



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



WAGNER SOTERO FRAGOSO

Cirurgião-dentista

**CORREÇÃO POR ELETROEROSÃO DE BORDAS E
BASES DE ASSENTAMENTO DE PARAFUSOS DE
ESTRUTURAS IMPLANTO-RETIDAS: INFLUÊNCIA NO
DESAJUSTE MARGINAL E NAS TENSÕES
TRANSFERIDAS AOS *ABUTMENTS***

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 em Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

PIRACICABA

2007

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

F842c Fragoso, Wagner Sotero.
Correção por eletroerosão de bordas e bases de
assentamento de parafusos de estruturas implanto-retidas:
influência no desajuste marginal e nas tensões transferidas
aos *abutments*. / Wagner Sotero Fragoso. -- Piracicaba, SP:
[s.n.], 2007.

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

1. Prótese dentária parcial fixa. 2. Titânio. 3. Implantes
dentários. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Correction of the borders and screw seat surfaces of implant-retained frameworks by spark erosion: influence on the marginal misfit and on the strains transferred to abutments

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Denture, partial, fixed. 2. Titanium. 3. Dental implants

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Manoel Gomes Tróia Júnior, Osvaldo Luiz Bezzon, Marcelo Ferraz Mesquita, Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Data da Defesa: 04-05-2007

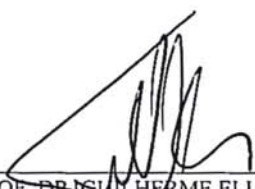
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



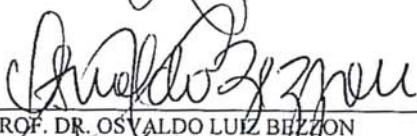
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 04 de Maio de 2007, considerou o candidato WAGNER SOTERO FRAGOSO aprovado.



PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES



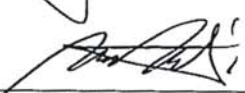
PROF. DR. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR



PROF. DR. OSVALDO LUIZ BEZZON



PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA



PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

DEDICATÓRIA

A **Deus**, que sempre me guiou e me deu disposição para prosseguir na trilha para concretização dos meus sonhos.

Aos meus pais, **Sisili e Edelza**, pela forma exemplar como educaram a mim e aos meus irmãos, e, acima de tudo, pelo apoio incondicional prestado sob gestos de amor, carinho e sacrifício pessoal na viabilização de meus estudos.

A minha avó, **Elza**, pela dedicação e pelas suas palavras de amor e fé, sempre constantes em minha vida, norteando as minhas atitudes e decisões.

Aos meus irmãos, **Thiago e Samya**, por sempre me incentivarem em todos os momentos.

A minha noiva, **Marina**, pela sua dedicação e amor, sempre compartilhados nos momentos mais difíceis.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, por quem tive o grande privilégio de ser orientado, meus sinceros agradecimentos pela confiança e amizade. Seus princípios e atitudes traduzem o profissional que representa para mim. A postura compreensiva, de ética e de justiça demonstra o ser humano que é. Uma referência que tomarei como exemplo durante o curso de minha existência.

À **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo**, por novamente ter acreditado nas minhas intenções e fornecido o imprescindível apoio financeiro para a execução deste trabalho (processo no 04/13429-6).

AGRADECIMENTOS

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

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí**, Coordenador dos Cursos de Pós-Graduação FOP-UNICAMP e a **Prof. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica FOP-UNICAMP, pela seriedade na condução do Curso.

Aos **Profs. Drs. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Marcelo Ferraz Mesquita**, pela amizade, partilha de conhecimentos e valiosa colaboração prestada durante o Curso.

Ao **Prof. Dr. Toshiaki Takeya** do Departamento de Engenharia de Estruturas da Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo (EESC – USP), pela imprescindível colaboração durante a elaboração do projeto deste estudo.

Ao **Dr. Hertezi Lourenço Paulino**, pela fundamental assistência técnica prestada durante a etapa de execução do trabalho.

À **Profa. Dra. Glaucia Maria Bovi Ambrosano**, pela importante colaboração na realização da parte estatística deste trabalho.

Aos **Profs. Drs. Marcus Fernandes de Oliveira, Milton Fernando de Andrade e Silva, Ivan Cardoso, José Walter Murta Torres, Evandro Marroquim e Jorge Gonçalves**, pela influência decisiva de suas orientações, ensinamentos e amizade.

Aos meus Tios, **Ivan Sotero, Ivelza Sotero, Umberto Malta Fragoso, José Luiz Argolo e Norma Argolo**, pelas palavras de estímulo e de esperança.

A **Maurício Cariello, Luciana Valadares e Maria Isabela Campos**, pela sincera amizade. Meus irmãos e minha família em Piracicaba.

À **Profa. Dra. Graça Gurgel**, a minha gratidão pela confiança, amostras de incentivo e afeição materna.

Ao **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, pela amizade e pelo convívio durante o Curso.

Aos amigos **Manoel Gomes Tróia Junior, Luiz Gustavo Dias Daroz, Márcia Mika Nakaoka e Andréa Lira** pelo companheirismo e colaboração.

À **Vanessa Tramontino, Poliana Bastos, Priscila Serrano, Caio Hermann, Alexandre, Alessandra Damasceno, Fernanda Paixão, Marcelo Costa, Paulo Simamoto, Wander José, Ana Carolina, Devanir Prado, Leandro Cardoso, Leonardo Panza, Marinaldo Zampieri e Nelson Tetsu** pela amizade e pelos felizes momentos compartilhados.

À **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, por permitir a utilização do Laboratório de Prótese Parcial Removível para desenvolvimento deste estudo.

Ao **Prof. Dr. Krunislave Antônio Nóbilo**, pelo incentivo e privilégio de sua convivência durante o Curso.

Às Sras. **Joselena Casati Lodi e Maria Elisabete Cardenas**, pelo carinho e disposição em todos os momentos.

À **Shirley Rosana Sbravatti Moreto e Juliana de Souza** por toda atenção e paciência.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram na elaboração deste trabalho.

RESUMO

A longevidade das reabilitações implanto-retidas é comprometida quando tensões provenientes do desajuste marginal e conduzidas às fixações causam dano à junção osso-implante. Este trabalho teve o propósito de avaliar os desajustes marginais e as tensões aferidas nos *abutments* de infra-estruturas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) pelas técnicas monobloco, soldagem *laser* e fundição-sobre-análogos e também avaliou a influência de processos de eletroerosão nos valores de desajuste e de tensão. A partir de uma matriz metálica mandibular, contendo 05 análogos de *abutments* cônicos, foram obtidas 10 estruturas para a técnica de fundição-sobre-análogos a partir de modelos fabricados em revestimento. Modelos fabricados em gesso originaram outras 10 estruturas em monobloco e 10 soldadas a *laser*. As leituras de desajustes foram conduzidas num microscópio mensurador (120X), tendo sido baseadas no protocolo do teste do parafuso único. As tensões (em gf) foram captadas mediante o uso de *strain gauges* colados nos *abutments* em formação de ½ ponte de *Wheatstone* e após o apertamento de 10 Ncm de todos os parafusos protéticos. As medidas de desajuste marginal e tensão foram repetidas após as etapas de eletroerosão da base de assentamento de parafusos e das bordas dos cilindros fundidos. Os testes de Análise de Variância e de Tukey foram utilizados na análise estatística ($P < 0,05$). Após a finalização das etapas de eletroerosão, os valores de desajuste marginal foram significativamente reduzidos no grupo monobloco e os valores de tensão tiveram uma redução significativa nos grupos monobloco e fundição-sobre-análogos. Concluiu-se que as estruturas pela técnica de fundição-sobre-análogos apresentaram menor desajuste marginal e tensão nos *abutments* que as obtidas em monobloco e soldadas a *laser*; os processos de eletroerosão foram eficazes na redução do desajuste e da tensão nos *abutments* de infra-estruturas em monobloco. Houve correlação positiva entre desajuste marginal e tensão.

Palavras-chave: Infra-estrutura, desajuste marginal, tensão, eletroerosão.

ABSTRACT

The longevity of implant-retained rehabilitation is abbreviated when strains in the settings proceeding of marginal misfit have injured the bone-implant junction. The purpose of this study was to evaluate the marginal misfits and the abutments strains of cast implant-retained frameworks made from commercially pure titanium (CP Ti) by the one-piece casting technique, the laser welding technique and the over-analog casting technique and also evaluated the influence of spark erosion processes in the misfit and strain values. From a mandibular master cast, containing 05 conical abutment analogs, 10 frameworks were made from investment casts for over-analog casting technique. Plaster casts were used to originate 10 others frameworks gotten by one-piece casting technique and 10 frameworks by the laser welding technique. The marginal gaps were measured using a traveling microscope ($\times 120$) by means of one-screw test protocol. The strains (in gf) were identified by means of strain gauges arrangement in $\frac{1}{2}$ bridge de *Wheatstone* attached to abutments and after the tightening of prosthetic screws at 10 Ncm. The marginal misfit and strain measurement were reproduced after spark erosion steps of screws seat base and cast cylinders fitting borders. Analysis of Variance and Tukey tests were used in the statistical analysis of the results ($P < 0.05$). Following spark erosion steps, marginal misfit values were significantly reduced on the one-piece casting group and the strain values were significantly reduced on the one-piece casting group and over-analog casting group. It was concluded that the frameworks made from over-analog casting technique showed lesser marginal misfit and abutments strain than frameworks gotten by one-piece casting technique and laser welding technique; the spark erosion procedures were efficient in the decrease of marginal misfit and abutments strain of frameworks made from one-piece casting technique. There was positive correlation between marginal misfit and strain.

Key words: Framework, marginal misfit, strain, spark erosion.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	7
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAL E MÉTODOS	43
5 RESULTADOS	63
6 DISCUSSÃO	69
7 CONCLUSÃO	75
REFERÊNCIAS	77
APÊNDICE	83
ANEXO	101

1 INTRODUÇÃO

A popularização da osseointegração melhorou significativamente a vida de muitos pacientes edêntulos. Mediante a colocação de implantes osseointegrados, tornou-se possível repor dentes ausentes e restabelecer a função mastigatória. Entretanto, problemas clínicos são associados aos implantes, principalmente devido à ausência de resiliência que caracteriza a interface implante-osso (Johansson & Palmqvist, 1990; Kan *et al.*, 1999). Enquanto dentes naturais movimentam-se numa média de 100 μm sob efeito de uma carga oclusal, nos implantes a movimentação é limitada a 10 μm (Skalak, 1983). Esta ausência de mobilidade exige meticulosa precisão nos encaixes das estruturas protéticas (Jemt & Lekholm, 1998; Randi *et al.*, 2001; Takahashi & Gunne, 2003).

Menor desajuste na junção entre a infra-estrutura metálica e os pilares protéticos sempre foi almejado para as reabilitações de dentes naturais. Sobre os implantes, o menor desajuste tem sido algo incessantemente procurado. Relatos na literatura têm estabelecido que desajustes de margens de peças protéticas contra implantes ou intermediários são clinicamente tolerados até distâncias de 150 μm , permitindo assim a distribuição equilibrada das forças e a redução de tensões sobre a prótese (Sahin & Çehreli, 2001) e a prevenção de complicações de ordem mecânica e biológica (Carlson & Carlsson, 1994; Hellden & Dérand, 1998). O rigor na obtenção de máxima precisão entre as margens tem conduzido, ao longo dos últimos anos, ao aprimoramento e desenvolvimento de novas técnicas de fabricação de peças protéticas.

Desde a introdução da técnica de fundição pelo método da cera perdida, no começo do século passado, momento em que se iniciou a produção comercial de próteses dentais, tem-se desejado as cobiçadas restaurações com reduzido desajuste de margens (Darveniza & Martin, 1982). Desde então, peças protéticas sobre múltiplos elementos eram elaboradas pelo processo tido como monobloco, o qual o conjunto era obtido numa única fundição. Os monoblocos

destacavam-se e ora assim o fazem por possuir reduzidas fases laboratoriais de confecção, propiciando resistência estrutural nas conexões. No entanto, a incorporação de distorções decorrentes da fundição ou mesmo falhas no protocolo laboratorial são prováveis, avolumando-se com o aumento do número de elementos (Schieffleger *et al.*, 1985).

A soldagem vertical por brasagem foi à primeira técnica indicada para a correção de desajustes das fundições em monobloco (Darveniza & Martin, 1982). No entanto, evidências clínicas demonstram que conectores soldados possuem propriedades desfavoráveis na comparação com os conectores fundidos. Estas incluem: reduzida resistência, aumento da corrosão e incorporação de porosidade (Wang & Welsch, 1995). Adversamente, para o titânio – freqüentemente usado na fabricação de próteses implanto-retidas – a brasagem não pode ser empregada, já que sob elevadas temperaturas, há modificação estrutural do material (Zavanelli *et al.*, 2004).

Para a união de segmentos metálicos em titânio - e outros metais - foi introduzida a técnica de soldagem pela utilização da energia do *laser* como fonte de calor (Zavanelli *et al.*, 2004). O procedimento traz como vantagem a restrição da zona afetada pelo calor, minimizando as alterações dimensionais, bem como dispensando o uso de ligas de solda e inclusão em revestimento, permitindo a execução direta sobre o modelo em gesso (Wang & Welsch, 1995). Entretanto, os conectores freqüentemente se apresentam frágeis e susceptíveis a fratura, sobretudo, porque tendem a incorporar vazios e heterogeneidades (Wang & Welsch, 1995; Zavanelli *et al.*, 2004).

Então, seria possível conseguir uma peça com menor desajuste e maior resistência de conectores? Neste intuito é que se propôs método de fundição de próteses múltiplas contra análogos metálicos posicionados num modelo refratário (Fragoso, 2005). A chamada técnica de fundição-sobre-análogos apresenta reduzido desajuste marginal - valor médio inferior a 150 µm - e, portanto dentro de padrões clinicamente aceitáveis (Fragoso, 2005). Por ela, a fundição é processada diretamente sobre os análogos em cobre incluídos

juntos ao modelo refratário - aos moldes da técnica de confecção de próteses parciais removíveis. Desde que muitas alterações dimensionais são vistas como causadas pela inclusão isolada dos padrões em revestimento (Rubin & Sabella, 1955; Abramowsky, 1960; Darveniza & Martin, 1982), a sobre-fundição tende a permitir a obtenção de peças com menores distorções. Desta forma, foi a primeira hipótese deste trabalho que a técnica de fundição-sobre-análogos teria valores menores de desajuste marginal que outras viáveis em reabilitações sobre implantes, como a monobloco e a soldagem verticalmente a laser.

Deve-se sublinhar que, tão importante quanto o aperfeiçoamento das técnicas de produção das peças protéticas sobre implantes, esperando o mínimo desajuste, estão os métodos de avaliação de quão desajustadas estas estão. Além disto, cumpre-se diferenciar: desajuste marginal e passividade. Embora sejam inúmeros os relatos associando maior desajuste marginal à menor passividade - e conseqüentemente, maior tensão transferida a *abutments* e implantes (Watanabe *et al.*, 2000; Koke *et al.*, 2004; Karl *et al.*, 2006) - não necessariamente tratam-se da mesma grandeza. Assim, a observação direta das fendas quando todos os parafusos estão apertados é um método julgado inapropriado, pois normalmente têm-se grandes desajustes marginais forçadamente reduzidos em conseqüência da aproximação dos *abutments* à peça metálica por ação das forças axiais de tração (Jemt & Lekholm, 1998). Desta forma, pode-se ter mínimo desajuste à custa de pouca passividade. Outro método que se baseia no aperto de um único parafuso tem sido recomendado para próteses múltiplas implanto-retidas (Goll, 1991; Jemt, 1991; Waskewicz *et al.*, 1994; Jemt & Lie, 1995; Romero *et al.*, 2000; Randi *et al.*, 2001; Sartori *et al.*, 2004). Fundamenta-se no aperto de um único parafuso num dos extremos da estrutura e da análise das fendas marginais no segmento alçado do lado oposto: o chamado teste do parafuso único. Podem-se ter maiores desajustes marginais, mas a passividade do conjunto agora é avaliada.

Todavia, o método do parafuso único, embora consagrado, pode ser considerado realmente confiável na avaliação de peças múltiplas implanto-

retidas? Pode-se especular que eventuais irregularidades presentes na base de assentamento do parafuso - por exemplo, naquela onde se assenta o parafuso único do teste - possam ter influência direta na leitura e interpretação dos resultados. Poderiam influenciar o ajuste marginal tanto quanto o fazem às imprecisões de margens. Imaginando-se margem com irregularidades no cilindro protético apertado, da mesma forma, pode haver comprometimento de resultados pela introdução de zonas de fulcro. Assim, poder-se-ia, incorretamente, inferir que o aparente desajuste (ou falta de passividade) foi devido a distorções ou alterações dimensionais da estrutura fundida, quando, na verdade, deu-se pelas irregularidades no assento do parafuso ou na borda do cilindro protético.

Com este problema em mente, foram propostas retificações, tanto na região do assento dos parafusos como nas bordas dos cilindros, visando eliminar as irregularidades remanescentes principalmente do processo de fundição. A retificação manual mediante o uso de pontas retificadoras foi uma delas (Daroz, 2006). Contudo, em peças múltiplas, seus benefícios não são evidentes (Daroz, 2006). Alternativa - ainda não avaliada - poderia aliar a utilização de um aparelho de descarga elétrica, utilizado com sucesso em estruturas implanto-retidas (Weber & Frank, 1993; Rübeling, 1999). Embora idealizado para atuar em margens fundidas – e trazendo resultados significativos neste aspecto (Ganz, 1995; Sartori *et al.*, 2004) - este processo, conhecido como eletroerosão, poderia ser um poderoso método de retificação. O intuito seria, além da remoção das irregularidades no assento ou margem de cilindros, buscar manter alinhado o eixo de inserção dos parafusos. Desta forma, a segunda hipótese deste trabalho foi que a eletroerosão seria eficaz na melhora da passividade quando aplicada à base de assentamento dos parafusos protéticos e nas bordas dos cilindros protéticos, em peças fabricadas a partir de técnicas como os monoblocos, as soldadas verticalmente a *laser* e as obtidas pela fundição-sobre-análogos.

Concomitantemente, avaliação de margens ou passividade deveria vir acompanhada por uma análise verdadeira e quantitativa das tensões geradas no sistema. Será que uma peça com pouco desajuste é tida como passiva pelo resultado do teste do parafuso único gera efetivamente menos tensão às fixações? A depender da quantidade de forças incidentes, os componentes podem ser excessivamente solicitados e terem sua longevidade comprometida (Carlson & Carlsson, 1994; Hellden & Dérand, 1998). Além disto, não se sabe ao certo qual a intensidade de tensões geradas por peças múltiplas em função de diferentes níveis de desajuste (Kan *et al.*, 1999; Sahin & Çehreli, 2001; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2004), ou seja, qual a relação entre desajuste e tensões geradas no sistema.

Assim, foi a terceira hipótese deste estudo a questão de que o aumento do desajuste marginal avaliado pelo teste do parafuso único não seria correspondido com o aumento proporcional das tensões nas fixações, medidas por metodologia utilizando *strain gauges* posicionados nos *abutments*, em peças monoblocos, soldadas verticalmente a *laser* e obtidas pela fundição-sobre-análogos.

