protética, ao pólo positivo do aparelho, (Figura 27).

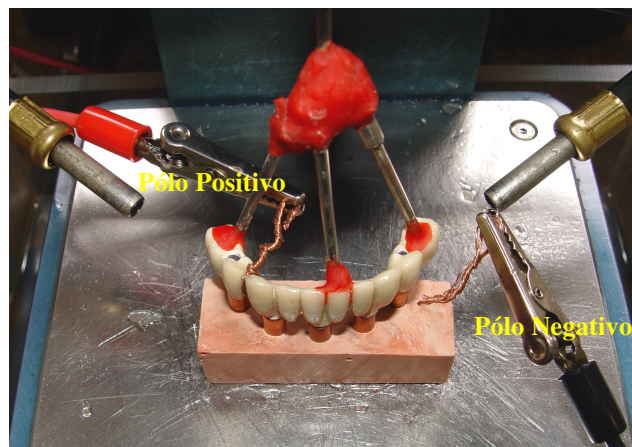


Figura 27: Máquina de EDM montada.

Para o início da eletroerosão, todo o conjunto foi imerso em líquido dielétrico (Tel Med Technologies – Port Huron – Michigan - EUA), que funcionou como isolante, condutor e refrigerante (Von Roekel, 1992; Evans 1997) (Figura 28).

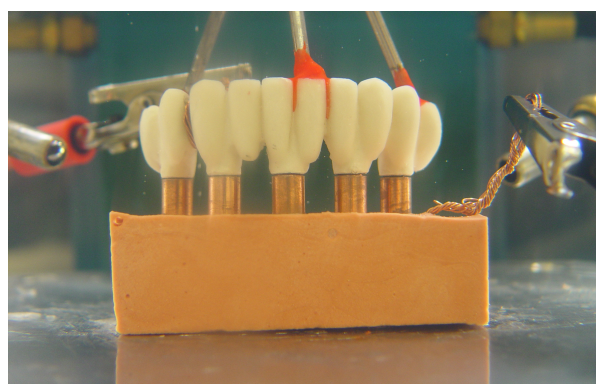


Figura 28: Conjunto imerso em líquido dielétrico para início do processo de EDM.

Os movimentos da haste vertical do aparelho foram controlados pela base geradora, que controlou 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 estabeleceu-se uma corrente elétrica, que gerou temperaturas de 3000 a 5000 °C (Weber & Frank, 1993). A energia vaporizou o metal no determinado ponto de interferência, refinando o término cervical. Ao fim do processo de eletroerosão, quando podiam ser observadas descargas elétricas ao redor de todos os pilares, cerca de 2 horas, o aparelho foi desligado, a infra-estrutura removida e novamente submetida à mensuração de desajuste.

4.2.12 Análise do Desajuste Marginal

O desajuste após o processo de eletroerosão foi mensurado da mesma forma descrita no tópico 4.2.8.

4.2.13 Forma de Análise dos Resultados

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 5 e as Figuras 29 e 30 apresentam as médias dos resultados obtidos nas comparações entre Tratamento e Tempo.

Tabela 5 - Valores médios de desajuste marginal em μm ($\pm$) desvio padrão.

Tratamento	Tempo		
	Inicial	Após Revesti Estético	Após EDM
Resina Termo	56,97 ($\pm$ 16,86) a, C	170,01 ($\pm$ 53,98) a, A	108,54($\pm$ 40,75) a, B
Resina Foto	43,27 ($\pm$ 16,49) a, B	72,32 ($\pm$ 27,49) b, A	49,70 ($\pm$ 16,65) b, B
Aplicação Porcelana	49,26 ($\pm$ 17,11) a, C	164,84 ($\pm$ 27,67) a, A	109,61 ($\pm$ 24,42) a, B
Simulação Porcelana	40,66 ($\pm$ 10,85) a, C	86,28 ($\pm$ 20,01) b, A	59,63 ($\pm$ 22,13) b, B