Como métodos para análise de tensões em reabilitações sobre implantes, citam-se a observação de franjas criadas em modelos de resina fotoelástica ou aqueles que se baseiam na análise de tensões por elementos finitos através de simulação bi ou tridimensionais digitalizadas. São por vezes tidos como pouco confiáveis por se limitarem à análise de uma única estrutura protética (Koke *et al.*, 2004; Cehreli *et al.*, 2005), não permitindo a apreciação quantitativa de dados. Metodologias que permitem a análise das tensões geradas diretamente sobre os sistemas implanto-retidos via avaliação de deformações elásticas tem despertado interesse (Waskewicz *et al.*, 1994; Koke *et al.*, 2004). Por meio de sensores fixados à superfície dos componentes – os chamados *strain gauges* ou extensômetros – as deformações detectadas são transformadas em tensões. Consegue-se, assim, analisar quantitativamente os

dados, permitindo resultados bastante precisos (Glantz *et al.*, 1993; Watanabe *et al.*, 2000; Heckmann *et al.*, 2004; Naconecy *et al.*, 2004; Karl *et al.*, 2006).

Ainda não se tem informações conclusivas do modelo ideal para a avaliação extensiométrica. Há quem preconize a colocação dos extensômetros nas peças protéticas (Naconecy *et al.*, 2004; Karl *et al.*, 2006). Aqueles que optam pela captação das tensões em materiais que simulam o osso humano (Watanabe *et al.*, 2000; Heckmann *et al.*, 2004). Uma possibilidade – ainda não avaliada – seria a colocação dos extensômetros diretamente em análogos de implantes. Para que deformações elásticas sejam originadas, modificações nos análogos para a redução da rigidez tornam-se imperativas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Rubin & Sabella (1955) almejavam a aquisição de menores desajustes marginais nas fundições múltiplas em peça única - destinadas à obtenção de próteses parciais fixas acima de três elementos dentais. Com o intuito de minimizar as distorções oriundas da fundição pela técnica da cera perdida, foi proposta a técnica de fundição em monobloco sobre as unidades do modelo refratário. De acordo com os autores, as estruturas maciças eram preferíveis, haja vista as inúmeras desvantagens atribuídas às conexões soldadas, principalmente as relacionadas às alterações dimensionais da estrutura protética devido a contrações provenientes do esfriamento, bem como, imperfeições decorrentes da falta de destreza do operador no controle do escoamento e posicionamento da solda. Pacientes tiveram seus dentes preparados e moldados com hidrocolóide reversível a 46°C depois da remoção do fio afastador do sulco gengival. Nesta técnica, o modelo mestre em gesso foi removido do articulador e duplicado em material refratário. Uma vez concluída a escultura, o padrão em cera inicialmente confeccionado no modelo mestre foi deslocado para o refratário, onde se promoveu o selamento das margens. Padrão em cera, juntamente com o modelo refratário foram incluídos em revestimento e em seguida fundidos. A peça protética foi acabada, polida e reposicionada no modelo mestre. Após a conclusão de todos os passos laboratoriais, a técnica de fundição sobre a réplica em refratário proporcionou estruturas precisas de próteses parciais fixas.

Abramowsky (1960) apontou os benefícios decorrentes da eliminação do processo de soldagem, como: a realização de uma única moldagem, menor número de consultas e a possibilidade de se ter um assentamento preciso dos retentores aos dentes preparados. Propôs então a realização de fundições em monobloco de próteses parciais fixas sobre um modelo de revestimento nas reabilitações de arcos completos. Para tal, foi moldada a arcada a ser preparada e confeccionada uma moldeira individual em resina acrílica auto-polimerizável, com alívio de 3 a 4mm sobre os dentes. Depois do preparo dos dentes, nova

moldagem foi realizada e obtidos dois modelos desse processo: o primeiro foi empregado na confecção de provisórias e o segundo na elaboração de uma nova moldeira que apresentou espaçamento de 1mm para o material de impressão. Antes da execução da moldagem final com polissulfeto, as provisórias foram removidas e os dentes repreparados. Após a última impressão, foi obtida do modelo mestre uma cópia em revestimento para o posicionamento do padrão em cera. O conjunto modelo e padrão foram incluídos em revestimento e fundidos em ouro. Por meio desta técnica, a estrutura em monobloco teve os retentores bem assentados aos pilares e foi evitado o emprego do processo de soldagem.

Darveniza & Martin (1982) observaram que próteses parciais fixas extensas fundidas em monobloco apresentavam movimento de báscula quando reposicionadas no modelo mestre. As distorções e má adaptação foram atribuídas a flexão sofrida pelos padrões em cera quando removidos para a inclusão e fundição. Visando minimizar as alterações dimensionais incorporadas nas estruturas fundidas, foram confeccionados padrões sobre troqueis metalizados com prata e a fundição da peça protética ocorreu sobre a réplica dos dentes preparados no modelo. Foram esculpidos *copings* com 0,6mm de espessura, os quais tiveram sua porção cervical preenchida com cera, sendo adaptadas por ação de um brunidor. Os conectores foram fabricados com resina autopolimerizável e unidos aos *copings*. O modelo foi incluído em revestimento e fundido em liga de ouro. Depois da desinclusão, foi avaliada a porosidade e adaptação da peça ao modelo com o auxílio de uma lupa. Esta técnica foi empregada na confecção de 50 próteses parciais fixas que não apresentaram movimento de báscula no modelo e exibiram adequada adaptação marginal nos dentes preparados. Depois de dezoito meses, as reabilitações permaneceram em padrões aceitáveis para a manutenção da saúde periodontal. A fundição sobre o modelo troquelizado representou uma alternativa ao procedimento de soldagem e foi amplamente vantajosa por ter proporcionado conectores resistentes e uma adaptação marginal precisa.

Numa revisão da literatura associada à apresentação de casos clínicos realizada por Skalak (1983), foi analisado o mecanismo de distribuição e transferência de carga à junção implante-osso oriunda de uma prótese parcial fixa implanto-suportada. O autor utilizou uma estrutura com *cantilevers* fixada a seis implantes distribuídos em toda a extensão de um arco mandibular. Por meio de fórmulas matemáticas, a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de força resultantes. Observou-se que a distribuição das cargas dependeu da rigidez da estrutura, do número de implantes e do posicionamento destes. Foi ressaltado que a rígida ferulização de todos os implantes proporcionou a redução das tensões na interface implante-osso, sendo detectado que desajustes entre os componentes protéticos e as unidades de suporte resultaram na elevação das tensões. Os *cantilevers* acarretaram maior sobrecarga aos implantes mais próximos e desde que aplicados com moderada extensão, foram bem tolerados. O autor concluiu que o evento da transmissão de forças do implante ao osso circunjascente deve ser minimizado com o emprego de materiais restauradores estéticos, como dentes de resina acrílica, que possuam a propriedade de amortecimento do carregamento proveniente da mastigação.

Parr *et al.* (1985) estudaram a importância do titânio e de suas ligas para fins odontológicos. As ligas de titânio de maior interesse foram divididas de três formas: alfa, beta e alfa-beta. Estes tipos foram originados quando o titânio puro foi aquecido e depois resfriado, tendo se misturado a elementos como o alumínio e o vanádio. A reação com esses metais formou, respectivamente: o estabilizador fase alfa e fase beta. A incorporação do alumínio foi considerada importante para aumento da força e diminuição do peso da liga. A liga contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V) foi considerada excelente para implantes devido às propriedades físicas e mecânicas, uma vez que o osso e o implante deviam fletir de modo semelhante, promovendo adequada distribuição das tensões na interface osso-implante. O titânio puro e sua liga apresentaram uma camada passivadora estável de óxido na sua superfície (TiO_2) que se formou espontaneamente na exposição do metal ao ar. Devido à camada de óxido

superficial, o metal tornou-se extremamente resistente à corrosão, podendo oxidar outros metais que possuíam alto potencial de corrosão - através do mecanismo de corrosão galvânica. Entretanto, quando em contato com metais passivos, promoviam combinação estável. Os autores constataram que o Ti e suas ligas possuíam propriedades mecânicas ideais para aplicação clínica, haja vista se manterem estáveis no corpo pela ação de sua camada de óxido.

Schiffleger *et al.* (1985) compararam a precisão de próteses parciais fixas fundidas em liga de ouro, variando o comprimento das peças. Neste estudo, foram elaboradas próteses com diferentes extensões, as quais foram divididas em três diferentes grupos. Foi elaborada uma matriz metálica em aço inoxidável representando as preparações coronárias do canino, primeiro e segundo pré-molares, primeiro molar e segundo molar, as quais possuíam 5,8 mm de altura, término cervical em ombro de 1mm e paredes axiais com 5° de convergência. O segundo molar foi sempre empregado como elemento de suporte distal e o primeiro molar foi removido para no seu lugar serem confeccionados pânticos. O elemento de suporte mesial variou nos diferentes grupos, sendo, respectivamente, o canino, primeiro pré-molar e segundo pré-molar. Poliéter foi usado na impressão da matriz com o auxílio de moldeiras individuais. A partir dos moldes, foram obtidos modelos em gesso para a confecção dos padrões em cera. Nestes, foram inseridos condutos de alimentação e imediatamente incluídos em revestimento. A fundição foi processada numa máquina de fundição por centrifugação com liga a base de ouro-paládio, liquefeita a 1426°C. Depois de completada as fundições, as peças foram posicionadas na matriz e procedeu-se a leitura das discrepâncias marginais por meio de um microscópio mensurador. As próteses foram seccionadas com disco diamantado nos conectores entre os retentores do segundo molar e o pântico do primeiro molar. Em seguida, os segmentos foram unidos com resina acrílica, sendo iniciada nova leitura dos desajustes. As discrepâncias marginais das fundições foram comparadas antes e depois do processo de seccionamento, sendo observada melhora de 50% na adaptação após o seccionamento. Concluiu-

se que as distorções foram menores em próteses de pequena extensão, com três unidades, e maiores nas estruturas longas de cinco elementos.

Johansson & Palmqvist (1990) estudaram a frequência de complicações e o tempo usado em tratamentos suplementares e de manutenção em pacientes com arcos reabilitados com implantes osseointegrados. Um total de 50 arcos desdentados tratados com implantes e próteses fixas foram estudados, retrospectivamente, num período de observação de no máximo 9 anos e no mínimo 3 anos, com média de 5,2 anos. Os registros dos pacientes foram cautelosamente avaliados e todas as complicações, bem como tratamentos adicionais, foram anotados. O tempo destinado a tratamentos extras foi avaliado por média de consultas agendadas e contas de laboratórios dentais. Dos 286 implantes colocados, 25 foram perdidos com média de insucesso de 17% na maxila e 3% na mandíbula. Parafusos de *abutments* danificados foram observados em 3 restaurações mandibulares e um parafuso de ouro fraturado foi encontrado em um paciente. Fratura da resina acrílica da superestrutura e/ou dentes artificiais ocorreu em 11 arcos (22%) reabilitados, com mesma ocorrência para restaurações maxilares e mandibulares. Houve ruptura de uma estrutura fundida em ouro - numa restauração mandibular - em um paciente com severo bruxismo, associado à perda de dois implantes e um parafuso de *abutment* fraturado. Devido ao desgaste por atrito de dentes artificiais, foi imprescindível em três pacientes uma nova cobertura de resina acrílica da superestrutura. Os autores concluíram que a fratura da cobertura de resina acrílica foi o problema mais comum encontrado e que, em média, 0,8 horas de serviço realizado por dentistas e 1 hora de serviço de laboratório dental foram despendidas com cuidados suplementares e manutenções.

Goll (1991) relatou uma seqüência técnica de confecção de estruturas metálicas de próteses totais ou parciais fixas implanto-suportadas. Neste estudo foi apresentada uma seqüência de procedimentos clínicos propondo minimizar a imprecisão da técnica de fundição em monobloco. A moldagem de transferência

foi realizada utilizando poliéter de suficiente consistência para evitar a movimentação dos transferentes durante a sua remoção da boca. Sobre os intermediários, no modelo mestre, foram posicionados cilindros de ouro e estes unidos entre si com resina acrílica. O padrão encerado foi avaliado intraoralmente quanto a sua precisão de adaptação através de material evidenciador de contato. Quando constatadas discrepâncias marginais, a estrutura foi seccionada tendo sido realizado novo relacionamento com resina auto-polimerizável, sendo o análogo mal posicionado, eliminado do modelo mestre e substituído por outro. Antes do processo de fundição, o autor recomendou a limpeza com solvente da superfície de contato do cilindro ao intermediário, de modo a eliminar resíduos que pudessem interferir com o assentamento da estrutura depois de fundida em ouro. Após o polimento e jateamento da peça metálica, esta foi reposicionada sobre o modelo e realizado um teste para avaliar a desadaptação marginal da estrutura. Este consistiu no apertamento do parafuso de um cilindro em uma das extremidades e na observação do desajuste marginal no extremo oposto. Se não obtivesse a adaptação marginal desejada quando posicionada sobre os implantes, a estrutura era seccionada com disco fino e suas partes unidas com resina acrílica. Foi observado, nas armações metálicas de maior extensão, que a ocorrência de distorções foi praticamente inevitável pela técnica de fundição em monobloco, fazendo do processo de soldagem, um meio auxiliar para a obtenção de uma peça protética passivamente assentada.

Em 1991, Jemt relatou o acompanhamento clínico por um ano de pacientes completamente edêntulos que foram restaurados com próteses fixas implanto-suportadas, cujo principal propósito foi identificar problemas e complicações relacionadas ao tratamento reabilitador no período. Foram selecionados 384 pacientes com média de idade entre 32 a 84 anos para serem tratados, excluindo-se os que tiveram os implantes ancorados em área receptora de enxerto ósseo. O tratamento protético foi realizado por nove dentistas e suportado por quatro laboratórios dentais que seguiram um rigoroso protocolo clínico:

- 1ª consulta: Moldagem de transferência dos implantes através de transferentes quadrados com madeira individual aberta e material elastomérico de impressão;
- 2ª consulta: Prova das bases-de-prova com planos em cera para o registro da relação maxilo-mandibular com material a base de óxido de zinco e eugenol;
- 3ª consulta: Verificação da posição vertical e horizontal da mandíbula por meio de dentes artificiais montados em cera. Atendido os requisitos fisiológicos, a infra-estrutura foi encerada e fundida pela técnica em monobloco usando liga de ouro tipo III;
- 4ª consulta: A peça fundida foi cuidadosamente provada sobre os implantes e procedeu-se o teste do aperto de um único parafuso para avaliar o assentamento passivo da peça. Consistiu no apertamento com torque entre 10 a 15 Ncm do parafuso de um dos implantes posicionados em um dos extremos distais e observar o desajuste formado entre a estrutura e o último implante no lado oposto. O procedimento foi repetido para ambos os lados e, eventualmente, a estrutura seccionada e soldada na ausência de boa adaptação;
- 5ª consulta: a prótese foi parafusada aos implantes e o acesso ao parafuso selado com guta-percha. O paciente recebeu instruções de higiene e a oclusão foi ajustada.

O acompanhamento pós-inserção envolveu no mínimo três consultas durante o primeiro ano. Após duas semanas, foi realizada análise radiográfica periapical, avaliação clínica da prótese e da estabilidade do parafuso de ouro. A segunda consulta deu-se no terceiro mês e a última, após um ano. Ambas avaliaram a ocorrência de novos problemas. A maioria das próteses (75,5%) não necessitou mais do que duas a quatro consultas durante o primeiro ano, entretanto, os casos com mais que sete retornos foram observados com maior

freqüência nas restaurações maxilares. Em 69,3% das próteses, o parafuso de ouro permaneceu estável na primeira consulta de acompanhamento. Nenhuma ocorrência de fratura de parafuso no implante ou no *abutment* foi registrada. Alguns problemas foram relacionados com a dicção na maxila e a mordedura de lábio e bochecha na mandíbula, outros eventos ocorreram raramente, como: alterações gengivais, fístulas, hiperplasias e inflamações. O autor concluiu que a maioria dos problemas ocorreu na maxila e foram facilmente resolvidos, não representando perigo à estabilidade das próteses fixas.

Próteses totais fixas mandibulares confeccionadas com estruturas pré-fabricadas em titânio foram utilizadas por Jemt & Lindén (1992) num estudo que envolveu avaliações clínicas por um período de um ano e a comparação com pacientes reabilitados pela mesma modalidade de prótese, porém com estruturas fundidas. Pacientes com mandíbulas completamente edêntulas foram selecionados num total de 583 e tratados com próteses totais fixas. Para a maioria (85%) - grupo controle - foram confeccionadas próteses com estruturas enceradas e fundidas em titânio. Todavia, para um menor número de pacientes (15%), foram inseridos 463 implantes seguindo o protocolo cirúrgico padrão. Depois de concluída as fases cirúrgicas, cilindros de titânio foram fixados aos intermediários e unidos entre si por meio de barras pré-fabricadas (Nobel). No local de união entre a barra e o cilindro, foi realizada a técnica de soldagem *laser*. Após a avaliação da peça soldada, foi dado andamento aos passos laboratoriais que culminaram na finalização do aparelho protético por meio da aplicação de resina composta ou acrílica sobre a superfície da estrutura. Uma vez fixada, foi realizada uma avaliação clínica com radiografias periapicais durante a fase de instalação da prótese e acompanhamento dos pacientes durante um ano para a avaliação da estabilidade do parafuso de ouro. A maioria dos pacientes (89%) não precisou mais do que quatro consultas durante o primeiro ano, sendo que a distribuição de consultas não foi significativamente diferente do que ocorreu para os demais pacientes que receberam estruturas fundidas. Cerca de 97% das peças soldadas apresentaram estabilidade do parafuso de ouro um ano depois de instalada as

próteses. Esta estabilidade demonstrou ser significativamente maior quando comparada às próteses com estruturas fundidas. Foi concluído que a técnica proposta facilitou os procedimentos laboratoriais e clinicamente, no período avaliado, permitiu boa adaptação da prótese aos implantes, uma vez que a perda de parafusos foi insignificante.

Segundo Lautenschlager & Monaghan (1993), restaurações dentais a base de titânio puro e ligas de titânio foram avaliadas com relação às suas características para uso dental. O titânio puro (Ti c.p.) sofreu transformações quando aquecido a 883°C e se uniu a uma variedade de elementos que alteraram suas propriedades, principalmente, para o aprimoramento de suas propriedades mecânicas. Elementos como o alumínio e o vanádio foram incorporados para formar a liga de Ti-6Al-4V, apresentando-se com excelente biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, sendo observada pequena ou nenhuma reação com os tecidos do corpo. A camada de óxido formado em sua superfície (TiO₂) o tornou passivo, impedindo a penetração do oxigênio e permitindo uma interação fisiológica com fluidos, proteínas e uma íntima relação com tecidos moles e duros. A aplicação desse metal em reabilitações estéticas foi favorável, uma vez que aderiu a porcelana que é aplicada em sua superfície. Finalizada a revisão da literatura, os autores concluíram que o titânio podia ser empregado no processo de osseointegração por promover acelerada cicatrização e que novas tecnologias deviam ser desenvolvidas para se ter ligas com menor ponto de fusão e com as mesmas propriedades de resistência à corrosão e biocompatibilidade.

Uma precisa adaptação da interface prótese-implante foi recomendada por McCartey & Doud (1993) para minimizar a tensão no parafuso da prótese e evitar a perda óssea em torno do implante. A contração sofrida por estruturas metálicas longas decorrentes do processo de fundição promovia discrepâncias e dificuldades de adaptação no modelo de trabalho, tornando, portanto, indispensável à aplicação de métodos que visassem minimizar o desajuste marginal das próteses e assim uma relação passiva entre os implantes e os

retentores. Nesse trabalho, foi proposta uma técnica visando a obtenção de assentamento passivo de próteses implanto-suportadas por meio de soldagem das bordas dos cilindros de ouro à estrutura fundida. Este procedimento almejou, com a obtenção de um modelo mestre preciso, verificar a exatidão do processo de soldagem. Inicialmente, cilindros pré-fabricados de ouro (Nobel) foram parafusados aos 5 intermediários no modelo mestre e cilindros calcináveis vazados, com espaçamento interno de 0,5 mm foram fixados a estes, exceto no cilindro mediano. Foi obtido o padrão para inclusão por união de todos os componentes com resina acrílica. O cilindro de ouro mediano foi unido diretamente no acrílico para que depois de fundida a estrutura, orientasse o assentamento sobre os intermediários posicionados na boca do paciente. O espaço compreendido entre os cilindros de ouro e a peça metálica foi preenchido com resina e a estrutura removida com os cilindros de ouro incorporados. A seguir foi fixada, através de análogos, a um bloco de revestimento para a realização do processo de soldagem de bordos. Concluída a etapa anterior, a precisão de adaptação marginal dos cilindros foi averiguada no modelo mestre e depois confirmado no paciente. Foi observada boa adaptação das fundições extensas pela técnica de soldagem de bordos de cilindros de ouro.