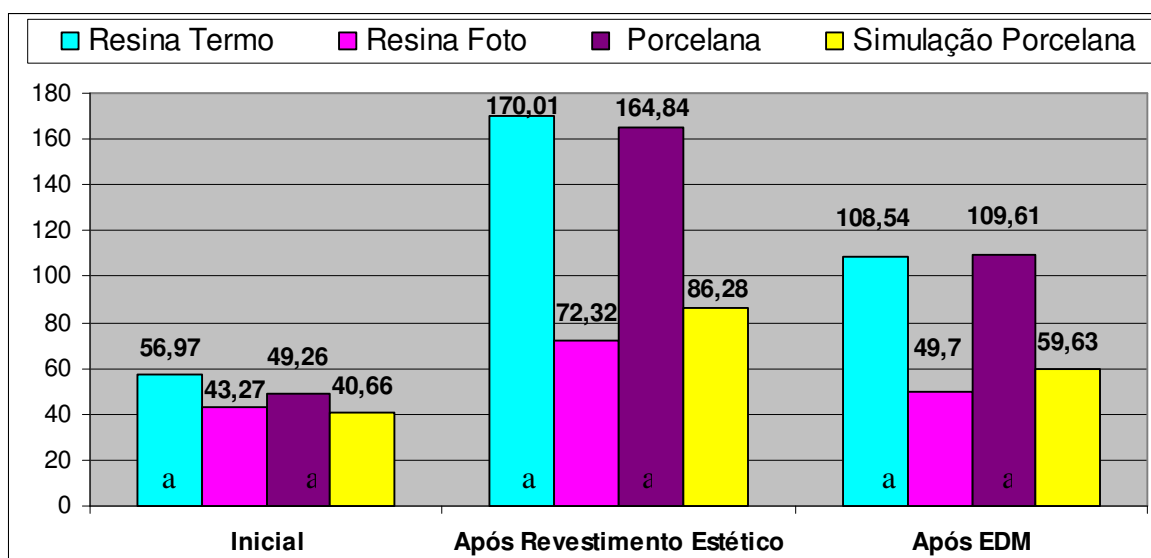


Figura 29: Valores médios de desajuste marginal em μm - Comparação entre Tratamentos
Médias seguidas das mesmas letras não diferem entre si, pelo teste de Tukey, em nível de 5% probabilidade.

Inicialmente, não foi observada diferença estatística significativa entre os grupos. Após a aplicação dos revestimentos estéticos, o grupo Resina Termo e o grupo Aplicação de Porcelana não apresentaram diferença estatística significativa entre si, mas

diferiram significativamente dos grupos Resina Foto e Simulação da Porcelana. Após a eletroerosão, as mesmas diferenças entre os grupos foram observadas.