Em 1993, Glantz *et al.* utilizaram *strain gauges* para captação de tensões em componentes protéticos após esforço oclusal mastigatório numa prótese total fixa implanto-retida em simulação clínica e num ensaio laboratorial. Foi selecionado paciente com rebordo mandibular edêntulo e que recebeu 6 implantes entre os forames mentonianos para a confecção de uma reabilitação com *cantilevers* distais conforme preconizado pelo protocolo *Branemark*. A arcada superior do paciente continha uma restauração desde o segundo pré-molar superior direito, estendendo-se até segundo molar superior esquerdo. Previamente a realização dos ensaios de tensão, *strain gauges* foram colados a superfície externa dos *abutments* tipo *standard* distando 3 mm da junção com o implante. Para cada *abutment*, os dispositivos foram arranjados de modo a formar um quarto de ponte de *Wheatstone*. Durante os ensaios de tensão, o paciente foi

orientado a mastigar, após instalação da prótese, por no máximo 10 vezes e mantendo uma separação entre as arcadas por 5 a 10 segundos. Porções de alimento em cubos com medidas de 20 x 20 x 20 mm foram trituradas. Já para a realização da simulação laboratorial, os implantes seguiram idêntico posicionamento, tendo sido aplicado carregamento axial sob área de *cantilever* da prótese. Os resultados demonstraram não haver diferenças entre os registros de tensões geradas mediante esforço funcional entre as situações experimentais *in vivo* e *in vitro*. Os autores concluíram que o processo mastigatório é bem mais complexo do que apenas uma análise de cargas axiais e que novos estudos deveriam verificar o efeito de esforços aplicados em diferentes sentidos.

Em 1993, um método alternativo para a confecção de próteses removíveis com coroas telescópicas através do uso da eletroerosão foi proposto por Weber & Frank. Para diversos casos clínicos onde foi possível ser elaborada uma prótese fixa conjugada com uma removível, dentes remanescentes foram preparados proteticamente e realizada moldagem final para obtenção de modelo de trabalho. *Copings* metálicos fundidos e fresados foram obtidos e recobriram os dentes preparados, também operaram para a retenção e o suporte de uma infra-estrutura metálica que recebeu revestimento cerâmico. As estruturas foram fundidas em monobloco e adaptadas aos *copings* somente após serem submetidas à eletroerosão sobre troqueis metalizados em cobre. Adicionalmente, foi empregada para algumas próteses a soldagem a *laser* que teve o intuito de unir *attachments* à estrutura protética. Os autores concluíram que o recurso da eletroerosão permitiu que fossem confeccionadas coroas telescópicas com alto grau de precisão, mesmo em estruturas fundidas em ligas de metais básicos.

Weinberg (1993) descreveu os princípios de distribuição de forças aplicados no diagnóstico e tratamento das próteses implanto-suportadas. A distribuição de tensões no sistema esteve em função da relação de dureza/flexão de cada membro do sistema. A pouca flexão do tecido ósseo e a ausência de micromovimentos dos implantes osseointegrados fez com que a distribuição de

tensões não fosse igual ao que ocorreu com dentes naturais. As cargas verticais tenderam a concentrar forças no ápice dos implantes e as cargas laterais resultaram em elevada tensão na crista óssea. Segundo o autor, a melhor forma de minimizar tensões na crista do rebordo foi à elaboração de uma relação oclusal cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cuspidéas para minimizar a área de impacto. Nas reabilitações implanto-suportadas foi demonstrado que o parafuso de ouro que reteve a prótese representou a porção mais flexível do sistema com maior micromovimentação. O uso de *abutments* angulados ou *cantilevers* geraram maior sobrecarga no parafuso do *abutment* e em situações de precária adaptação entre próteses e *abutment* ocorreu maior tensão no parafuso de ouro, causando a sua fadiga e fratura. Em situações de elevado esforço, o parafuso do *abutment* se apresentou mais forte que o parafuso de ouro e, conseqüentemente, mais resistente à falhas. O autor concluiu que em virtude da flexibilidade do ligamento periodontal, nos dentes naturais a distribuição adequada de forças entre os retentores dependeu da confecção de uma estrutura rígida, enquanto que nos implantes a propagação de forças esteve diretamente relacionada à deformação do parafuso de ouro.

Aparicio (1994) avaliou durante dois anos de acompanhamento clínico, próteses metalocerâmicas que incorporaram 214 cilindros de ouro à sua estrutura por meio de agente de cimentação resinoso. Foi planejada a confecção de 64 próteses fixas para ancoragem em pilares tipo *Estheticone* (Nobel) ou pilares angulados e posterior monitoramento nas seguintes fases: 2^a a 4^a semana, 3^a mês, 1^a ano e 24^a mês. A seguir, foi descrita a técnica de elaboração, a qual utilizava, fixados aos pilares, os cilindros modificados cobertos com uma fina película de resina acrílica (Duralay) de 0,3 mm espessura. O padrão em cera foi esculpido sobre os cilindros, incluído e fundido em monobloco. A estrutura metálica foi ajustada para se avaliar a ausência de espaço interno maior que 0,3 mm entre os cilindros e a peça, impedindo que a capacidade de resistência do cimento resinoso fosse reduzida, minimizando a possibilidade de fratura da película de cimento. A prótese foi posicionada e cimentada sobre os cilindros

fixados aos análogos no modelo de trabalho. Aguardado a polimerização da resina e removidos os excessos, o artefato com os cilindros incorporados foi polido e parafusado na boca do paciente. A avaliação da passividade de assentamento sobre os pilares foi determinada por três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante o posicionamento; apertamento final de todos os parafusos sem exceder a meia volta dos mesmos (180°); e, pelo teste do aperto do parafuso único. Nenhum dos 214 *abutments* mostraram sinais de perda da cimentação e todos os parafusos permaneceram apertados durante as etapas de monitoramento. Concluído o período de acompanhamento clínico, a técnica de cimentação das próteses fixas metalocerâmicas sobre cilindros foi considerada de grande valia na obtenção de passividade na relação com os implantes.

Carlson & Carlsson (1994) procuraram descrever as complicações protéticas mais freqüentes que ocorreram em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. Dezesseis clínicas foram incluídas no estudo e uma média de dois dentistas por clínica atuaram nas restaurações protéticas. Foram selecionados 561 pacientes que retornaram durante um específico período e possuíam 600 reabilitações. As próteses foram colocadas 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 maioria 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 se apresentou 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 *abutment* 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 permanente atenção profissional que devia ser administrada por meio de visitas regulares dos pacientes.

Em um estudo realizado por Waskewicz *et al.* (1994) foi comparado o padrão de tensão gerada ao redor dos implantes por infra-estruturas adaptadas de forma passiva e sem passividade. Um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana desdentada foi fabricado a partir de um bloco de resina fotoelástica. O modelo apresentou dimensões de 4 x 1,3 x 11cm, sendo obtido exemplar uniforme por meio de processo de fresagem. Na porção equivalente à crista do rebordo, foram preparados leitos receptores para a colocação de cinco implantes de 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento. Um implante foi inserido na posição mais mediana e os demais foram distribuídos bilateralmente de forma eqüidistante a 7mm um do outro, totalizando cinco implantes. Intermediários com cinta 4mm de altura foram parafusados aos implantes com torque de 20Ncm, procedendo-se ao enceramento da infra-estrutura sobre cilindros de ouro fixados aos pilares. A infra-estrutura fundida em liga de ouro teve sua adaptação avaliada por meio de inspeção em microscópio binocular durante o teste do aperto de um único parafuso aos implantes mais distalmente posicionados. A estrutura sem passividade foi seccionada e relacionada para ser soldada. As franjas representando as tensões formadas ao redor dos implantes foram visualizadas quando a infra-estrutura sem adequada adaptação foi parafusada numa seqüência de apertamento com 10Ncm em todos os implantes. Estruturas com boa adaptação apresentaram nível de tensão insignificante, entretanto na situação de maior concentração de tensões, estas se deram nos implantes mais distais localizados bilateralmente, principalmente no terço médio de cada implante, com menor tensão nos terços cervical e apical. Os autores concluíram que a transmissão de tensões aos implantes pode ser diminuída desde que seja preconizada uma boa adaptação entre os componentes protéticos.

Ganz (1995) relata o mecanismo de funcionamento e as possibilidades clínicas relacionadas à utilização do procedimento de eletroerosão como meio auxiliar para a construção de restaurações implanto-retidas. A eletroerosão foi definida como um processo que se vale da alta voltagem elétrica como meio de promover a remoção de pequenas somas de metal em microsegundos. Para tal propósito, eletrodos de cobre ou grafites foram preconizados e empregados como réplicas de componentes protéticos. Durante o processo, a restauração receberia forma interna equivalente ao dispositivo configurado nos eletrodos o que resultaria numa precisa adaptação entre partes protéticas, com absoluta passividade. Para elaboração de uma prótese destinada à reabilitação completa do arco maxilar, foi recomendada sua manufatura em duas etapas. A primeira, utilizando-se do recurso da eletroerosão, permitiria a elaboração de uma barra fresada com 2 graus de expulsividade nas suas paredes e precisamente adaptada aos *abutments* ou fixações. A segunda etapa, consistiria na elaboração de uma supra-estrutura removível, após processo de fundição, que atuaria revestindo a barra fresada. O autor também descreveu a importância do método de eletroerosão para a confecção de *attachments* que auxiliaram na retenção da porção destacável da prótese. Estes poderiam ser integrados a supra-estrutura metálica por soldagem a *laser*. Por fim, a parte metálica de cobertura receberia revestimento com resina acrílica polimerizada termicamente e dentes artificiais. Concluiu-se que apesar das desvantagens relacionadas à complexidade e aos custos laboratoriais envolvidos na confecção de próteses com barras fresadas por eletroerosão, estas foram compensadas pelos resultados favoráveis que poderiam ser alcançados, sobretudo, aqueles relativos aos aspectos estéticos, fonéticos e de higienização.

Jemt & Lie (1995) estudaram a adaptação de próteses do tipo protocolo em implantes posicionados em modelos mestres, procurando estabelecer um padrão aceitável de desajuste marginal das infra-estruturas. Pacientes edêntulos tratados com implantes osseointegrados foram selecionados para a reabilitação. Cinco pacientes tiveram implantes inseridos na maxila e dez pacientes na mandíbula, seguindo o padrão de colocação de cinco implantes na arcada inferior

e seis na superior. Após o período de cicatrização, foram executados procedimentos de moldagem de transferência com postes quadrados, obtenção do modelo mestre e confecção da infra-estrutura fundida pela técnica em monobloco. Concluída as etapas laboratoriais, a adaptação da prótese sobre os pilares foi avaliada usando o teste do parafuso único, pela técnica fotogramétrica tridimensional. Espelhos dispostos paralelamente em frete à lente de uma câmera fotográfica geraram imagens que foram captadas e analisadas em um programa de computador. Os espaços entre as estruturas e os pilares foram avaliados em três eixos de orientação, cuja média tridimensional de precisão atingiu 12 µm. Os resultados mostraram que a média de distorção tridimensional das estruturas foi de 42 µm na mandíbula e, significativamente, maior na maxila ($P<0,01$) com média de 74 µm de desajuste marginal. Foi também observada significativa distorção associada a maior largura ($P<0,05$) e curvatura ($P<0,001$) das estruturas fundidas. Segundo os autores, uma média de desadaptação da peça menor que 150 µm em relação ao modelo mestre, podia ser indicada para pacientes nas reabilitações totais fixas. O impacto biomecânico acarretado pelo nível de desajuste entre os implantes e a estrutura era complexo e não estava bem elucidado.

Schimitt *et al.* (1995) relataram um método destinado à correção de imprecisões marginais de próteses múltiplas implanto-retidas fundidas a partir de cilindros calcináveis tipo UCLA. Dois implantes osseointegrados na região correspondendo ao primeiro pré-molar e primeiro molar inferior direito foram moldados com postes de transferência. Análogos dos implantes confeccionados em latão e em cobre foram parafusados aos componentes de moldagem visando à confecção de modelos de trabalho. Dois modelos foram originados: um destinado à elaboração do padrão em cera e um segundo modelo contendo réplicas em cobre para uso na máquina de eletroerosão. Uma prótese em monobloco foi obtida a partir da técnica de fundição por cera perdida e posicionada sobre análogos de cobre, tendo sido conduzida ao aparelho de eletroerosão. Após o desgaste das margens, foi observado o assentamento da prótese sem interferências e com muita precisão. Foi possível concluir que desajustes

marginais e irregularidades nas bordas dos cilindros protéticos foram retificados após o uso do aparelho de eletroerosão.

Wang & Welsh (1995) examinaram as propriedades mecânicas de resistência à tração e alongamento de peças de titânio e Ti-6Al-4V unidas por processo de soldagem a *laser*, soldagem em ambiente de gás inerte e soldagem por brasagem com aquecimento por radiação infra-vermelha. Foram elaborados 16 bastões cilíndricos com 3 mm de diâmetro por 40mm de comprimento para cada grupo experimental. Destes, metade foi fundido em Ti e a outra metade em Ti-6Al-4V. Um grupo com estruturas maciças do metal e da liga foram utilizados como controle. Após a soldagem dos corpos-de-prova, estes foram montados em uma máquina de teste e submetidos a carregamento conduzido em única direção. O carregamento foi aplicado com velocidade de 0,5 mm/minuto até a ruptura da junção soldada ou fratura da barra. Durante o teste tração, foi mensurado o alongamento por meio de um extensômetro. Os resultados demonstraram que o grupo controle apresentou resistência à tração superior aos demais e os fragmentos soldados em Ti-6Al-4V foram mais resistentes. A resistência foi maior para os cilindros soldados com gás inerte, seguido pelos soldados a *laser* e por brasagem. Os espécimes soldados tiveram menores valores de alongamento quando comparados às estruturas do grupo controle. Os autores concluíram que os cilindros maciços em Ti e Ti-6Al-4V apresentaram maior resistência à tração e alongamento que as estruturas soldadas.

A técnica fotogramétrica tridimensional foi empregada por Jemt (1996) para avaliar a precisão de adaptação de próteses implanto-retidas em modelos mestres em comparação a situação intra-oral. Foram confeccionadas 17 próteses fixas provenientes de 7 modelos mestres maxilares e 10 mandibulares. Cinco peças foram confeccionadas em titânio a partir de segmentos soldados a *laser* e as 12 estruturas restantes foram obtidas em liga de ouro pela técnica de fundição em monobloco. O método de leitura dos desajustes - pelo método fotogramétrico tridimensional - foi baseado em fotografias realizadas por câmera fotográfica

modificada com espelhos dispostos paralelamente em frente à lente do aparelho. As imagens captadas foram analisadas por programa de computador sendo identificadas - em relação ao ponto central dos cilindros protéticos – as medidas de discrepância vertical entre as estruturas e os implantes. Foram encontrados valores de desajuste para mandíbula e maxila nas próteses posicionadas aos respectivos modelos mestres e na cavidade bucal. Nos modelos e em implantes na mandíbula, foram encontradas médias de 37 μm e 90 μm , respectivamente. Nos modelos e em implantes maxilares, foram obtidas médias de 75 μm e 111 μm , respectivamente. Foram identificadas diferenças estatisticamente significativas em relação às médias de assentamento sobre os modelos mestres e sobre os implantes na cavidade bucal. As diferenças de desajuste foram mais significativas para mandíbula ($P<0,001$) que para a maxila ($P<0,05$). O autor concluiu que distorções foram encontradas tanto nas avaliações da maxila quanto da mandíbula e que maiores distorções foram identificadas nos modelos mandibulares.

Evans (1997) descreveu uma seqüência de procedimentos clínicos e laboratoriais que foram empregados com o propósito de corrigir discrepâncias marginais de uma prótese implanto-retida utilizando-se um aparelho de eletroerosão. Durante a etapa clínica de instalação da restauração foi observado severo desajuste de margens na interface prótese-implantes. Procedeu-se, então, com a confecção de um *jig* de resina acrílica com transferentes quadrados ferulizados para o registro da posição dos implantes. A seguir, foram fixados análogos de cobre aos transferentes e as réplicas foram envolvidas com fios de cobre, de modo que foi montado um circuito elétrico para a eletroerosão. Utilizando-se gesso de baixa expansão, foi obtida uma base para a fixação e montagem do conjunto no aparelho. Restauração e eletrodos de cobre foram adequadamente conectados à máquina e imersos em líquido dielétrico. Após a eletroerosão das margens da prótese, estas foram analisadas sob lupa, tendo sido observado desgaste uniforme. No paciente, a restauração foi avaliada por inspeção clínica e por radiografias para verificar completo assentamento na plataforma dos implantes e, previamente a instalação, foi realizado acabamento e

polimento. O autor concluiu que a eletroerosão proveu uma rápida e precisa correção de desajustes marginais, evitando o procedimento de segmentação e soldagem da prótese.

Helldén & Dérand (1998) descreveram uma nova técnica (*Cresco Ti Precision*) para a correção das distorções oriundas do processo de fundição de infra-estruturas em monobloco implanto-retidas e avaliaram a passividade da peça através do método fotoelástico. Após a fundição em titânio, o corpo-de-prova foi posicionado sobre análogos dos implantes nos modelos mestres e fixados com cera. O conjunto foi levado a um articulador específico e elaborada uma cobertura de gesso sobre a peça metálica preservando a relação horizontal e vertical entre análogos e corpo-de-prova. Após a remoção da infra-estrutura, foram fixados cilindros pré-fabricados de titânio sobre os análogos e cortados ao longo do plano horizontal. O mesmo procedimento foi realizado para as porções de adaptação do corpo-de-prova e, em seguida, este foi reposicionado passivamente sobre os cilindros seccionados e realizada a soldagem *laser* das partes. Para avaliação da passividade da técnica, foram colocados 3 implantes num modelo fotoelástico e confeccionadas 4 peças metálicas (2 em monobloco e 2 com adaptação corrigida) com diferentes padrões de desajustes marginais (180 μm e 30 μm). O mesmo procedimento foi realizado para o emprego dos medidores de tensão. Após todos os parafusos das estruturas serem apertados a 40Ncm, foi observado pelo método fotoelástico redução da tensão transmitida aos implantes pela técnica do *Cresco Ti Precision* e aumento da tensão gerada nas estruturas com maiores desajustes marginais. A interpretação dos métodos empregados indicou que estruturas distorcidas deveriam ser corrigidas para prevenir transmissão de tensões aos componentes protéticos, aos implantes e ao osso, tendo sido a técnica descrita eficaz para este propósito.

Medidas de deformação mensuradas no osso e infra-estruturas foram avaliadas por Jemt & Lekholm (1998), utilizando a técnica de fotogramétrica tridimensional em próteses implanto-suportadas com desajustes marginais.