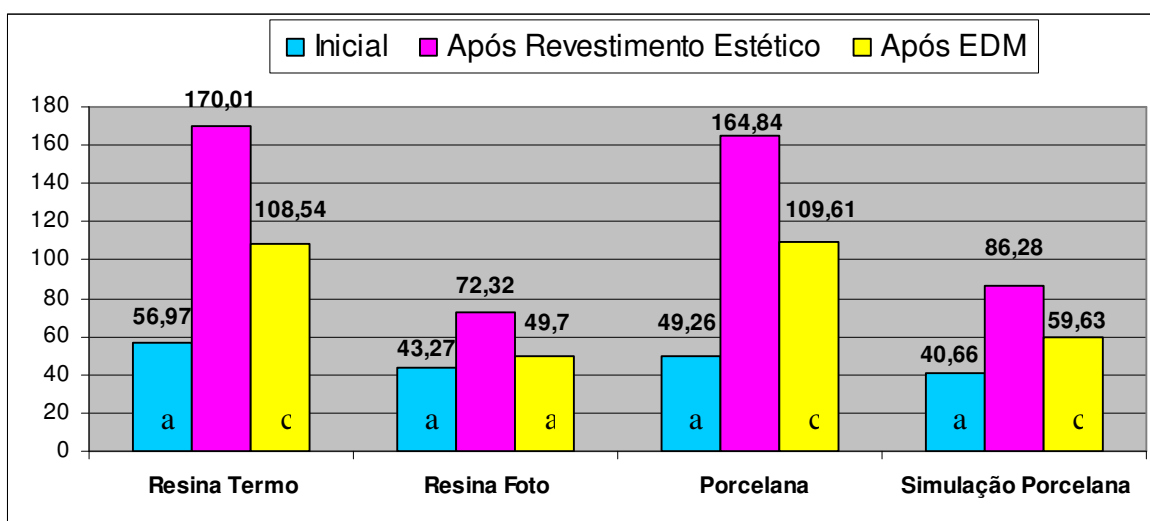


Figura 30: Valores médios de desajuste marginal em μm - Comparação entre Tempos
Médias seguidas das mesmas letras não diferem entre si, pelo teste de Tukey, em nível de 5% probabilidade.

Na comparação entre tempos para todos os grupos, observou-se que o revestimento estético aumentou significativamente a média de desajuste. Após a eletroerosão, houve uma redução significativa das médias de desajuste marginal para todos os grupos. Porém, os grupos Resina Termopolimerizável Aplicação de Porcelana e Simulação de Porcelana, apresentaram valores de desajuste significativamente maiores que os valores iniciais. Para o grupo Resina Fotopolimerizável, observou-se que eletroerosão reduziu significativamente os valores de desajuste marginal, sem diferença estatística significativa com os valores de desajuste marginal iniciais.

6 DISCUSSÃO

A adaptação precisa entre infra-estruturas metálicas e *abutments* é de grande importância, pois reduz o estresse na infra-estrutura, nos componentes dos implantes, bem como no osso adjacente (Jemt *et al.*, 1991). Diversos métodos têm sido propostos para avaliar o grau de desajuste de próteses sobre implantes. Pode-se verificar o assentamento da estrutura pela localização de pontos de fulcro e pelo teste do apertamento final de todos os parafusos, sem que se exceda meia volta de rotação no aperto (Aparicio, 1994; Kan *et al.*, 1999). Outros métodos utilizam apenas a sensibilidade tátil, sendo considerados insuficientes, devido ao empirismo (Jemt, 1991). Este último, associado ao teste radiográfico, também tem sido indicado (Jemt & Book, 1996; Kan *et al.*, 1999). Se a análise dos desajustes marginais pela observação direta das fendas for realizada quando todos os parafusos estiverem apertados, ocorrerá aproximação dos pilares intermediários à infra-estrutura metálica por ação das forças axiais de tração geradas após o aperto dos parafusos. Essa metodologia irá mascarar a presença de grandes desajustes marginais (Jemt & Lekholm, 1993). Assim, tem-se indicado avaliação dos desajustes através do teste do parafuso único, onde aperta-se um parafuso de uma extremidade, analisando o desajuste do lado oposto. Esse método de avaliação é simples, e indicado por diversos autores (Jemt, 1991; Romero *et al.*, 2000; Sartori *et al.*, 2004), sendo especialmente efetivo para próteses totais fixas, pois as discrepâncias marginais verticais tendem a ser amplificadas no pilar oposto ao parafusado.

As distorções presentes nas infra-estruturas metálicas são oriundas de diversos procedimentos (Schiffleger *et al.*, 1985; Schimitt *et al.*, 1995; Schimitt & Chance, 1995; Evans, 1997; Romero *et al.*, 2000). A aplicação da porcelana como revestimento estético também provoca desajuste marginal entre a infra-estrutura metálica e o dente (Buchanan, 1981; Bridger & Nicholls, 1981; Faucher & Nicholls, 1980; Campbell *et al.*, 1995) e implantes (Byrne *et al.*, 1998). Quando próteses fixas sobre implantes com revestimento estético em resina acrílica não apresentam adaptação satisfatória, a peça protética deve ser seccionada e 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.

As leituras dos desajustes marginais iniciais foram realizadas no *index*, pois a justaposição de superfícies distintas, mesmo lisas e polidas, resulta na formação de fenda na região de adaptação (Contreras *et al.*, 2002). Além disso, quando a etapa de aplicação do revestimento estético é realizada, a infra-estrutura metálica já passou por procedimentos que podem provocar o seu desajuste, como o próprio enceramento, fundição e soldagem (Zervas *et al.*, 1999; Romero *et al.*, 2000; Papazoglu *et al.*, 2001; Silva, 2003; Contreras *et al.*, 2004). Dessa maneira, realizando-se as leituras no *index*, puderam ser observados valores mínimos de desajuste marginal para os grupos de resina acrílica termopolimerizável, (56,97 μ m), resina fotopolimerizável (43,27 μ m), aplicação de porcelana (49,26 μ m) e simulação dos ciclos da porcelana (40,66 μ m) (Figura 29).

Observa-se no Gráfico 2 que a aplicação do revestimento estético em resina acrílica termopolimerizável promoveu aumento significativo dos valores médios de desajuste marginal (170,01 μ m). As tensões induzidas na resina acrílica durante a polimerização resultam de diversos fatores. Primeiro, a contração de polimerização, que ocorre à medida que as cadeias de polímero são formadas, correspondendo à contração volumétrica. Segundo, a contração térmica procedente do resfriamento da resina. Além disso, as diferenças nas contrações térmicas da resina e do molde de gesso geram estresse na resina (Anusavice, 1996). Pode-se presumir que a liberação dessas tensões acumuladas pode resultar em alterações dimensionais que promovam imprecisões na adaptação marginal de próteses sobre implantes, quando se utiliza a resina acrílica termopolimerizável como revestimento estético. Porém, sugere-se que não essas alterações dimensionais, mas o procedimento de prensagem do conjunto em mufla, realizado a uma pressão de 1,25 toneladas, promova essas distorções.

A aplicação de resina fotopolimerizável promoveu aumento significativo dos valores médios de desajuste marginal (72,32 μ m) (Gráfico 2). O fabricante do material relata que é uma resina monocomponente, isenta de metilmetacrilato. Como não é termoplástica, a resina é resistente às influências de temperatura e evita a distorção de infra-estruturas. Segundo Stiven, 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). No presente estudo, o grupo que recebeu resina fotopolimerizável como material de revestimento estético apresentou os menores valores de desajuste marginal. Supõe-se que esses valores foram resultados da contração de polimerização do material ocorrer em menor grau, quando comparado à resina acrílica termopolimerizável, além da não realização do procedimento de prensagem do material em mufla.

Estudos mostram que durante a aplicação da porcelana, ocorre distorção da infra-estrutura metálica (Faucher & Nicholls, 1980, Bridger & Nicholls, 1981; Buchanan *et al.*, 1981). Outros mostraram que a simulação dos ciclos de queima da porcelana avaliada individualmente também aumenta os valores de desajuste marginal (Papazoglou *et al.*, 2001; Contreras, 2004). Bridger & Nicholls em 1981 citaram que as distorções das infra-estruturas podem ser provenientes de diversos fatores, como a contração da porcelana, com subsequente deformação do metal, contaminação da fundição, reduzindo a temperatura de fusão, e redução da resiliência do metal devido à rigidez da porcelana, entre outros. O presente estudo propôs-se a avaliar separadamente apenas o efeito da temperatura à qual as infra-estruturas são submetidas durante a aplicação da porcelana sobre os valores de desajuste, ou se esta, aliada à aplicação da cobertura estética também promoveria elevação dos valores de desajustes. Assim, um grupo foi submetido à aplicação da porcelana, e o outro, apenas à simulação dos seus ciclos de cocção.

O Gráfico 2 mostra que a aplicação da porcelana promoveu aumento significativo dos valores de desajuste marginal (164,84 μm). Apesar de ocorrer em todas as etapas de aplicação da porcelana, Bridger & Nicholls, em 1981 mostram que 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 esfriamento pelo movimento rápido de descida da mufla do forno de porcelana. Ainda segundo os autores, a distorção oriunda da fase de oxidação provavelmente ocorreria devido à liberação de tensões internas resultantes do processo de fundição e resfriamento da infra-estrutura metálica. Assim, justificaram que a aplicação do corpo da porcelana 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 do forno é menor. Esta última permite que a infra-estrutura resfrie mais lentamente, e qualquer discrepância do coeficiente de expansão térmica entre porcelana 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 porcelana. Assim, após a queima do glaze ocorreu equilíbrio de tensões entre porcelana e metal. No presente estudo, o desajuste foi avaliado somente antes e após a aplicação da porcelana, não sendo possível identificar em que etapa a distorção ocorreu. O grupo submetido à simulação dos ciclos de queima da porcelana também apresentou aumento significativo nos valores de desajuste marginal (86,28 μm) (Figura 30), porém inferiores ao grupo onde foi aplicada a porcelana. Faucher & Nicholls relataram que foi observada em microscópio a ocorrência de contaminação por porcelana, na superfície interna da infra-estrutura metálica. 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 porcelana, aumento da rigidez da infra-estrutura, entre outros, podem promover aumento dos valores de desajuste das infra-estruturas metálicas.