Imediatamente após a primeira sessão cirúrgica, a qual foram inseridos 3 implantes osseointegrados na tíbia de 4 ratos, foram realizados procedimentos visando à obtenção de modelos mestres contendo réplicas dos implantes. A seguir, foram posicionados cilindros de titânio sobre os análogos e realizada a união entre os componentes por meio de barras soldadas a *laser*, sendo padronizado um desajuste marginal de 1 mm entre os implantes centrais e as infra-estruturas. Depois de oito semanas, os implantes foram expostos e a infra-estrutura parafusada com torque de 15 Ncm aos implantes distais, então foi empregada a técnica de fotogrametria digital para avaliação das unidades protéticas e do tecido ósseo antes e após o apertamento do implante central com média de torque de 25,5 Ncm. As imagens obtidas foram superpostas num *software* que permitiu o registro do espaço marginal na junção prótese-implante e a visualização da deformação óssea por linhas que indicaram aumento ou diminuição de volume do tecido. Os resultados mostraram que devido à flexibilidade apresentada pelas infra-estruturas e pelo osso, ambos sofreram deslocamento axial de respectivamente, 177 μ m e 123 μ m, em média. Foi também observado que após o apertamento do parafuso central foi gerada tensão de 246N de magnitude e redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que o estudo das deformações geradas devido restaurações mal adaptadas precisa ainda de melhor entendimento quanto a sua relevância clínica, sendo que o fenômeno pode estar associado ao processo de remodelação óssea inicial ocorrido durante o primeiro ano de função.

Em 1999, Kan *et al.* revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do ajuste marginal de infra-estruturas. Baseados em estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150 μ m foram necessárias na busca de próteses implanto-suportadas com adaptação passiva. Entretanto, foi ainda considerado que fatores como o número de implantes e sua distribuição, a rigidez da estrutura e a qualidade óssea podem influenciar na tolerância ao nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Estes,

inicialmente, consistiram na aplicação de pressão alternada exercida pelos dedos sobre a prótese com o propósito de localizar pontos de fulcro, sendo associado com meios de inspeção visual e tátil através de explorador em margens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A seqüência de apertamento de parafusos - do centro para os extremos - foi considerada relevante, devendo ser avaliada a resistência do parafuso após o apoio da sua cabeça à base de assentamento, não devendo ser exercida mais que meia volta no parafuso (180°) antes do torque. Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso de um teste denominado de parafuso único, o qual avaliou o desajuste no segmento em balanço quando a prótese é apertada por um único parafuso num *abutment* mais distalmente posicionado, sendo indicado em associação aos métodos tácteis e visuais em peças supragengivais ou com radiografias em casos subgengivais. Os autores consideraram que o nível de desadaptação marginal tolerado em diferentes situações clínicas ainda não havia sido determinado, destacando que a combinação de métodos para detectar desajustes foi recomendada no intuito de minimizar as distorções.

Desajustes marginais entre uma infra-estrutura fresada implanto-retida e *abutments* foram corrigidos após processo de eletroerosão e uma prótese destacável maxilar conectada por *attachments* foi confeccionada, conforme relatado por Rubeling (1999). Num paciente com maxila edêntula contendo seis implantes uniformemente distribuídos em toda a extensão do arco, foram instalados *abutments standard*. Procedimento de moldagem foi realizado e obtido um molde que recebeu réplicas dos pilares. Estes foram envolvidos em fios de cobre, fechando circuito elétrico destinado à técnica de eletroerosão. Foi vertido gesso tipo IV e elaborado um modelo de trabalho que foi empregado na confecção de uma barra fresada fundida em liga de Co-Cr a partir de um padrão em cera conectado aos pilares por meio de cilindros plásticos. Previamente a eletroerosão, os pilares do modelo de trabalho foram substituídos por réplicas idênticas em cobre que aturam como eletrodos. A seguir, a estrutura foi assentada sobre os

análogos e o modelo conduzido ao aparelho programado com potência, frequência e tempo compatíveis à liga metálica empregada. Todo o processo foi conduzido até que fossem observadas faíscas na junção da peça com os eletrodos, sendo os desajustes, aferidos pelo teste de *Sheffield*, ou seja, método onde um único parafuso foi apertado em pilares distais e fendas marginais foram avaliadas nos demais *abutments*. Em seqüência, uma supra-estrutura foi encerada sobre a estrutura previamente fresada. Esta permaneceu retida à barra fresada por um sistema de *attachments* soldados a cada extensão lateral da supra-estrutura que finalmente foi recoberta com dentes artificiais e resina acrílica. Concluiu-se que após a eletroerosão, a barra fresada se assentou sobre os pilares no modelo de trabalho com total adaptação passiva e que o método poderia também ser empregado às próteses implanto-retidas destinadas a receber cobertura cerâmica.

Técnicas de sobre-fundição, soldagem de segmentos e eletroerosão para correção de discrepâncias marginais em próteses implanto-retidas foram descritas por Romero *et al.* (2000). A partir de uma matriz metálica constituída por dois implantes foram obtidas, de padrões elaborados com cilindros calcináveis conectados em resina acrílica, 30 estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco. Desse total, 20 foram seccionadas, sendo 10 estruturas reunidas com resina acrílica para soldagem e as outras 10, reunidas pelos segmentos a partir de inclusão em revestimento para sobre-fundição. Nas 10 estruturas maciças remanescentes, foi realizada a eletroerosão das bordas contra análogos de cobre dos implantes, sendo as bordas dos cilindros protéticos retificadas. Foi procedida a leitura dos desajustes marginais na junção estrutura/implante para todos os grupos, sendo o protocolo do aperto de um único parafuso adotado com mensurações nas faces vestibular, lingual e distal no segmento alçado. Os resultados mostraram menor desajuste de margens para as estruturas submetidas a eletroerosão (7,5 μm), seguido pelas submetidas à sobre-fundição (15 μm) e, por fim, pelas que tiveram seus segmentos soldados (72 μm). Foi possível concluir que o processo envolvendo eletroerosão promoveu melhor correção das discrepâncias marginais e evitou

modificações estruturais nas peças causadas por reunião de segmentos seccionados.

Complicações mecânicas relacionadas às restaurações implanto-suportadas foram relatadas numa revisão da literatura realizada por Schwarz (2000). Foi considerado que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Ocorrências de perdas ou fraturas de parafusos foram fenômenos freqüentemente mencionados tanto para pacientes parcialmente quanto completamente edêntulos reabilitados. A precisão do ajuste marginal foi estimada como fator primordial para a manutenção da estabilidade do parafuso do *abutment*, sendo observado - em diferentes sistemas com hexágono externo - maior incidência de movimentos rotacionais e folga do parafuso quando comparado a sistemas de conexões internas do *abutment* por fricção. As fraturas de componentes e estruturas foram comuns na região posterior e relacionadas a próteses suportadas por um ou dois implantes em associação à *cantilevers* e nos pacientes com hábitos parafuncionais. A falência das reabilitações em situações de extensões em balanço foi prevenida com fixações de largo diâmetro e pela adoção de maior número de implantes e a disposição tripóide dos mesmos. Assim sendo, concluiu-se que as forças que incidem fora do eixo axial devem ser evitadas para que os componentes protéticos sejam menos solicitados e, portanto, para se obtenha maior longevidade das fixações.

Tensões captadas por *strain gauges* quando da instalação de próteses implanto-retidas foram avaliadas por Watanabe *et al.* (2000). Neste estudo foram avaliados 4 métodos de confecção da estrutura metálica e a influência da seqüência de aperto e torque de parafusos nas tensões transferidas à região circundante aos implantes. Para tal, num bloco em poliuretano de formato retangular medindo 30 x 40 x 30 mm, foram inseridos 3 implantes IMZ® com 4 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento. *Strain gauges* foram distribuídos na superfície do bloco, dispostos circunferencialmente e distando 1 mm do corpo dos

implantes. A seguir, foram obtidos, a partir de moldagem de transferência, modelos de trabalho em gesso, tendo sido confeccionadas 4 estruturas em monobloco, 4 após seccionamento da estrutura com disco e reunião dos segmentos através de soldagem por brasagem, 4 por soldagem de segmentos metálicos previamente fundidos e 4 obtidas após cimentação sobre cilindros pré-fabricados em titânio. Para cada um dos corpos-de-prova, foram realizados 7 ensaios de captação de tensões quando do apertamento de parafusos no implante central para os da extremidade (nos implantes 2, 1 e 3). Ainda, foi avaliada a influência do apertamento seqüenciado de parafusos (nos implantes 1, 2 e 3) e do aperto da extremidade para o centro (nos implantes 1, 3 e 2) nas técnicas por soldagem e por cimentação. Os resultados mostraram que houve diferenças estatisticamente significativas ($P < 0,05$) entre os métodos empregados para a obtenção das próteses, sendo a técnica de cimentação a que resultou em menor tensão. Quanto às seqüências de aperto de parafusos, os menores valores de tensão foram detectados quando do apertamento inicial do parafuso central e depois os dos implantes extremos (2, 1 e 3). Foi concluído que a técnica da cimentação da estrutura a componentes pré-fabricados promoveu menores valores de tensão, não sendo esta influenciada pela ordem de aperto e torque de parafusos nos implantes.

Num estudo laboratorial realizado por Randi *et al.* (2001), o ajuste marginal de próteses implanto-retidas fundidas em monobloco foi comparado com o de peças cimentadas, sendo também avaliada a força de união ao agente cimentante mediante duas condições de tratamento da superfície metálica interna da prótese. Numa matriz metálica confeccionada em alumínio, foram posicionados 3 implantes e parafusados *abutments* do tipo *EsthetiCone* com torque de 20 Ncm. Estruturas do grupo monobloco foram enceradas a partir da união de cilindros protéticos em liga de ouro posicionados sobre os *abutments*, em seguida foram realizadas sobre-fundições com a mesma liga e obtidas 10 peças metálicas. No grupo cimentado, sobre os *abutments* foram fixados cilindros modificados em liga de ouro com cobertura de espaçador de 0,3 mm para o agente de união resinoso.

A seguir, padrões em cera foram elaborados sobre os cilindros modificados e fundidos pela mesma técnica adotada para monoblocos. Adicionalmente, as peças do grupo cimentado (10) foram divididas em mais dois subgrupos assim definidos: 5 estruturas a serem cimentadas mediante uso de agente de união ao metal (Panavia *metal primer*) e 5 a serem cimentadas sem tratamento da superfície interna do metal. Nos grupos monobloco e cimentado, foram avaliados os desajustes marginais das estruturas empregando o teste do aperto de um único parafuso e ainda, no grupo cimentado, foram realizados ensaios de tração para avaliar a força de retenção do sistema adesivo. Os resultados mostraram que as discrepâncias verticais das margens foram significativamente reduzidas para o grupo cimentado ($P < 0,01$) e que não houve diferenças estatisticamente significantes ($P > 0,06$) entre estruturas cimentadas que tiveram ou não tratamento de suas superfícies. Os autores concluíram que a técnica de obtenção de estruturas cimentadas eliminou as distorções incorporadas durante o processo de manufatura dos padrões e durante a fundição das estruturas em monobloco.

Sahin & Çehreli (2001) estudaram em revisão da literatura alguns fatores que governavam a conservação da osseointegração e, portanto o sucesso das reabilitações sobre implantes, relacionando o nível de desadaptação marginal com o assentamento passivo das infra-estruturas. Uma precisa adaptação marginal entre a estrutura protética e os implantes foi considerada como um dos pré-requisitos mais significativos para a manutenção da união osso-implante, sem que fossem gerados carregamentos indesejados ao tecido ósseo circundante. Em situações de união rígida entre implantes decorrentes das restaurações protéticas foram, eventualmente, observadas forças indutoras de tensões promovendo complicações relacionadas à perda ou fratura do parafuso do *abutment*, fratura da estrutura metálica e até a perda óssea peri-implantar. O estabelecimento do nível de desajuste tolerável foi considerado bastante complexo e de definição pouco provável, uma vez que foi influenciado por diversos fatores. Mesmo em circunstâncias extremas de desajuste marginal entre os componentes protéticos, freqüentemente, não foram registrados comprometimentos da osseointegração.

Portanto, foi relevante a avaliação da qualidade óssea, número, localização, comprimento e diâmetro dos implantes. Os métodos clínicos para o julgamento da adaptação passiva foram bastante empíricos, visto que se basearam em visualização direta e sensibilidade tátil, proporcionando diferentes resultados entre examinadores. As estruturas metálicas longas geraram uma soma de desajustes na união com os *abutments* e espaços marginais superior a 150 µm, tendo sido considerado inaceitável, requerendo o emprego de técnicas que promovessem passividade. Dentre as quais foi priorizado o seccionamento da peça e união por soldagem tipo brasagem ou *laser*. Baseado na literatura revisada, concluíram que os materiais e técnicas usados para a fabricação de estruturas fundidas foram dimensionalmente imprecisos e que a obtenção da adaptação passiva podia não ser alcançada.

Em 2003, num estudo realizado por Takahashi & Gunne, foi comparada a precisão de adaptação de infra-estruturas obtidas pelo sistema Procera e por fundição em monobloco utilizando liga de ouro. Foram empregadas 19 peças das quais 14 foram elaboradas pelo sistema Procera e 5 provenientes de fundição em liga de ouro. Antes do assentamento das infra-estruturas sobre os *abutments* nos modelos mestres, foi depositado por seringa, material de impressão de consistência leve. As peças foram então adaptadas sob pressão de 8 a 10 kg. Concluída a polimerização, foram obtidas películas que representavam a discrepância vertical entre os corpos-de-prova e os *abutments*. Foi utilizado microscópio mensurador - com precisão de aproximadamente 0,5 µm - para avaliar a espessura das películas coletadas. Os resultados mostraram média de 26,9 µm de desajuste para peças oriundas do sistema Procera e 46,8 µm para as fundidas em liga de ouro. Foi demonstrado que no aspecto desajuste marginal, as peças confeccionadas pelo sistema Procera foram significativamente melhores que as fundidas empregando liga nobre.

Em 2004, Heckmann *et al.* investigaram a influência da técnica de moldagem, processo de fabricação e mecanismo de retenção em próteses

implanto-suportadas na tensão induzida à área adjacente aos implantes. A partir do registro da posição de dois implantes empregados numa prótese parcial fixa de três elementos, foi confeccionado um modelo mestre em resina epóxica com implantes incorporados (ITI[®]). Inicialmente, o modelo mestre foi moldado pela técnica da moldeira fechada e pela técnica da moldeira aberta, sendo constituídos 2 grupos com 10 corpos-de-prova cada - ambos destinados à elaboração de próteses cimentadas. Adicionalmente, foi constituído um terceiro grupo onde o padrão em cera foi elaborado diretamente sobre o modelo mestre. Já as próteses retidas por parafusos protéticos, foram distribuídas em 3 grupos experimentais que diferiram quanto ao método de processamento da prótese. No primeiro, estas foram confeccionadas a partir de cilindros plásticos sobre os *abutments*, no segundo foram empregados cilindros de ouro e a prótese foi obtida por sobre-fundição. Num terceiro grupo, cilindros de ouro foram incorporados à prótese por agente de união. Para as medidas de tensão, *strain gauges* foram posicionados junto às regiões mesial e distal dos implantes, tendo sido colados diretamente na superfície do modelo mestre. Previamente à realização dos ensaios, todos os *gauges* foram estabilizados em valor zero de deformação e, só então, as próteses foram instaladas. Os resultados evidenciaram que não houve diferenças estatísticas significativas quanto às tensões em próteses cimentadas oriundas de diferentes técnicas de moldagem. Para as próteses retidas por parafusos, aquelas obtidas a partir de cilindros calcináveis e por sobre-fundição não foram evidenciadas diferenças estatísticas no quesito tensão, exceto as restaurações retidas por cilindros de ouro incorporados por agente de cimentação. Concluiu-se que independente da técnica de moldagem e método de fabricação, desde que as próteses sejam cimentadas, menores serão as tensões induzidas.

Koke *et al.* (2004) compararam estruturas fundidas em duas ligas (Co-Cr e Ti c.p.) avaliando as tensões transmitidas aos *abutments* quando obtidas em monobloco e por soldagem *laser*. Foram fixados num bloco de alumínio por meio de resina epóxica dois implantes do tipo hexágono interno com diâmetros de 5,5 mm, distando 21 mm um do outro. Dois grupos contendo estruturas fundidas em

monobloco (10 em Co-Cr e 10 em Ti c.p.) e num terceiro grupo, 10 estruturas em Co-Cr foram soldadas a *laser*. Todas as peças foram posicionadas sobre os *abutments* e tiveram seus parafusos apertados em 18 Ncm. Os desajustes marginais foram medidos por microscópio óptico num aumento de 160X e precisão de aproximadamente 1,7 µm. As tensões foram avaliadas por *strain gauges* medindo 1,2 X 0,6 mm, alocados no espaço entre os implantes e os *abutments*. Os resultados indicaram que espaços marginais nas infra-estruturas de Co-Cr foram maiores (72 µm) quando comparadas com aos obtidos com as peças em Ti c.p. (40 µm). As estruturas em Co-Cr obtidas após soldagem de segmentos mostraram desajustes significativamente menores ($P<0,001$) que as peças em Co-Cr obtidas pela técnica monobloco. Os *strain gauges* registraram o deslocamento horizontal e vertical dos *abutments* após o procedimento de torque. Os autores concluíram que as infra-estruturas transmitiam maiores tensões aos *abutment* à medida que os valores de desajustes marginais eram maiores.

Naconecy *et al.* (2004) avaliaram a precisão, com o auxílio de *strain gauges* posicionados diretamente sobre infra-estruturas fundidas, de três técnicas de moldagem empregadas na confecção de próteses implanto-suportadas. Inicialmente, foi produzido um modelo de resina epóxica onde foram introduzidos 5 análogos de *abutments* do tipo mult-unit, estes dispostos de maneira a simular um protocolo *Branemark*. Moldeiras individuais foram produzidas, reservando espaço interno uniforme de 3 mm para o material de impressão. Destas, 2 possuíam furos para a passagem dos parafusos de fixação dos transferentes dos *abutments*, sendo utilizadas, respectivamente, nas técnicas de moldagem direta (moldeira aberta) com transferentes ferulizados e sem ferulização dos transferentes. Ainda, 1 moldeira foi finalizada sem furos para a técnica de moldagem indireta (moldeira fechada). As impressões foram realizadas com poliéter de consistência regular, seguido da fixação de réplicas dos *abutments* e preenchimento do molde com gesso especial tipo IV. Foram fundidas 15 infra-estruturas (5 para cada técnica) e um total de 8 pares de *strain gauges* foram colados sobre a superfície de cada, de modo a formar uma disposição de 4 pontes completas de *Wheatstone*. Sobre o

modelo mestre, as estruturas metálicas tiveram seus parafusos protéticos apertados a 10 Ncm e as tensões induzidas foram processadas por meio de um *software* para a unidade de microstrain (μ Strain). Os resultados mostraram que a deformação foi significativamente menor nas peças metálicas provenientes do processo de moldagem direta com transferentes ferulizados, quando comparado com as demais técnicas. Os autores concluíram que o procedimento mais preciso e confiável de moldagem foi representado pela técnica direta empregando a rígida união dos transferentes.

A desadaptação marginal de próteses implanto-retidas foi comparada por Sartori *et al.* (2004) em peças fundidas em monobloco com liga de ouro e titânio comercialmente puro antes e após procedimento de eletroerosão. Matriz metálica com 2 implantes fixados – correspondendo ao segundo pré-molar e segundo molar – foi elaborada e sobre cada implante foi parafusado um pilar protético cônico com torque de 20 Ncm. Foram constituídos 2 grupos – peças obtidas em liga de ouro e as obtidas em titânio – com 5 padrões confeccionados para cada. Os padrões foram em resina acrílica e tiveram dimensões padronizadas pelo auxílio de uma matriz de silicone, sendo utilizados cilindros protéticos em ouro para as fundições das estruturas nessa liga e cilindros plásticos para fundições realizadas em titânio. Destinados à retificação de margens por eletroerosão, foram construídos modelos em gesso contendo análogos em cobre - estes obtidos a partir do *index* dos *abutments* na matriz metálica. O processo de leitura dos desajustes nas margens foi realizado pelo teste de um único parafuso e, também, quando todos os parafusos protéticos foram apertados. Previamente a execução da eletroerosão, os resultados não demonstraram diferenças entre os grupos quanto ao desajuste avaliado pelo teste de um único parafuso, sendo, ainda, observada menor discrepância nas estruturas fundidas em liga de ouro quando todos os parafusos estavam apertados ($P<0,001$). Após a retificação das margens, a fenda marginal foi reduzida para ambos os grupos ($P<0,001$). Entre os grupos, após a eletroerosão, não houve diferenças significativas quando se avaliou o segmento alçado pelo aperto de só um parafuso, mas estruturas em

ouro se apresentaram melhor adaptadas que as de titânio quando ambos parafusos estavam apertados ($P < 0,001$). Concluíram que o processo de eletroerosão foi eficaz em reduzir os espaços marginais nas estruturas fundidas em liga de ouro e em titânio comercialmente puro quando avaliadas por diferentes critérios de mensuração de desajuste.

Zavanelli *et al.* (2004) avaliaram a vida em fadiga-corrosão de amostras confeccionadas em titânio comercialmente puro e liga Ti-6Al-4V intactas e soldadas a laser, e ensaiadas em diferentes meios de armazenagem. Para cada metal, 30 amostras semelhantes a um halteres, com 2,3 mm de diâmetro no segmento central, foram obtidas a partir do sistema de fundição Rematitan. Os ensaios de fadiga-corrosão foram realizados em máquina universal de ensaios com carga 30% abaixo do limite de escoamento a 0,2% do deslocamento, e combinando três situações de armazenagem: sem imersão, com saliva artificial e com saliva artificial fluoretada. Após ensaio a fratura, o número de ciclos foi registrado e a superfície de fratura analisada em microscópio eletrônico de varedura. As amostras fraturadas foram subsequenteiramente soldadas a laser, usinadas e ensaiadas novamente nas mesmas condições das amostras intactas. A análise de variância e o teste de Tukey com 5% de probabilidade, indicaram redução no número de ciclos até a fratura (5674 ciclos - saliva artificial e 3948 ciclos - saliva fluoretada) quando as amostras foram ensaiadas na presença das soluções de armazenagem, com diferença estatisticamente significativa em relação às amostras ensaiadas sem os meios (16186 ciclos). Os autores concluíram que as soluções de armazenagem reduziram a vida das amostras e o processo de soldagem a laser influenciou negativamente, diminuindo o número de ciclos até a fratura em ambos os metais sob as condições fadiga-corrosão.

Em 2005, Cehreli *et al.* avaliaram, em peças de cadáveres frescos, a estabilidade intra-óssea inicial de implantes imediatos e as tensões transmitidas à tábua óssea quando da aplicação de cargas em diferentes tipos de próteses implanto-suportadas. Dois cadáveres humanos foram selecionados e prontamente

obtidos modelos de estudo em gesso das arcadas após moldagem com hidrocolóide irreversível. Foram confeccionadas placas oclusais em resina acrílica na arcada inferior. Neste dispositivo, na região entre caninos, foram incluídas duas células de carga que permitiram controlar a intensidade de forças aplicadas contra os dentes superiores durante o relacionamento das arcadas em relação cêntrica. *Strain gauges* foram colados a cortical óssea vestibular na maxila entre caninos. Foi realizado um primeiro ensaio para captação de tensões referentes ao esforço sobre os dentes naturais. Só então, todos os dentes anteriores superiores foram extraídos para colocação imediata de seis implantes (ITI®) com diâmetros de 4,1 mm e comprimento de 12 mm. Por meio de um torquímetro manual, foi possível quantificar o torque final de inserção das fixações. A posição dos implantes foi transferida para um modelo de trabalho em gesso e coroas provisórias foram preparadas sobre *abutments solid* (ITI®) conectados as réplicas dos implantes. Previamente a instalação, as próteses temporárias tiveram suas bordas incisais ajustadas contra a superfície oclusal da placa inferior com o auxílio de um articulador semi-ajustável. As próteses foram instaladas de forma a se manterem individualizadas e submetidas a ensaios de captação de tensões. A seguir, novamente avaliadas quando o segmento constituído pelo incisivo central, incisivo lateral e canino esteve unido com resina e, finalmente, com todas as provisórias ferulizadas. Os ensaios foram repetidos quatro vezes para cada tipo de prótese. Os resultados demonstraram que tensões ao redor dos implantes individualizados na região central e lateral foram menores que aquelas ocasionadas nos incisivos naturais. Ainda, na região correspondente aos incisivos foi observada leve tendência de maiores tensões na estrutura óssea quando todas as unidades provisórias implanto-suportadas estiveram ferulizadas. O valor de torque final das fixações na região de canino e incisivo lateral foi comparativamente maior que o observado na área de incisivo central. Os autores concluíram que, em peças de cadáveres frescos, menores magnitudes de tensão ocorreram quando implantes foram posicionados nos lugares de incisivos centrais e laterais e que o

procedimento de ferulização teve pouco ou nenhum efeito para minimizar tensões na cortical óssea vestibular.

Uma nova técnica de obtenção de infra-estruturas metálicas implanto-retidas foi desenvolvida por Fragoso em 2005, e foi comparada com peças metálicas fundidas em monobloco e com outras obtidas pela incorporação de cilindros cimentados. A partir de uma matriz metálica mandibular contendo 05 análogos de *abutments* tipo Micro Unit, 10 estruturas foram confeccionadas de modelos elaborados em revestimento pela fundição-sobre-análogos. Estruturas com cilindros incorporados mediante cimentação por agente resinoso e pela técnica convencional em monobloco foram manufaturadas de outros 20 modelos elaborados em gesso tipo IV. As leituras de desajuste foram conduzidas num microscópio mensurador com aumento de 120X, tendo sido baseadas no protocolo do aperto de 10 Ncm em um único parafuso distalmente posicionado e avaliação de desajuste no segmento em alça. Pelo Análise de Variância e teste de Tukey foram constatadas diferenças estatísticas significativas ($P \leq 0,01$) entre os valores médios do grupo cilindro cimentado ($27,90 \pm 6,61 \mu\text{m}$), monobloco ($332,87 \pm 63,91 \mu\text{m}$) e fundição-sobre-análogos ($97,70 \pm 40,53 \mu\text{m}$). As estruturas metálicas implanto-retidas obtidas pela técnica de fundição-sobre-análogos apresentaram menor desajuste marginal que as fundidas em monobloco, mas com maior desajuste que as estruturas com cilindros cimentados.

Em 2006, Daroz se propôs a determinar o desajuste marginal de infra-estruturas metálicas implanto-retidas tipo monobloco antes e após o fresamento corretivo com retificador manual. Foi ainda avaliada a hipótese de que os procedimentos de fresamento corretivo poderiam ter influência sobre a confiabilidade do teste do parafuso único utilizado para averiguação de adaptação marginal de peças múltiplas sobre implantes. Foram confeccionadas 40 infra-estruturas metálicas pela técnica do monobloco, sendo 20 fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e outras 20 fundidas em liga de cobalto-cromo (Cr-Cr). Para tal, utilizou-se matriz metálica simulando a disposição clínica de

implantes osseointegrados na região interforames mentonianos contendo 5 análogos de pilares cônicos para peças múltiplas padrão Branemark e cilindros protéticos calcináveis compatíveis. As peças confeccionadas em Ti c.p. e em Co-Cr foram subdivididas em 2 subgrupos (n=10) de acordo com a seqüência de retificação a que foram impostas. Na seqüência A, ocorreu o fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos seguido do fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar. Já na seqüência B, foi procedido o fresamento corretivo da base de assentamento da cabeça do parafuso protético ao pilar seguido do fresamento corretivo das bordas de adaptação dos cilindros protéticos. A conduta forneceu um total de 4 grupos experimentais (Ti c.p. A e B; Co-Cr A e B). Leituras de desajuste marginal foram realizadas sobre a matriz metálica e com auxílio de um microscópio mensurador, baseadas na técnica do parafuso único e realizadas em cada estrutura antes e após cada etapa de retificação corretiva. Os resultados demonstraram que nos grupos Ti c.p. A e B, assim como no grupo Co-Cr A, não foi observada diferença significativa entre as condições experimentais. Porém, diferenças estatisticamente significativas foram observadas no Grupo Co-Cr B após a retificação corretiva das bordas dos cilindros fundidos. Foi concluído que os procedimentos de fresamento corretivo não mostraram efeito significativo sobre a adaptação marginal das peças de titânio. Contudo, em um grupo de peças fundidas em Co-Cr, a retificação das bordas dos cilindros mostrou efeito adverso sobre a passividade. Os procedimentos de fresamento corretivo adotados não apresentaram influência significativa sobre a confiabilidade do teste do parafuso único.

Karl *et al.* (2006) tiveram o propósito de quantificar as tensões desenvolvidas durante a fixação de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Em paciente com 3 implantes (ITI®) na porção posterior da maxila foi confeccionado um *jig* em resina acrílica e transferida a posição dos implantes a um bloco de resina epóxica que atuou como modelo mestre. A partir do modelo mestre foram realizadas moldagens com moldeiras individuais em resina acrílica carregadas com poliéter e obtidos 20 modelos de trabalho distribuídos entre 4

grupos. No Grupo 1, as próteses foram elaboradas e cimentadas sobre *abutments solid*. No grupo 2, 3 e 4, as restaurações foram parafusadas sobre *abutments synOcta* e confeccionadas, respectivamente, a partir de cilindros calcináveis, por sobre-fundição a cilindros de ouro e por incorporação de cilindros pré-fabricados com agente cimentante. Para análise das tensões, 2 *strain gauges* foram selecionados e colados com cianociacrilato a superfície oclusal dos pânticos. Os ensaios foram realizados somente após os *strain gauges* terem seus valores de tensão estabilizados em zero e então, as próteses foram fixadas sobre os *abutments*. Para o grupo 1 foi empregado agente de cimentação temporário para instalação das restaurações, já nos demais grupos, as próteses foram instaladas com parafuso protético com torque de 20 Ncm. Pelos resultados apresentados, as prótese parafusadas (grupo 2 e 3) ocasionaram maior tensão. Valores intermediários foram observados no grupo 4, onde apesar de se ter uma estrutura parafusada, esta foi por meio de cilindros pré-fabricadas incorporados por cimentação. O grupo 1 que se caracterizou por restaurações exclusivamente cimentadas apresentou os menores valores de tensão aferidos. Os autores concluíram que embora as próteses estivessem dentro critérios clinicamente aceitáveis, não foi possível encontrar próteses totalmente passivas com valor zero de tensão.

3 PROPOSIÇÃO

Em infra-estruturas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro, os objetivos deste estudo foram:

- 1- Avaliar e comparar os desajustes marginais e as tensões induzidas aos *abutments* de peças obtidas pelas técnicas monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos;
- 2- Para as três técnicas de confecção, avaliar e comparar a influência do processo eletroerosão da base de assentamento do parafuso e das bordas dos cilindros protéticos nos desajustes marginais e nas tensões transferidas aos *abutments*;
- 3- Correlacionar níveis de desajuste marginal com as tensões produzidas nos *abutments*.

4 MATERIAL E MÉTODOS

1 Delineamento geral

Inicialmente, foram obtidas 10 infra-estruturas fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) para cada grupo experimental (monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogo), sendo esta denominada etapa 1. Todas as peças foram avaliadas quanto ao desajuste marginal na interface infra-estrutura/*abutments* pelo uso da técnica do parafuso único. As tensões foram detectadas após o parafusamento das estruturas aos *abutments* mediante registro das deformações.

Num segundo momento, referido como etapa 2, as estruturas correspondentes aos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogo foram submetidas à correção da base de assentamento do parafuso protético por eletroerosão. As peças foram novamente avaliadas quanto às discrepâncias marginais e quanto às tensões induzidas aos *abutments*.

Numa terceira fase do estudo, nomeada de etapa 3, as peças tiveram as bordas dos cilindros protéticos corrigidas pela eletroerosão, sendo novamente avaliadas quanto ao desajuste marginal e tensões mais uma vez induzidas aos *abutments*.

A Figura 1 exhibe esquematicamente o delineamento geral da pesquisa e a seqüência de procedimentos realizados.

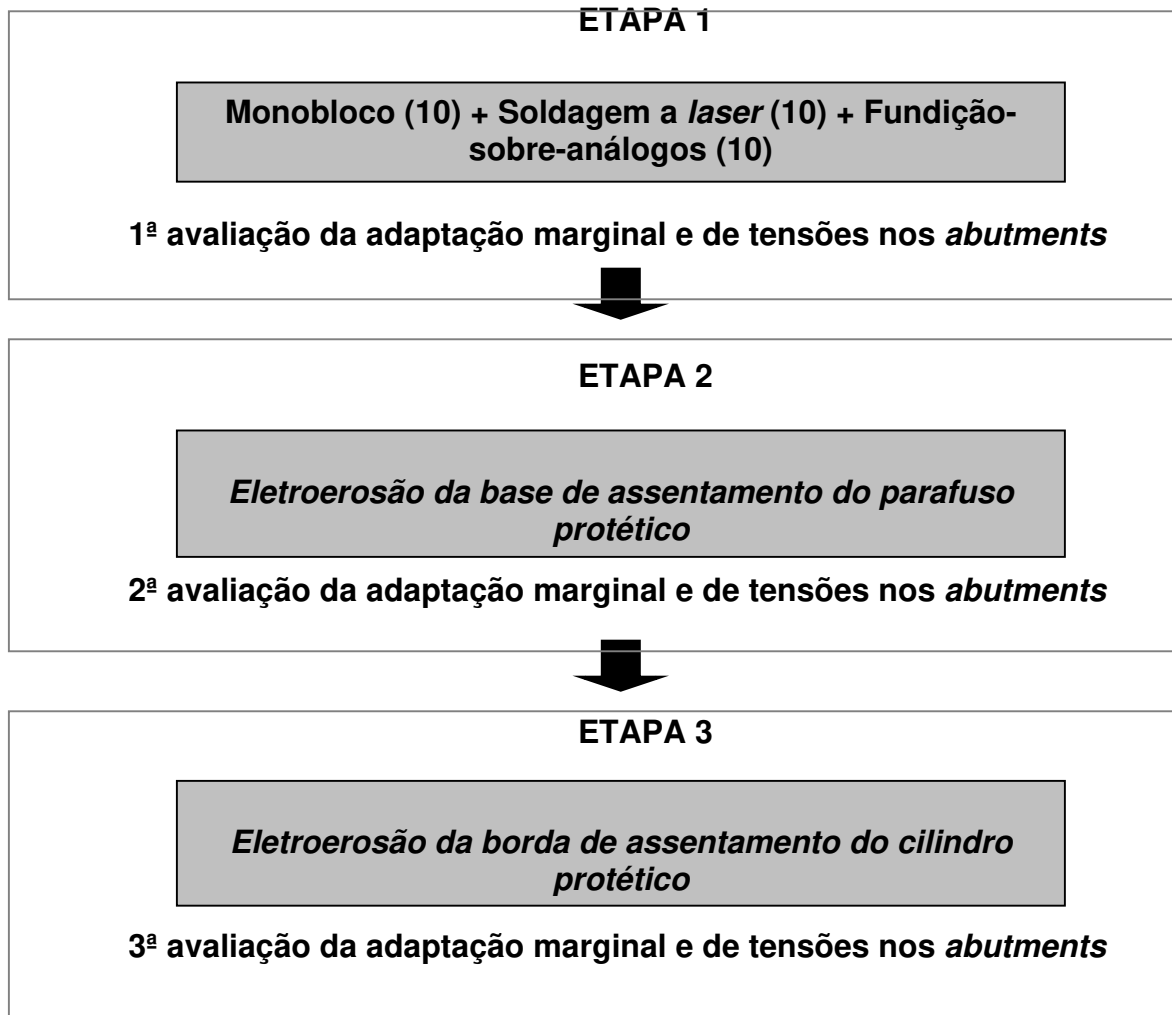


Figura 1 - Esquema exibindo o delineamento geral da pesquisa.

2 Características da matriz metálica

A matriz metálica foi confeccionada em aço inoxidável em forma de hemicírculo com altura de 20 mm. A sua configuração simulou a distância média entre os forames mentonianos e apresentou superfície plana (Fragoso, 2005). Um torno computadorizado (GU800 CNC; Index, Munique, Alemanha) foi empregado na elaboração da peça a partir de um bloco de aço inoxidável (ASTM 310).

Foram realizados cinco furos paralelos entre si de 3,38 mm de diâmetro, dispostos simetricamente a partir da linha mediana do arco. Cinco réplicas de pilares cônicos (A, B, C, D e E) – (Micro Unit; Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo) - foram instaladas por fricção nos furos e imobilizadas por parafusos transversais (Figura 2a e 2b). A medida entre as réplicas foi de 10 mm de centro a centro, portanto distando 6 mm de borda a borda. Com o intuito de viabilizar as observações de desadaptação das peças instaladas, as réplicas ficaram 3 mm em altura acima do rebordo do protótipo de aço.

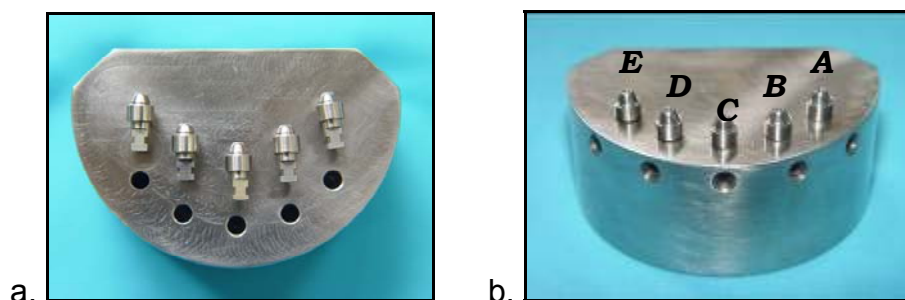


Figura 2 - a. Matriz metálica em vista superior. b. Vista frontal da matriz e a disposição dos análogos.

3 Confeção das infra-estruturas do grupo monobloco

3.1 Moldagem de transferência

Para a moldagem de transferência foi utilizada uma moldeira individual confeccionada em resina acrílica ativada quimicamente (Clássico Ltda, Campo Limpo Paulista) portando abertura superior para o acesso dos parafusos dos transferentes quadrados de moldagem (Conexão Sistemas de Prótese). Os transferentes foram posicionados sobre os *abutments* e amarrados com fio dental seguido pelo recobrimento com resina acrílica (Partern Resin LS; GC America Inc., Alsip, EUA). Em seguida, com um disco diamantado fino, foi feita a separação dos postes de impressão visando minimizar o efeito de

contração de polimerização da resina acrílica. Depois de readaptados os componentes de impressão, o conjunto foi novamente ferulizado com pequenas porções de resina acrílica (Figura 3a). Na moldagem de transferência foi empregado elastômero tipo poliéter de consistência leve (Impregum Soft; 3M Espe, Sumaré) manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, sendo injetado ao redor dos transferentes e inserido na moldeira. A impressão foi realizada com o posicionamento do conjunto moldeira/material de moldagem sobre a matriz metálica com pressão digital constante até que ocorresse a extrusão do excesso do material de moldagem. Após 6 minutos do início da manipulação do material de moldagem, como recomendado pelo fabricante, os parafusos foram desrosqueados através da abertura superior da moldeira (Figura 3b). A moldeira foi sacada e os transferentes quadrados permaneceram fixos no molde permitindo a acomodação dos análogos.