No presente estudo, a pressuposição de que a aplicação de revestimento estético sobre as infra-estruturas metálicas pode elevar significativamente os valores médios de desajuste marginal foi confirmada. Dessa maneira, deve-se realizar a correção do desajuste marginal. Essa correção pode ser realizada por soldagem da peça protética ou refinamento marginal pelo processo de eletroerosão. Seccionar a peça protética, reposicioná-la e em seguida realizar o procedimento de soldagem é o método comumente utilizado (Silva, 2003). Quando realizado adequadamente, resulta em valores de desajuste marginal e resistência à fratura satisfatórios; quando 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 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 qual se apresenta como alternativa vantajosa para a correção das distorções

resultantes dos procedimentos de fundição e/ou aplicação de revestimentos estéticos (Ganz, 195; Evans, 1997; Rubelling, 1999; Sartori *et al.*, 2004). Essa técnica é de grande importância, já que identifica contatos internos que ocorrem quando componentes protéticos cônicos são utilizados (Lewis, 1994 *apud* Sartori et al, 2004), eliminando-os. A utilização desse procedimento para a redução de desajustes marginais tem-se mostrado bastante eficaz, e é recomendada e apoiada por diversos estudos (Weber & Frank, 1993; Ganz, 1995; Evans, 1997; Rubelling, 1999; Contreras *et al.*, 2002; Silva, 2003; 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. Assim, o Gráfico 2 mostra que houve redução significativa nas médias de desajuste marginal para os grupos de resina acrílica termopolimerizável (108,54 μm), porcelana (109,61 μm) e simulação dos ciclos da porcelana (59,63 μm), após a aplicação da eletroerosão. Entretanto, o grupo onde foi aplicada a resina fotopolimerizável como revestimento estético não apresentou redução significativa da média de desajuste após a aplicação da eletroerosão (49,70 μm). Provavelmente, essa ausência de significância estatística seja decorrente dos baixos valores de desajuste apresentados após a aplicação deste revestimento estético, mesmo antes da realização da eletroerosão.

Os resultados mostraram que a utilização de resina fotopolimerizável como revestimento estético promoveram os menores valores de desajuste marginal, quando comparados à resina acrílica termopolimerizável e à aplicação de porcelana (Figura 29). Os valores finais apresentados por todos os grupos após o procedimento de eletroerosão, apresentaram-se abaixo do valor de desajuste considerado aceitável clinicamente, de 150 μm (Jemt, 1991). Assim, a aplicação da técnica de eletroerosão pode ser aplicada com segurança para redução dos valores de desajustes marginais de infra-estruturas, com ou sem presença de revestimento estético, em resina acrílica ou porcelana. Porém, a viabilidade da utilização desse processo em laboratórios comerciais de prótese deve ser considerada. A execução da técnica é relativamente simples, mas necessita de equipamento sofisticado e de alto custo.

7 CONCLUSÃO

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

- a. Os grupos com aplicação dos revestimentos estéticos de resina acrílica termopolimerizável e porcelana apresentaram as maiores médias de desajuste marginal;
- b. O grupo com aplicação de resina fotopolimerizável apresentou as menores médias de desajuste marginal;
- c. A aplicação de porcelana promoveu maiores valores médios de desajuste marginal que o grupo onde houve apenas a simulação dos ciclos de queima da porcelana;
- d. O processo de eletroerosão mostrou-se eficaz na redução dos desajustes marginais a níveis considerados clinicamente satisfatórios.