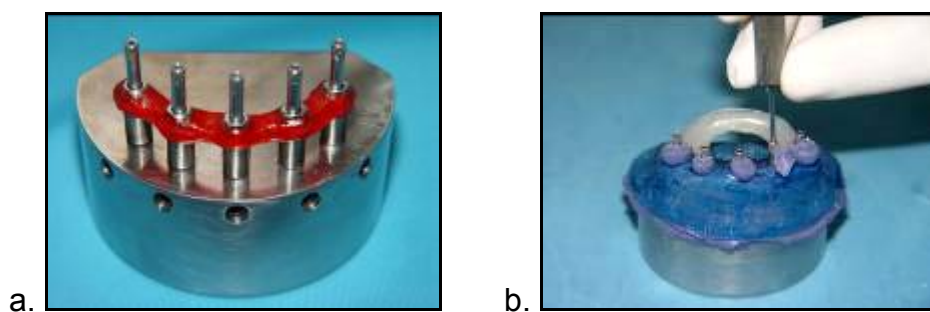


Figura 3 – a. Transferentes quadrados unidos com resina acrílica. b. Desrosqueamento dos parafusos dos transferentes quadrados após a impressão.

3.2 Modelos de trabalho

Após a fixação dos análogos metálicos (Conexão Sistemas de Prótese) nos moldes, foi realizado, sob vibração, o preenchimento com gesso tipo IV (GC Fujirock EP; GC America Inc.), proporcionado e manipulado de acordo com instruções do fabricante. Após a completa cristalização do gesso, foi realizada a separação dos modelos, obtendo-se 10 modelos de gesso.

3.3 Obtenção dos padrões para fundição

Para a confecção dos padrões foram empregados 50 cilindros protéticos em plástico (Conexão Sistemas de Prótese) os quais foram parafusados sobre os análogos. Barras cilíndricas de cera (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) de secção transversal de 4 mm foram recortadas e colocadas entre os cilindros protéticos e unidos a estes através de cera liquefeita (Kota Indústria e Comércio Ltda, São Paulo) (Figura 4). Nas extremidades livres, foi padronizada extensão distal de 10 mm de comprimento. As barras foram posicionadas 1 mm acima da interface entre o cilindro e a réplica do pilar.



Figura 4 - Padrão de fundição posicionado sobre as réplicas dos *abutments*.

Completa a confecção dos padrões, realizou-se o teste da adaptação que consistiu no aperto de um único parafuso numa das extremidades e avaliação da adaptação no lado oposto (Jemt, 1991; Kan *et al.*, 1999; Sartori *et al.*, 2004). Com o procedimento, as distorções visualizadas foram eliminadas pelo seccionamento de conexões e reunião por nova adição de cera. Foram enceradas 10 estruturas sobre os análogos metálicos do modelo em gesso.

3.4 Inclusão dos padrões de fundição

Sobre a superfície livre dos padrões, foram fixados 6 cilindros de cera (Dentaurum) de 4 mm de diâmetro. Estes foram unidos a uma barra em

forma de “U” com 5 mm de diâmetro. À barra foram conectados perpendicularmente outros 2 cilindros de cera com 5 mm de diâmetro, os quais foram adaptados à base formadora de cadinho de um anel de inclusão de silicone de tamanho compatível (Dentaurum) (Figura 5).



Figura 5 - Padrão em cera na base formadora de cadinho do anel de inclusão.

Líquido redutor de tensão de superfície (Waxit; Degussa AG, São Paulo) foi aplicado sobre todos os padrões em cera e deixado para secagem a temperatura ambiente por 5 minutos. Em seguida, anel de silicone compatível foi acomodado sobre a base formadora de cadinho e o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan Plus (Dentaurum) foi vertido, tendo sido proporcionado (250g de pó para 40ml de líquido) e manipulado seguindo as instruções do fabricante. Completado o preenchimento do anel, o conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente por 2 horas.

3.5 Processo de fundição

Os blocos de revestimento foram colocados com a base formadora de cadinho voltada para baixo em forno elétrico (Vulcan 3.550 NDI Box Furnace; Degussa AG) previamente programado. O programa de aquecimento está representado no quadro abaixo (quadro 1):

Quadro 1 – Ciclo de aquecimento dos anéis de revestimento:

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

Concluído o ciclo de aquecimento, os anéis de revestimento foram levados à máquina de fundição (Rematitan; Dentaaurum). Foi utilizado o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) na forma de pastilhas de 31 gramas (Tritan; Dentaaurum). Após a fundição, o bloco de revestimento foi imediatamente esfriado em água, conforme as recomendações do fabricante.

3.6 Desinclusão e Acabamento

As amostras foram removidas do revestimento através de um desinclusor pneumático (Silfradent; F.LLI Manfred, Roma, Itália) e jateadas com óxido de alumínio com partículas de 100 µm de granulação (Figura 6). Os condutos de alimentação foram então seccionados com disco de óxido de alumínio (Dentaaurum).



Figura 6 - Infra-estrutura desincluída e jateada.

4 Confeção das infra-estruturas do grupo soldagem a *laser*

Os procedimentos de moldagem de transferência, obtenção de modelos de trabalho, elaboração de padrões de fundição, inclusão, processo de fundição, desinclusão e acabamento foram realizados de forma idêntica como relatado para o grupo monobloco. Neste grupo, diferentemente do anterior, segmentos metálicos da infra-estrutura foram obtidos, sendo estabilizados, um a um, por meio dos parafusos nos análogos dos pilares cônicos (Micro Unit; Conexão Sistemas de Prótese) diretamente nos modelos de trabalho, com torque de 10 Ncm. A seguir, o aparelho de soldagem *laser* (Desktop Laser; Dentaureum) foi programado a 280V, pulso de 5 ms e focus igual a zero. Os segmentos metálicos foram completamente reunidos por pontos de solda (Figura 7), sendo estes aplicados alternadamente nas faces vestibular e lingual da estrutura com a finalidade de minimizar a contração oriunda do esfriamento da junção soldada. Ao fim do processo de soldagem, foram obtidas 10 estruturas, uma para cada modelo de gesso.



Figura 7 - Segmentos metálicos da infra-estrutura reunidos após procedimento de soldagem.

5 Confeção das infra-estruturas do grupo fundição-sobre-análogos

Neste grupo, os procedimentos de moldagem de transferência e obtenção de modelos de trabalho foram idênticos aos realizados para os demais grupos. A diferença se deu na utilização de análogos metálicos de cobre (Conexão Sistemas de Prótese) que foram fixados nos moldes e,

também, pelo vazamento destes com um revestimento especial para a fundição de titânio (Rematitan Ultra; Dentauro) que foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante. No total, foram obtidos 10 modelos refratários.

O procedimento de confecção de padrões de fundição foi realizado de forma bem semelhante ao que já foi relatado, porém o processo de inclusão evoluiu de maneira bem diferente ao referido para os demais grupos. Foram utilizados de cones plásticos pré-fabricados (Dentauro) que corresponderam à base formadora de cadinho e estes foram unidos aos padrões em cera (Figura 8a). Previamente a inclusão, foi ainda depositada sobre a superfície dos padrões uma camada de revestimento (Rematitan Ultra; Dentauro) aplicada com pincel (Figura 8b) e anéis metálicos de tamanho compatível foram utilizados e revestidos internamente com folha de amianto umedecida em água (Figura 8c). O preenchimento do anel metálico se deu sob vibração sendo, nesta técnica, empregado o mesmo revestimento usado na cobertura dos padrões (Rematitan Ultra; Dentauro) que foi proporcionado (250g de pó para 35ml de líquido) e manipulado como recomendado pelo fabricante.



Figura 8 – a. Padrão em cera com arranjo de condutos para fundição unidos à base formadora de cadinho. b. Camada de revestimento depositada sobre o padrão. c. Anel metálico revestido internamente com amianto.

O processo de fundição foi realizado seguindo a metodologia previamente relatada, sendo apenas diferente o ciclo de aquecimento adotado, que foi desenvolvido conforme o quadro abaixo (quadro 2):

Quadro 2 – Ciclo de aquecimento dos anéis de revestimento:

Programa	Temperatura (°C)	Velocidade de aquecimento (°C/min.)	Tempo de aquecimento (min.)
Ciclo 1	250	5	90
Ciclo 2	900	5	40
Ciclo 3	430	5	90

Para o grupo fundição-sobre-análogos, após os procedimentos de desinclusão e acabamento foi necessária à remoção de excessos marginais criados nas bordas dos cilindros metálicos (Figura 9a). Estes foram removidos por um dispositivo de retificação manual (Conexão Sistemas de Prótese) (Figura 9b). Uma vez acoplado aos cilindros metálicos, o retificador removeu os excessos após ação do instrumento em sentido horário (Figura 9c e 9d). Foram, então, obtidas 10 estruturas provenientes da técnica de fundição-sobre-análogos.

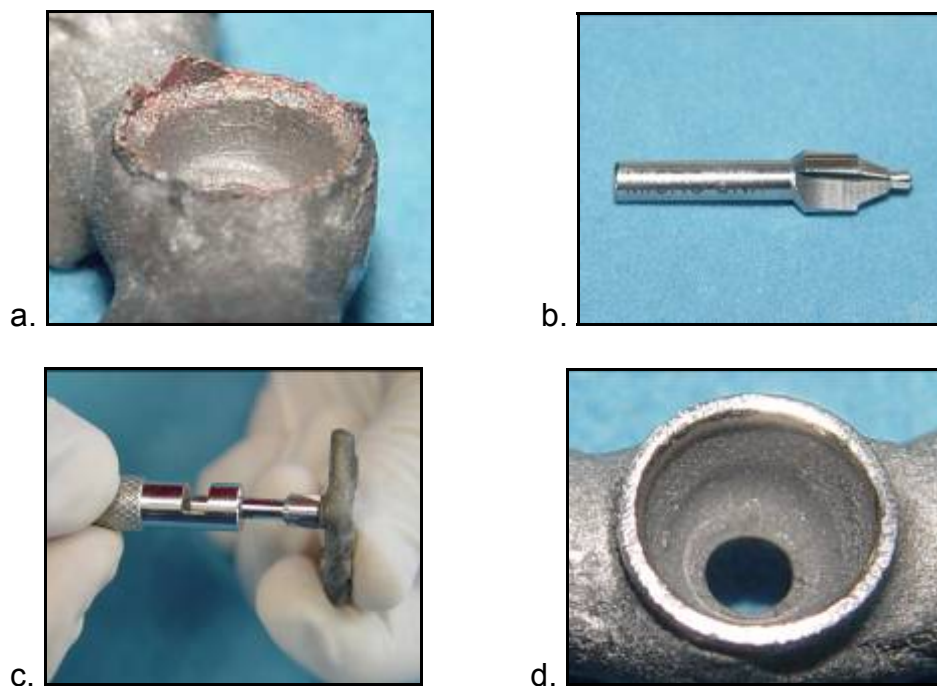


Figura 9 - a. Excessos na borda do cilindro após fundição. b. Dispositivo de retificação para o *abutment* cônico. c. Aplicação do retificador manual. d. Borda do cilindro após retificação.

6 Medida dos desajustes marginais

Para avaliação do desajuste marginal entre as infra-estruturas metálicas e os análogos do pilar cônico (Micro Unit; Conexão Sistemas de Prótese) foi utilizado microscópio (Mikro Vision; Leika, Wetzlar, Alemanha) com precisão de 0,5 μm e sob aumento de 120 vezes, sendo este acoplado a sistema digital de medição (Quadra Check 230; Metronics Inc., Bedford, EUA).

As infra-estruturas metálicas dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos foram adaptadas aos análogos da matriz metálica e o parafuso de titânio (Conexão Sistemas de Prótese) correspondente ao pilar A foi apertado com um torque de 10 Ncm por meio de um torquímetro manual (Conexão Sistemas de Prótese). Foi então verificada a fenda marginal

formada entre a peça metálica e os análogos nas posições C e E. O mesmo procedimento foi realizado com o outro parafuso do componente E para a medição das fendas nos implantes A e C (Jemt, 1991; Kan *et al.*, 1999; Sartori *et al.*, 2004).

Para leitura dos desajustes, a matriz metálica foi fixada a uma base em aço inox que permaneceu sobre a platina do microscópio de medição (Figura 10). A base metálica possibilitou a alteração de posição das estruturas para que os procedimentos de leitura pudessem ser efetuados nas faces vestibular (V) e lingual (L), diametralmente opostas, na interface *abutment*/estrutura dos três implantes que foram denominados com letras A, C e E. O plano focal do microscópio foi ajustado pela focalização de ambas as margens sem mudança de foco. Em cada interface, foram obtidas três leituras no ponto central da distância mesio-distal de cada *abutment* e feita a média aritmética entre os valores.



Figura 10 - Matriz e base metálicas sobre a platina do microscópio para leitura dos desajustes marginais.

7 Medida das deformações

7.1 Características dos *abutments* para extensiometria

Abutments foram especialmente elaborados em titânio e modificados, sendo dotados de 13 mm de comprimento de corpo com circunferência interna oca, correspondendo a 1,5 mm de diâmetro (Figura 11).



Figura 11 – Desenho esquemático de um *abutment* com medidas modificadas visando à captação de deformações.

No intuito de melhorar as características de adesão dos *strain gauges* as superfícies externas das réplicas, estas foram submetidas a um jateamento com óxido de alumínio com partículas de 100 μm de granulação.

7.2 Seleção, colagem e disposição dos *strain gauges*

Para este estudo, foram eleitos *strain gauges* constituídos por uma resistência elétrica delgada em forma de lâmina (*Foil gauge*) aplicada a uma base isolante e flexível (Figura 12a e 12b). Em função das dimensões de superfície dos *abutments*, foram selecionados extensômetros elétricos de resistência medindo precisamente 1,57 mm de comprimento por 1,27 mm de largura da base (350 Ω , 4V; Excel Sensores Ind. Com. e exportação Ltda, Embú).

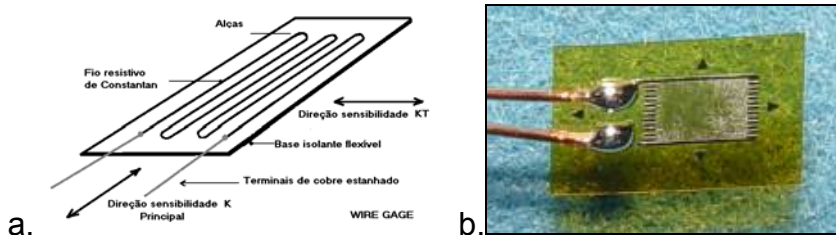


Figura 12 - a. Desenho esquemático da estrutura de um *strain gauge*. b. *Strain gauge* em forma de lâmina.

Limpeza da superfície dos *abutments* foi realizada com monômero (Clássico Ltda) aplicado em um algodão. A seguir, os *strain gauges* foram colados por meio de cianoacrilato (SuperBonder; Loctite Brasil Ltda, Itapevi) e com auxílio de uma película de teflon (Excel Sensores Ind. Com. e exportação Ltda). Esta permitiu que fosse exercida leve pressão digital sobre toda extensão dos *strain gauges*, otimizando o processo de colagem. Após a colagem, a superfície dos extensômetros foi revestida por uma camada de resina siliconada (Resina silicone RK; Excel Sensores Ind. Com. e Exportação Ltda) que atuou exercendo proteção mecânica e contra a umidade.

Para cada *abutment*, foi utilizado um par de *strain gauges* posicionados de forma diametralmente oposta, constituindo uma formação de $\frac{1}{2}$ ponte de *Wheatstone* (Figura 13). Esta formação foi suficiente para a captação dos fenômenos de deformação e, adicionalmente, preveniu que eventuais mudanças na temperatura dos extensômetros exercessem influência nos valores de tensão captados (Naconecy *et al.*, 2004).

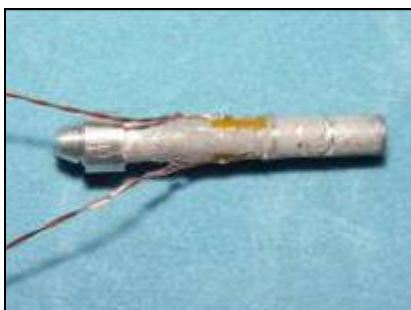


Figura 13- Análogo com *strain gauges* dispostos em $\frac{1}{2}$ ponte de *Wheatstone*.

7.3 Aquisição e análise dos valores de tensão

Inicialmente, a matriz metálica recebeu, em sua porção posterior, uma placa de circuito eletrônico destinada a montagem dos canais 1, 2, 3, 4 e 5 (Figura 14), que corresponderam aos respectivos *abutments* A, B, C, D e E (vide Figura 2b). Ao circuito eletrônico, foram fixados 5 cabos, um para cada canal, estendidos desde a matriz metálica até as entradas analógicas do aparelho ADS-500 (Lynx

Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo). Estes cabos atuaram conduzindo o sinal analógico de variação da resistência elétrica originado nos *abutments* A, B, C, D e E.

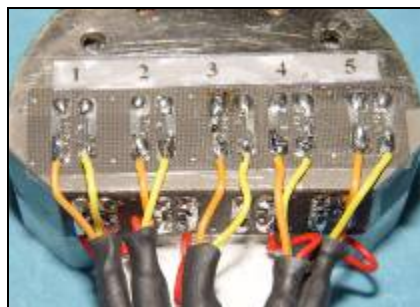


Figura 14- Vista posterior da matriz metálica com circuito montado para os canais 1, 2, 3, 4 e 5.

Os *abutments* introduzidos na matriz metálica passaram por um processo de calibração para que as micro-deformações (μStrain) primariamente detectadas em sua superfície pudessem ser obtidas em unidade grama-força (gf).

Para transformar o sinal analógico de variação resistiva em valores de micro-deformação (μStrain) ou indiretamente em valores de engenharia como grama-força (gf), fê-se necessário a utilização de um *software* (AqDados 7.02; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) fornecido pelo fabricante do aparelho ADS-500. Neste estudo, o software foi programado com os valores de Engenharia Shunt (V_E) em gf para cada canal, e atuou amplificando, condicionando e convertendo o sinal analógico em sinal digital com valores diretos de deformação na unidade gf.

Uma vez que o aparelho foi preparado para realização dos ensaios mecânicos com os *strain gauges*, os análogos modificados em titânio foram posicionados, com o auxílio de um *jig* em resina acrílica (Parttern Resin LS; GC America Inc.), por fricção nos furos da matriz metálica, assegurando um posicionamento idêntico à dos *abutments* originais (Figura 15).



Figura 15 - Vista frontal dos análogos posicionados com um *jig* e fixados a matriz por parafusos transversais.

A seguir, com uma chave manual, o aparelho ADS-500 foi acionado até que fosse observado no software AqDados 7.02 a diferença de potencial no voltímetro (Valor no A/D) próxima a “zero”. Desse modo, a função “executar ensaio” foi ativada e as infra-estruturas foram então posicionadas sobre os *abutments*. Adicionalmente, os parafusos protéticos foram apertados e submetidos a um torque de 10 Ncm com o auxílio de um torquímetro manual (Conexão Sistema de Próteses). Nos *abutments*, foi estabelecida a seguinte seqüência de aperto de parafusos: **B, D, C, A e E** (Naconecy *et al.*, 2004) (vide Figura 2b). Para cada infra-estrutura foram realizados dois ensaios para detecção das deformações.

Finalizado os ensaios para detecção de deformações, outro software (AqDAnalysis 7; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda) também fornecido pelo fabricante do aparelho ADS-500 foi empregado para a interpretação dos valores de deformação e para a obtenção de médias (gf) para cada *abutment*. As médias consideradas estiveram dentro do período em que todos os parafusos permaneceram sob torque de 10 Ncm.

8 Procedimento de eletroerosão

As infra-estruturas dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos foram submetidas ao processo de eletroerosão realizado em duas fases laboratoriais. Na primeira, foi visado o refinamento da região da

estrutura referente à base de assentamento do parafuso e, num segundo momento, empregado para as bordas dos cilindros protéticos.

8.1 Eletroerosão da base de assentamento do parafuso

Modelos em gesso contendo peças especialmente elaboradas em cobre foram utilizados para essa modalidade de eletroerosão (Figura 16). Estas foram envolvidas em fios de cobre condutores de eletricidade e, por meio do *jig*, parafusadas as réplicas dos *abutments* adaptados aos transferentes quadrados (Conexão Sistemas de Prótese). O conjunto foi posicionado a haste vertical do delineador (Fresadora 1000N; Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos) pelo análogo do *abutment*, sendo as peças em cobre centralizadas dentro do molde de silicone (Zetalabor; Zhermack, Milão, Itália) que permaneceu sobre a mesa analisadora do delineador (Figura 17). A seguir, foi vertido gesso tipo IV (GC Fujirock EP; GC America Inc.) dentro do molde. Toda a seqüência de procedimentos foi repetida até a obtenção de 30 modelos.



Figura 16 – Peça em cobre utilizada para eletroerosão da base de apoio do parafuso protético.



Figura 17 – Peças envolvidas com fios de cobre centralizadas dentro do molde de silicone.

Os componentes confeccionados em cobre desempenharam a função de eletrodos e por meio dos fios condutores de eletricidade foram conectados ao pólo negativo da máquina. As infra-estruturas metálicas foram fixadas a haste vertical móvel do aparelho por meio de um arranjo de bastões metálicos e resina acrílica, sendo conectadas ao pólo positivo. Desse modo, fechou-se um circuito elétrico e, só então, a máquina foi acionada.

Por meio de máquina específica (Electrical Discharge Machining; Tel Med Technologies, Fort Gratiot, EUA), o processo de eletroerosão ocorreu quando da íntima aproximação da infra-estrutura as peças de cobre, sem que, contudo, ocorresse contato entre as partes. Devido a esta justaposição, era formado um campo elétrico cuja diferença de potencial gerava descargas elétricas visíveis em forma de faísca. Durante o procedimento, o conjunto foi mantido submerso em líquido dielétrico (Tel Med Technologies) responsável pelo resfriamento, isolamento e remoção de resíduos (Figura 18).

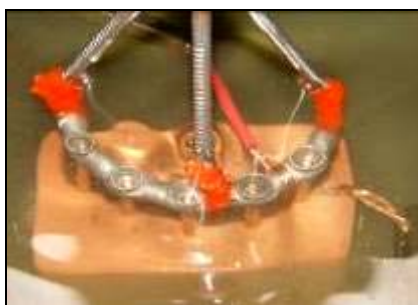


Figura 18 – Infra-estrutura e eletrodos submersos em líquido dielétrico durante processo de eletroerosão.

A haste vertical onde se fixava a estrutura metálica realizava movimentos controlados de sobe e desce, sendo estes monitorados por uma base geradora do equipamento que modulou a amperagem e frequência das descargas elétricas. A amperagem estava relacionada ao poder de usinagem do aparelho, enquanto a frequência relacionava-se ao número de descargas

elétricas por minuto. Ajustou-se a voltagem entre eletrodos em 80 volts conforme recomendado pelo fabricante.

Para o procedimento de eletroerosão da base de assentamento de parafusos, o aparelho foi utilizado por 60 minutos, não sendo excedido a este tempo, principalmente, para evitar possíveis danos ou a fragilização da base de assentamento do parafuso protético.

8.2 Eletroerosão da borda dos cilindros protéticos

Previamente a realização da eletroerosão, modelos em gesso contendo as réplicas dos *abutments* em cobre foram obtidos. Para tal, foi realizado um registro da posição dos *abutments* na matriz metálica por meio de um *jig* em resina acrílica com transferentes quadrados (Conexão Sistemas de Prótese) ferulizados. A seguir, ao *jig* foram adaptados e parafusados análogos dos pilares em cobre, estes envolvidos com fios condutores de eletricidade (Figura 19). O conjunto foi posicionado pelo parafuso de trabalho (Conexão Sistemas de Prótese) a haste vertical de um delineador, sendo as réplicas em cobre centralizadas dentro de um molde de silicone (Zetalabor; Zhermack) que esteve sobre a mesa analisadora do delineador. Em seqüência, foi vertido gesso tipo IV dentro do molde para a obtenção do modelo. Todo o processo foi repetido até a obtenção de 30 unidades.



Figura 19 - Análogos de cobre dos *abutments* adaptados aos transferentes do *jig* e envolvidos com fio condutores de eletricidade.

O procedimento de eletroerosão das bordas foi desenvolvido de maneira idêntica ao que foi relatado para as bases de assentamento. Todavia, o tempo de duração do processo foi de aproximadamente 4 horas ou até que fossem visíveis faíscas em toda a circunferência das 5 bordas metálicas quando próximas aos eletrodos.

9 Análise estatística dos dados

Os valores aferidos de desajuste marginal e tensão foram tabulados, sendo calculadas as médias e desvios-padrões para os grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos após cada etapa desenvolvida. A seguir, após análise exploratória dos dados, foi realizada Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas e teste estatístico de Tukey, em nível de 5% de probabilidade. Foi ainda avaliada a correlação entre as variáveis desajuste marginal e tensão pelo coeficiente de correlação de Pearson. O nível de significância adotado foi de 5% e programa estatístico SAS*.

* SAS Institute Inc., Cary, NC, USA., Release 8.2, 2001

5 RESULTADOS

Os valores médios (e desvio padrão) referentes ao desajuste marginal e tensão das infra-estruturas dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos foram comparados pelo teste de Tukey (Anexo) e são visualizados, respectivamente, nas Tabelas 1 e 2.

Na Tabela 1, os valores médios de desajuste marginal foram comparados entre os grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos após cada etapa do trabalho.

Tabela 1 - Média (μm) e desvio padrão de desajuste marginal dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos com relação às etapas do trabalho.

Etapas Grupos	Etapa 1	Etapa 2	Etapa 3
Monobloco	332,87 a A (63,91)	306,56 a A (80,97)	205,15 a B (66,12)
Soldagem a <i>laser</i>	199,68 b AB (36,34)	219,59 b A (46,29)	169,30 a B (30,81)
Fundição-sobre-análogos)	97,70 c A (40,53)	93,90 c A (46,47)	110,47 b A (49,39)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente na vertical (coluna) pelo teste de Tukey ($P<0,05$).

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas diferem estatisticamente na horizontal (linha) pelo teste de Tukey ($P<0,05$).

Houve diferença estatística significativa entre os grupos avaliados. Observa-se que o grupo fundição-sobre-análogos (97,70 μm) apresentou valor médio de desajuste marginal significativamente menor que os valores encontrados nos grupos soldagem a *laser* (199,68 μm) e monobloco (332,87 μm).

No grupo monobloco, entre as etapas 1 e 2 a redução do valor médio de desajuste não foi considerada estatisticamente significante. Por outro lado, entre as etapas 2 e 3, assim como entre as etapas 1 e 3, ocorreu diminuição significativa do desajuste.

No grupo soldagem a *laser*, constata-se que entre as etapa 1 e 2 houve um aumento não significativo nos valores médios de desajuste marginal. Já, entre as etapas 2 e 3, ocorreu uma redução nos valores médios considerada estatisticamente significativa. Entretanto, entre as etapas 1 e 3 não houve redução significativa nos valores médios de desajuste.

No grupo fundição-sobre-análogos, observa-se que entre todas as etapas não houve diferença estatística significativa entre os valores médios de desajuste.

Na Tabela 2, os valores médios de tensão nos *abutments* foram comparados entre os grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos após cada etapa do estudo.

Tabela 2 – Média (gf) e desvio padrão das tensões nos *abutments* dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos com relação às etapas do trabalho.

Etapas Grupos			
	Etapa 1	Etapa 2	Etapa 3
Monobloco	1071,82 a A (263,85)	907,01 a B (218,40)	503,05 a C (146,61)
Soldagem a <i>laser</i>	564,63 b A (176,36)	551,12 b A (169,77)	571,93 a A (216,84)
Fundição-sobre-análogos	514,18 b A (178,07)	461,14 b AB (137,35)	376,94 a B (119,44)

Médias seguidas por letras minúsculas distintas diferem estatisticamente na vertical (coluna) pelo teste de Tukey ($P<0,05$).

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas diferem estatisticamente na horizontal (linha) pelo teste de Tukey ($P<0,05$).

Os grupos soldagem a *laser* (564,63 gf) e fundição-sobre-análogos (514,18 gf) não diferiram estatisticamente entre si e apresentaram valores médios de tensão significativamente menores que o valor encontrado no grupo monobloco (1071,82 gf).

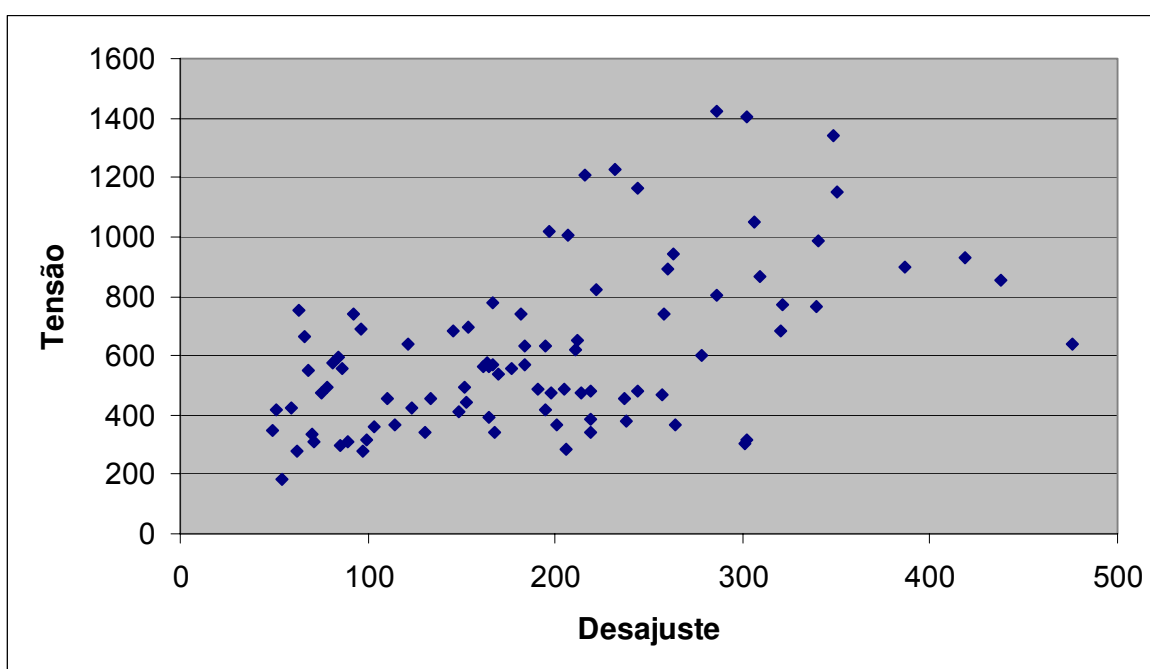
Constata-se que no grupo monobloco houve redução acentuada nos valores médios de tensão desde a etapa 1 até a etapa 3. Foram observadas diferenças estatísticas significativas nos valores médios entre todas as etapas.

No grupo soldagem a *laser* observa-se que da etapa 1 para a 2 ocorreu redução não significativa no valor médio de tensão. Já, entre as etapas 2 e 3, assim como entre as etapas 1 e 3, houve aumento estatisticamente não significativo.

Com relação ao grupo fundição-sobre-análogos, apura-se que ocorreu decréscimo no valor médio de tensão desde a etapa 1 até a etapa 3. Os valores entre as etapas 1 e 3 mostraram diferenças estatísticas significativas.

Os valores médios referentes ao desajuste marginal e tensão das infraestruturas dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos também foram avaliados quanto à existência de correlação pelo teste estatístico de Pearson ao nível de 5% de significância (Anexo), visualizados no Gráfico 1.

Gráfico 1 – Dispersão dos valores médios entre desajuste marginal (μm) e tensão (gf) nos *abutments* dos grupos monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos ao longo das etapas do estudo.



Observa-se, que à medida que os valores médios de desajuste marginal e tensão nos *abutments* foram sendo reduzidos, ocorreu maior concentração dos pontos no gráfico, evidenciando-se uma correlação entre as variáveis. Constata-se que ao longo das etapas do trabalho houve correlação positiva entre desajuste marginal e tensão ($r=0,529$ e $P<0,0001$).

6 DISCUSSÃO

A primeira hipótese deste estudo de que a técnica de fundição-sobre-análogos teria menor desajuste marginal que as técnicas monobloco e soldadas a laser foi confirmada. Verificando-se os resultados, observa-se que na fundição-sobre-análogos os desajustes foram reduzidos (97,70 μm) em relação às peças soldadas a *laser* (199,68 μm) e as em monobloco (332,87 μm). Nas peças sobre-análogos, pode-se considerar que as medidas estão dentro de padrões de desajuste clinicamente aceitáveis (Jemt & Lie, 1995; Sahin & Çehreli, 2001). É parâmetro a osseointegração ser preservada e serem poucas as evidências de complicações mecânicas observadas em pacientes reabilitados com próteses totais fixas com discrepâncias marginais inferiores a 150 μm .

A média de desajuste marginal das infra-estruturas fundidas-sobre-análogos (97,70 μm) mostrou-se compatível às obtidas por técnicas outras, como a de segmentação e posterior soldagem – a rotina mais utilizada por clínicos e técnicos especializados. Os resultados de desajuste tiveram similaridade aos encontrados por Jemt (1996) (90 μm) - o qual empregou a técnica da soldagem de segmentos a *laser* - e ao avaliado por Romero *et al.* (2000) (72 μm) - utilizando segmentos fundidos em liga de ouro e soldados por brasagem. Pelos resultados obtidos, pode-se acreditar que na técnica de fundição-sobre-análogos às distorções sejam minimizadas, apesar de uma peça fundida em monobloco ser obtida. Nela, tem-se a inclusão do padrão em conjunto com o modelo, evitando-se as distorções que se dão quando de sua remoção e inclusão isolada (Rubin & Sabella, 1955; Darveniza & Martin, 1982). Adversamente, valores mais elevados de desajuste foram observados nas peças do grupo soldagem a *laser* (199,68 μm). Estes podem ser interpretados como consequência das deformações decorrentes do aquecimento e contração de esfriamento das estruturas metálicas. Fenômeno inevitável quando se é exigido grande número de cordões de solda para unir todos os segmentos metálicos da peça (Wang & Welsch, 1995).

O grupo monobloco (332,87 μm) apresentou os maiores valores de discrepância que aclamam uma evidente deformação decorrente do processo de fabricação de suas estruturas metálicas (Jemt & Lindén, 1992; McCartney & Doud, 1993; Jemt, 1996). Estudos realizados por Heckmann *et al.* (2004) e Naconecy *et al.* (2004) atribuem as deficiências marginais das próteses, principalmente ao procedimento de moldagem de transferência que, frequentemente, tende a originar modelos de trabalhos imprecisos. Entretanto, a maioria dos autores destaca que o deslocamento do padrão em cera do modelo de trabalho para sua inclusão isolada como a principal causa de distorções das estruturas obtidas em monobloco (Abramowsky, 1960; Darveniza & Martin, 1982; McCartney & Doud, 1993; Aparicio, 1994; Watanabe *et al.*, 2000).

Todavia, mesmo para situações onde a adaptação entre partes protéticas é tida como precisa e aceitável clinicamente, alguns autores enfatizam como muito difícil ou até improvável que não sejam transferidas tensões às fixações quando próteses são instaladas (Jemt & Lekholm, 1998; Schwarz, 2000; Watanabe *et al.*, 2000; Sahin & Çehreli, 2001; Karl *et al.*, 2006). Para Watanabe *et al.* (2000) ainda que o desajuste marginal seja extremamente reduzido à cerca de 30 μm , o processo de aperto de parafusos pode ocasionar altos níveis de forças nos implantes. Desse modo, alguns estudos têm recomendado que os valores de desajuste não sejam avaliados isoladamente. Que sejam confrontados com valores de tensão (Waskewicz *et al.*, 1994; Koke *et al.*, 2004).

Como métodos para análise de tensões em reabilitações sobre implantes, citam-se a observação de franjas criadas em modelos de resina fotoelástica ou aqueles que se baseiam na análise de tensões por elementos finitos através de simulação bi ou tridimensionais digitalizadas. São por vezes tidos como pouco confiáveis por se limitarem à análise de uma única estrutura protética (Koke *et al.*, 2004; Cehreli *et al.*, 2005), não permitindo a apreciação quantitativa de dados. Metodologias que permitem a análise das tensões geradas diretamente sobre os sistemas implanto-retidos via avaliação de deformações

elásticas tem despertado interesse (Waskewicz *et al.*, 1994; Koke *et al.*, 2004). Por meio de sensores fixados à superfície dos componentes – os chamados *strain gauges* ou extensômetros – as deformações detectadas são transformadas em tensões. Consegue-se assim analisar quantitativamente os dados, permitindo resultados bastante precisos (Glantz *et al.*, 1993; Watanabe *et al.*, 2000; Heckmann *et al.*, 2004; Naconecy *et al.*, 2004; Karl *et al.*, 2006).

Entretanto, ainda não se tem informações conclusivas do modelo ideal para a avaliação extensiométrica. Há quem preconize a colocação dos extensômetros nas peças protéticas (Naconecy *et al.*, 2004; Karl *et al.*, 2006). Aqueles que optam pela captação das tensões em materiais que simulam o osso humano (Watanabe *et al.*, 2000; Heckmann *et al.*, 2004; Cehreli *et al.*, 2005). Entretanto, sabe-se que mesmo antes dos danos ao tecido ósseo, rotineiramente as tensões quando excessivas são responsáveis por eventos mecânicos associados à fadiga de parafusos ou até mesmo a sua fratura (Skalak, 1983; Weinberg, 1993; Waskewicz *et al.*, 1994; Schwarz, 2000). Diante de evidências como esta, neste trabalho optou-se pela colagem dos dispositivos diretamente sobre a superfície de análogos de *abutments*, uma vez que estes têm sido os componentes protéticos primeiramente afetados pelas forças resultantes do aperto de parafusos (Carlson & Carlsson, 1994). Para que deformações elásticas fossem originadas, modificações nos análogos para a redução da rigidez tornaram-se imperativas. O modelo foi eficaz e trouxe dados bastante confiáveis.

Foram observadas tensões de maior intensidade nos monoblocos (1071,82 gf). A grande distorção apresentada e, por conseguinte, maior dificuldade de assentamento destas peças justifica os achados neste grupo. Já, as técnicas de soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos resultaram em valores bem semelhantes de tensão (564,63 gf e 514,18 gf, respectivamente). Acredita-se que para estes grupos, onde se tem evidentemente menor deformação das peças, as tensões sejam mais difíceis de serem detectadas com o modelo adotado neste estudo, onde medidas de deformação apenas foram captadas nas superfícies

mesial e distal dos *abutments*. Cogita-se, também, que para registro de todas as forças atuantes, principalmente nos grupos soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos, seria necessário um novo arranjo dos *strain gauges*.

A segunda hipótese deste trabalho, de que a eletroerosão seria eficaz em melhor a passividade quando aplicada à base de assentamento dos parafusos protéticos e nas bordas dos cilindros protéticos nas peças monobloco, soldadas a laser e obtidas pela fundição-sobre-análogos, foi parcialmente confirmada. O processo de eletroerosão quando realizado na base de assentamento dos parafusos e na retificação das bordas de cilindros fundidos, mostrou-se efetiva na redução dos desajustes marginais das peças dos grupos monobloco. As discrepâncias, inicialmente elevadas (332,87 μm), tiveram uma significativa redução (205,15 μm). Tendo-se como base essa evidência, pode-se especular que melhores resultados com o processo sejam obtidos, sobretudo, quando estruturas apresentam grandes distorções. Quando se partiu de uma condição já reduzida de desajuste – como no grupo fundição-sobre-análogos - o refinamento pela eletroerosão demonstrou ser aparentemente ineficiente em peças múltiplas.