REFERÊNCIAS*

1. 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.
2. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963; 66(1): 57-64.
3. Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during firing cycle. *J Prosthet Dent* 1981; 45(5): 507-14.
4. 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
5. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2): 184-92.
6. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(1): 90-4.
7. Clark S. Spark erosion technology. *J Oral Implantol*. 1992; 18(2): 171-6.
8. Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic casting. *J Prosthet Dent* 1995; 74(5): 476-81.
9. 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): 467-72.

* De acordo com a norma UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

10. 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.
11. Dentaurem. Catalog N° 15 Edition, 2005/2006 – 98977100.
12. Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restauration by electric discharge machining. J Prosthet Dent. 1997; 77(2): 212-5.
13. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 1980; 43(2): 149-55.
14. Ganz CH. Spark erosion: A sophisticated Technique to solve a difficult problem. J Calif Deny Assoc. 1995; 23(3): 51-6.
15. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-Chromium as a framework material in implant-ssupported fixed prosthesis: A preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(4): 475-80.
16. 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 prothesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(3): 270-6.
17. Jemt T; Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants, 1993; 6: 635-640.
18. Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Clin Oral Impl Res. 1994; 5(3): 142-7.
19. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996; 11(5): 620-5.

20. 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.
21. 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.
22. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, GoodacreCJ, Lang BRL. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(1): 7-13.
23. 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 protheses before and after electroerosion. *J Prosthet Den*. 2004; 92(2): 132-8.
24. 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.
25. 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.
26. 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.
27. Rubeling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Dental Technol*. 1999; 30(1): 38-48.
28. 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.
29. Schiffflerger 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.

30. Slalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. J Prosthet Dent 1983; 49(6): 843-8.
31. Silva TB. Influência dos componentes protéticos, soldagem à laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes. Piracicaba, 2003. 101 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
32. Schmitt SM, Chance DA, Cronin RJ. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. J Prosthet Den. 1995; 73(2) :280-3.
33. Stiven A. Partial Dentures in a Flash. Dent Tech. 33.
34. Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. Int J Prosthodonti. 1992; 5(2):114-21.
35. Van Roekel NB. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992; 7(1): 56-61.
36. 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.
37. 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.

ANEXOS

Tabela 6 - Médias de Desajuste, em μm , Grupo Resina Termopolimerizável.

Corpo de Prova	Index	Após Aplicação Resina	Após Eletroerosão
1	40,42	77,29	55,79
2	51,42	131,67	107,92
3	71,04	246,17	59,00
4	49,67	161,92	118,33
5	47,25	164,83	166,00
6	38,42	250,63	162,25
7	45,58	135,42	75,42
8	70,63	206,92	93,08
9	63,58	139,21	95,36
10	91,67	186,08	152,29
Média	56,97	170,01	108,54

Tabela 7 - Médias de Desajuste, em μm , Grupo Resina Fotopolimerizável.

Corpo de Prova	Index	Após Aplicação Resina	Após Eletroerosão
1	26,25	87,25	71,75
2	43,17	46,33	29,92
3	53,13	68,42	57,00
4	31,88	49,21	49,21
5	31,38	56,5	33,08
6	73,88	114,33	44,46
7	37,42	49,42	35,5
8	68,08	120,89	55,00
9	30,38	78,83	80,5
10	37,16	52,04	40,64
Média	42,32	72,32	51,55

Tabela 8- Médias de Desajuste, em μm , Grupo Aplicação Porcelana.

Corpo de Prova	Index	Após Aplicação Porcelana	Após Eletroerosão
1	37,75	149,75	90,5
2	32,17	141,5	96,04
3	42,83	183,83	145,17
4	33,71	141,92	95,00
5	77,5	222,04	152,21
6	60,5	188,83	92,13
7	41,25	180,92	86,63
8	48,04	154,33	131,92
9	40,33	146,33	95,79
10	78,54	138,92	110,71
Média	49,26	164,84	109,61

Tabela 9- Médias de Desajuste, em μm , Grupo Simulação Porcelana.

Corpo de Prova	Index	Após Simulação Porcelana	Após Eletroerosão
1	49,58	102,21	72,63
2	42,25	66,67	42,21
3	42,13	105,79	52,92
4	32,04	64,75	44,04
5	22,29	63,76	33,04
6	34,5	66,42	34,79
7	41,13	97,01	88,87
8	31,71	87,63	59,96
9	57,38	119,38	95,93
10	53,54	89,21	71,92
Média	40,66	86,28	59,63

* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *

* Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *

* Empresa de Pesquisa Agropecuaria de Minas Gerais-EPAMIG *

* ANALISE DA VARIÁVEL VAR - ARQUIVO: LUCIANA *

CODIGO DO PROJETO:

RESPONSÁVEL:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

TRANSFORMAÇÃO DAS OBSERVAÇÕES SEGUNDO $\log(X + 0)$

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME

A	TRAT
B	TEMPO
C	CP

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
TRAT	3	10.3305978	3.4435326	20.3456	0.00001
RESIDUO (A)	36	6.0930729	0.1692520		

	PARCELAS	39	16.4236708		
TEMPO	2	16.8037717	8.4018859	146.9215	0.00001
TRA*TEM	6	1.6952966	0.2825494	4.9409	0.00046
RESIDUO (B)	72	4.1174071	0.0571862		

TOTAL		119	39.0401462		

MÉDIA GERAL = 4.265263

COEFICIENTE DE VARIACAO (A) = 5.569 %

COEFICIENTE DE VARIACAO (B) = 5.607 %

INFORMAÇÕES PARA OS TESTES DE SIGNIFICÂNCIA

VARIÂNCIAS COMPLEXAS

VARIÂNCIA DO FATOR A

[2.*Q.M.RESIDUO (A)]/30

VARIÂNCIA DO FATOR B

[2.*Q.M.RESIDUO (B)]/40

VARIÂNCIA DO FATOR B(A)

[2.*Q.M.RESIDUO (B)]/10

VARIÂNCIA DO FATOR A(B)

[2.*Q.M.RESIDUO (A) + 4.*Q.M.RESIDUO (B)]/30

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	30	4.570243	96.567605	a	A
2	3	3	30	4.539226	93.618357	a	A
3	4	4	30	4.041732	56.924833	b	B
4	2	2	30	3.909851	49.891495	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.28648 - D.M.S. 1% = 0.35603

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRAT
DENTRO DE 1 DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	4.005944	54.923668	a	A
2	3	3	10	3.848236	46.910258	a	A
3	4	4	10	3.667182	39.141453	a	A
4	2	2	10	3.650706	38.501827	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRAT
DENTRO DE 2 DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	3	10	5.093116	162.896611	a	A
2	1	1	10	5.085275	161.624446	a	A
3	4	4	10	4.433114	84.193195	b	B
4	2	2	10	4.221420	68.130172	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRAT
DENTRO DE 3 DO FATOR TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	3	10	4.676327	107.374999	a	A
2	1	1	10	4.619510	101.444335	a	A
3	4	4	10	4.024899	55.974647	b	B
4	2	2	10	3.857426	47.343321	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.36098 - D.M.S. 1% = 0.44192

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	40	4.708231	110.855921	a	A
2	3	3	40	4.294541	73.298530	b	B
3	1	1	40	3.793017	44.390129	c	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.12810 - D.M.S. 1% = 0.16092

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE 1 DO FATOR TRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	10	5.085275	161.624446	a	A
2	3	3	10	4.619510	101.444335	b	B
3	1	1	10	4.005944	54.923668	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE 2 DO FATOR TRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	10	4.221420	68.130172	a	A
2	3	3	10	3.857426	47.343321	b	B
3	1	1	10	3.650706	38.501827	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE 3 DO FATOR TRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	10	5.093116	162.896611	a	A
2	3	3	10	4.676327	107.374999	b	B
3	1	1	10	3.848236	46.910258	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TEMPO
DENTRO DE 4 DO FATOR TRAT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	10	4.433114	84.193195	a	A
2	3	3	10	4.024899	55.974647	b	B
3	1	1	10	3.667182	39.141453	c	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.25621 - D.M.S. 1% = 0.32185

□ DIFEREM ENTRE SI