Porém, quando a eletroerosão foi aplicado apenas na correção das bases de assentamento dos parafusos protéticos, a técnica se mostrou ineficiente no decréscimo dos espaços marginais dos grupos monobloco (306,56 μm), soldagem a *laser* (219,59 μm) e fundição-sobre-análogos (93,90 μm). A pouca repercussão sobre valores de desajuste pode ser atribuída a uma ação por tempo insuficiente do aparelho. Para melhor compreensão deste fato, recorre-se a uma explanação de como o processo foi desenvolvido. Os eletrodos - réplicas em cobre das pontas retificadoras - operaram dentro de cilindros metálicos contendo as bases de assentamento dos parafusos, contudo o processo não pôde ser monitorado visualmente devido ao confinamento destas bases. Desse modo, foi padronizado um período de atuação, no intuito de prevenir desgastes excessivos e danos à estrutura metálica. Assim sendo, acredita-se que o tempo de ação sobre algumas bases de assentamento tenha sido insuficiente para promover sua

completa retificação e, portanto não repercutindo nos valores de desajuste aferidos pelo método do parafuso único. Ainda, é importante que se perceba que tanto nas peças em monobloco, como nas soldadas a *laser* e ou nas fundidas contra os análogos em cobre, são empregados cilindros plásticos calcináveis. Imprecisões e defeitos são prevalentes, sendo muitas vezes, de difícil correção.

Avaliando-se a correção por eletroerosão apenas das bases de assentamento dos parafusos, pode-se especular sobre a confiabilidade do teste do parafuso único. Observa-se que os valores médios de desajuste permaneceram inalterados em todas as estruturas. Imaginava-se que o parafuso único do teste - apoiado sobre uma superfície de assentamento não completamente retificada - acomodar-se-ia excentricamente, alçando demasiadamente o segmento oposto da peça protética. No entanto, mesmo que presentes, as irregularidades não alteraram os valores advindos do teste - que se apresenta confiável o bastante para avaliação de passividade. Após a retificação dos assentos dos parafusos e no que se refere às tensões - captadas pelo aperto de todos os parafusos das peças protéticas - viu-se redução significativa de tensões apenas para o grupo monobloco. Pode-se especular que para esta condição, onde as irregularidades são mais prevalentes e interferentes que nos grupos soldado e fundido contra análogos, a retificação dos assentos dos parafusos tenha permitido reduzir a condução de tensões às fixações.

Com relação às medidas de tensão, nas estruturas em monobloco e fundidas-sobre-análogos, houve uma redução significativa após utilização da eletroerosão para base de assentamento de parafusos e para o refinamento das bordas dos cilindros metálicos. Já no grupo soldagem a *laser*, as etapas de eletroerosão se mostraram ineficientes, pois os valores médios de tensão foram pouco reduzidos. É provável que, neste grupo, pequenas interferências existentes nas superfícies internas dos cilindros fundidos não tenham sido eliminadas completamente pelo processo retificador. Pontos interferentes remanescentes

podem ter atuado promovendo o tracionamento de pilares, explicando a prevalência de maiores valores de tensão.

A terceira hipótese deste estudo, de que o aumento do desajuste marginal não seria correspondido com o aumento proporcional das tensões nas fixações, foi rejeitada. Verificou-se correlação positiva entre o desajuste e a tensão nos *abutments*, já que ao longo das etapas avaliadas a redução do desajuste marginal conduziu à diminuição proporcional da intensidade de tensão. Este achado é validado por estudos de Watanabe *et al.* (2000) e Karl *et al.* (2006) que sinalizam para situações de menores valores de tensão à medida que peças protéticas com menor discrepância marginal são conseguidas.

Finalmente, foi opção deste trabalho a utilização do titânio comercialmente puro como material de fabricação das estruturas. Além de se apresentar com a mesma constituição dos implantes, suas propriedades físicas e biológicas – como alta resistência à corrosão, baixa condutividade térmica e excelente biocompatibilidade - são adequadas às mais diversas reabilitações protéticas. A opção é ainda avalizada pelo baixo custo relativo e aceitáveis valores de desajustes marginais (Goll, 1991; Jemt, 1991; Takahashi & Gunne, 2003).

7 CONCLUSÃO

Relativo às infra-estruturas metálicas de próteses implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro, pôde-se concluir que:

- 1- A técnica de fundição-sobre-análogos propiciou menores valores de desajuste marginal e de tensão nos *abutments* quando comparada às técnicas monobloco e soldagem a *laser*;
- 2- O procedimento de eletroerosão da base de assentamento do parafuso foi ineficaz na redução dos desajustes de infra-estruturas pelas técnicas monobloco, soldagem a *laser* e fundição-sobre-análogos. Quando aplicado em associação à retificação das bordas dos cilindros protéticos, foi efetivo para as peças em monobloco;
- 3- Os procedimentos de eletroerosão da base de assentamento do parafuso e das bordas dos cilindros foram eficazes na redução das tensões induzidas aos *abutments* para as infra-estruturas em monobloco e fundidas-sobre-análogos. Porém inativos nas peças soldadas a *laser*;
- 4- Há correlação positiva entre desajuste marginal e tensão induzida aos *abutments*.

REFERÊNCIAS*

Abramowsky ZL. Fixed partial dentures by one-piece casting. J Prosthet Dent. 1960; 10(5): 938-45.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a tow-year report. Int J Periodontics Restorative Dent. 1994; 14(5): 405-19.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9(1): 90-4.

Cehreli MC, Akkocaoglu A, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. Clin oral Implants Res. 2005; 16: 540-8.

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

Daroz LGD. Fresamento corretivo de estruturas implanto-retidas: influencia na adaptação marginal e na confiabilidade do teste do parafuso unico. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Evans T.E. Correcting the fit of implant-retained restorations by discharge machining. J Prosthet Dent. 1997; 77(2): 212-5.

Fragoso WS. Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos. [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

Ganz CH. Spark erosion: a sophisticated technique to solve a difficult problem. J Cal Dent Ass. 1995; 23(3): 51-6.

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

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K et al. On clinical loading of osseointegrated implants. Clin oral Implants Res. 1993; 4: 99-105.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. J Prosthet Dent. 1991; 66(3): 377-84.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. Clin oral Implants Res. 2004; 15(4): 466-73.

Hellden LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998; 13(2): 190-6.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. Clin oral Implants Res. 1998; 9: 272-80.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Clin oral Implants Res. 1995; 6: 172-80.

Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. Int J Periodontics Restorative Dent. 1992; 12(3): 177-83.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991; 6(3): 270-6.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-suported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996; 11(2): 151-8.

Johansson G, Palmquist S. Complications, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont*. 1990; 3(1): 89-92.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(1): 7-13.

Karl M, Taylor T, Wichmann MG, Herckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodontics*. 2006; 15(1): 20-4.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral rehabilitation*. 2004; 31: 477-82.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental material. *Int Dent J*. 1993; 43(3): 245-53.

McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent*. 1993; 70(1): 17-20.

Naconecy MM, Texeira ER, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(2): 192-8.

Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent*. 1985; 54(3): 410-1.

Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16(4): 547-56.

Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(6): 602-7.

Rübeling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int.* 1999; 30(1): 38-48.

Rubin JG, Sabella AA. One-piece castings for fixed bridgework. *J Prosthet Dent.* 1955; 5(6): 843-7.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-90.

Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(2): 132-8.

Schieffleger 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.

Schmitt SM, Chance DA, Cronin RJ. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(3): 280-3.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin oral Implants Res.* 2000; 11(suppl): 156-8.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(3): 256-60.

Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. J Prosthet Dent. 1995; 74(5): 521-30.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9(4): 405-11.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15(2): 209-18.

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.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993; 8(1): 19-31.

Zavanelli RA, Henriques, GEP, Nobilo, MAA, Mesquita MF. Corrosion-fatigue of laser-repaired CP Ti and Ti-6Al-4V alloy under different test environments. J Oral Rehabil 2004; 31(10):1029-34.

APÊNDICE

Dados Originais de desajuste marginal

Etapa 1

GRUPO MONOBLOCO														
ESTRUTURAS		A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	346	340	349	214	216	225	270	263	272	565	573	566	308,9583
	Face Lingual	233	233	228	116	123	122	207	209	212	523	503	507	
2	Face Vestibular	352	356	357	189	194	191	247	261	254	645	646	640	320,8333
	Face Lingual	236	251	255	91	98	95	202	208	207	574	580	571	
3	Face Vestibular	566	563	562	249	240	244	146	142	144	402	411	414	302,375
	Face Lingual	463	469	462	177	172	173	96	93	92	326	326	325	
4	Face Vestibular	539	532	543	195	216	202	294	298	298	531	535	541	339,3333
	Face Lingual	396	396	405	135	128	136	222	219	222	386	385	390	
5	Face Vestibular	575	574	576	255	262	260	220	223	224	535	527	536	349,9583
	Face Lingual	478	471	467	171	172	181	159	163	174	400	395	401	
6	Face Vestibular	710	708	715	265	260	259	291	278	271	625	629	635	419,1667
	Face Lingual	561	558	557	201	200	197	204	208	219	499	504	506	
7	Face Vestibular	725	719	725	255	265	256	298	304	296	693	696	691	438,0833
	Face Lingual	584	587	589	195	188	195	198	197	197	552	554	555	
8	Face Vestibular	350	365	344	223	228	231	205	204	194	200	205	212	215,4167
	Face Lingual	315	319	312	125	125	130	118	130	129	169	170	167	
9	Face Vestibular	526	516	520	268	267	266	244	244	248	502	504	500	348,8333
	Face Lingual	430	427	432	199	203	202	205	219	215	414	406	415	
10	Face Vestibular	473	475	475	286	272	281	188	184	191	332	315	312	285,7917
	Face Lingual	407	406	412	231	221	213	139	141	142	252	257	254	

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS														
ESTRUTURAS		A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	44	41	41	126	129	131	101	102	91	79	76	74	78,5
	Face Lingual	12	12	10	55	44	51	53	59	49	165	164	175	
2	Face Vestibular	85	84	82	112	91	95	276	277	264	341	339	337	182
	Face Lingual	37	36	37	102	89	88	186	181	180	352	347	350	
3	Face Vestibular	39	38	33	82	85	89	40	30	26	129	135	136	63,29167
	Face Lingual	43	42	46	50	47	49	42	43	49	81	75	90	
4	Face Vestibular	342	331	341	135	140	143	18	20	21	199	200	209	148,8333
	Face Lingual	301	301	315	40	35	36	8	7	10	142	141	137	
5	Face Vestibular	33	28	27	37	33	42	151	137	140	261	258	267	99,29167
	Face Lingual	35	36	35	23	22	26	89	85	83	186	174	175	
6	Face Vestibular	94	85	83	110	119	119	174	153	153	194	194	191	92,29167
	Face Lingual	45	42	43	19	14	15	15	14	15	112	107	105	
7	Face Vestibular	136	133	129	84	89	89	60	64	57	33	33	44	81,20833
	Face Lingual	56	62	54	139	142	140	113	120	112	18	21	21	
8	Face Vestibular	75	73	68	131	122	129	152	158	154	116	114	108	71,75
	Face Lingual	32	28	33	31	28	32	27	19	15	28	25	24	
9	Face Vestibular	217	223	225	52	53	66	116	117	123	116	117	115	110,7917
	Face Lingual	150	153	158	65	65	63	66	72	75	81	80	91	
10	Face Vestibular	12	17	15	44	45	47	73	66	67	75	69	64	49,08333
	Face Lingual	47	37	35	75	74	63	46	41	43	44	43	36	

GRUPO SOLDAGEM A LASER														
	ESTRUTURAS	A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	361	356	360	209	216	214	282	290	287	256	254	264	262,9583
	Face Lingual	337	333	329	195	203	204	223	223	221	242	225	227	
2	Face Vestibular	317	308	296	265	248	253	188	179	183	299	277	262	244
	Face Vestibular	245	247	262	229	220	220	184	170	163	267	288	286	
3	Face Vestibular	337	332	321	90	84	87	118	107	109	232	231	237	177
	Face Lingual	296	304	302	83	74	72	88	71	72	206	187	208	
4	Face Vestibular	162	158	173	134	123	131	298	286	282	222	187	187	195
	Face Lingual	249	260	253	112	120	124	197	211	206	207	199	199	
5	Face Vestibular	247	246	248	186	158	160	220	189	202	285	252	253	211,6667
	Face Lingual	278	276	267	187	169	169	149	141	138	221	220	219	
6	Face Vestibular	380	383	385	283	280	271	117	119	111	205	214	194	218,8333
	Face Lingual	363	362	366	228	218	210	67	57	61	135	125	118	
7	Face Vestibular	247	251	246	372	363	369	183	185	179	160	151	165	204,4583
	Face Lingual	263	273	274	224	231	234	50	57	71	123	112	124	
8	Face Vestibular	130	134	143	246	267	266	198	200	195	63	68	62	145,75
	Face Lingual	68	58	60	198	202	190	146	143	153	101	101	106	
9	Face Vestibular	159	159	169	226	232	239	189	185	191	142	132	135	167,3333
	Face Lingual	189	189	184	241	222	214	75	73	77	130	131	133	
10	Face Vestibular	159	160	154	213	212	216	178	181	189	162	163	185	169,7917
	Face Lingual	172	163	171	127	133	136	101	113	122	230	228	207	

Etapa 2

GRUPO MONOBLOCO														
	ESTRUTURAS	A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	385	386	389	218	219	221	205	204	204	383	370	381	
	Face Lingual	481	486	489	222	200	202	125	119	122	291	286	280	286,1667
2	Face Vestibular	677	679	684	257	256	262	163	162	160	361	372	378	
	Face Lingual	549	560	559	219	213	213	78	75	75	244	240	248	320,1667
3	Face Vestibular	250	242	248	74	69	76	198	198	198	572	575	566	
	Face Lingual	186	184	183	39	31	45	158	168	159	495	473	468	243,9583
4	Face Vestibular	356	346	359	173	185	183	175	171	170	503	511	509	
	Face Lingual	281	278	283	152	148	155	136	122	121	458	448	462	278,5417
5	Face Vestibular	538	529	516	191	195	180	200	204	204	569	548	554	
	Face Lingual	402	394	403	181	176	178	163	170	179	505	489	499	340,2917
6	Face Vestibular	558	558	561	243	235	236	207	209	215	732	744	737	
	Face Lingual	461	463	477	190	186	178	175	178	167	522	515	521	386,1667
7	Face Vestibular	618	628	630	291	284	280	227	221	231	715	722	725	
	Face Lingual	505	505	486	194	195	193	649	650	642	615	604	606	475,6667
8	Face Vestibular	156	176	177	127	132	136	202	197	204	411	417	416	
	Face Lingual	105	106	106	66	56	63	126	131	134	358	355	360	196,5417
9	Face Vestibular	413	406	407	200	203	200	202	199	202	545	543	550	
	Face Lingual	283	290	297	129	118	127	186	185	187	493	488	488	305,875
10	Face Vestibular	269	265	275	161	162	163	182	168	183	443	432	442	
	Face Lingual	176	171	173	87	87	90	171	177	168	373	376	380	232,25

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS

ESTRUTURAS		A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	48	51	47	68	72	71	44	40	41	82	88	91	61,91667
	Face Lingual	30	34	29	53	40	41	23	19	23	152	142	157	
2	Face Vestibular	68	58	71	62	61	55	250	222	235	472	452	449	213,4583
	Face Lingual	49	32	43	120	115	109	262	265	262	472	473	466	
3	Face Vestibular	22	20	20	58	45	56	39	34	39	143	124	140	66,20833
	Face Lingual	48	50	47	59	50	50	51	51	55	130	126	132	
4	Face Vestibular	163	153	156	63	62	55	30	32	33	182	177	164	103,5833
	Face Lingual	152	168	162	19	17	19	26	31	33	205	194	190	
5	Face Vestibular	17	24	16	33	22	27	84	75	85	182	169	171	70,04167
	Face Lingual	24	26	27	14	18	18	75	75	79	137	143	140	
6	Face Vestibular	129	126	126	59	52	60	68	73	73	141	148	146	86,79167
	Face Lingual	82	78	72	19	16	23	31	23	27	177	166	168	
7	Face Vestibular	111	94	108	46	49	43	45	34	39	160	153	159	96,45833
	Face Lingual	93	84	92	136	147	154	112	96	108	86	82	84	
8	Face Vestibular	155	159	154	174	174	174	76	85	80	140	130	137	114,625
	Face Lingual	157	161	164	84	89	86	53	53	51	75	68	72	
9	Face Vestibular	191	182	172	52	53	53	99	91	100	49	42	46	75,125
	Face Lingual	62	66	70	41	47	42	70	70	74	43	44	44	
10	Face Vestibular	60	53	61	51	49	48	44	46	50	77	75	79	50,83333
	Face Lingual	33	34	38	50	49	57	35	38	39	50	48	56	

GRUPO SOLDAGEM A LASER

	ESTRUTURAS	A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	331	321	325	232	228	235	314	315	314	250	256	255	
	Face Lingual	330	314	317	220	226	230	199	206	208	211	205	203	260,2083
2	Face Vestibular	246	249	245	188	184	187	98	100	95	278	272	269	
	Face Lingual	212	214	202	172	171	173	97	89	93	306	311	298	197,875
3	Face Vestibular	357	358	354	131	126	119	111	120	110	240	237	247	
	Face Lingual	324	320	329	81	84	86	82	71	85	203	200	213	191,1667
4	Face Vestibular	93	95	82	110	106	104	276	273	284	151	147	138	
	Face Lingual	174	180	187	100	108	111	219	214	210	199	200	202	165,125
5	Face Vestibular	375	365	370	187	180	179	195	184	184	271	270	274	
	Face Lingual	420	399	398	214	212	213	158	148	161	286	278	277	258,25
6	Face Vestibular	462	459	461	292	287	290	118	122	125	187	190	185	
	Face Lingual	419	426	425	222	213	226	58	68	64	131	132	116	236,5833
7	Face Vestibular	563	564	560	373	375	372	213	209	212	182	184	181	
	Face Lingual	573	576	580	275	279	271	79	75	81	154	162	158	302,125
8	Face Vestibular	193	192	196	230	229	231	208	202	210	132	135	140	
	Face Lingual	201	191	189	207	204	196	154	149	152	168	143	151	183,4583
9	Face Vestibular	317	307	310	263	266	270	237	228	222	215	207	214	
	Face Lingual	350	346	358	235	232	230	128	136	125	164	179	166	237,7083
10	Face Vestibular	143	133	142	236	236	239	184	190	196	139	151	142	
	Face Lingual	167	154	155	159	140	159	125	117	129	160	162	163	163,375

Etapa 3

GRUPO MONOBLOCO														
	ESTRUTURAS	A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	348	356	363	442	443	441	124	114	118	139	134	139	219,375
	Face Lingual	297	299	294	269	279	266	43	37	39	89	98	94	
2	Face Vestibular	649	641	644	322	321	323	114	112	107	131	125	131	256,9583
	Face Lingual	570	577	563	206	217	218	23	20	20	48	45	40	
3	Face Vestibular	180	180	182	79	80	80	161	159	162	358	344	339	161,2083
	Face Lingual	153	151	152	12	14	14	48	57	55	309	304	296	
4	Face Vestibular	185	184	186	51	51	56	33	41	41	54	59	54	68,25
	Face Lingual	158	154	151	25	25	27	12	11	13	25	20	22	
5	Face Vestibular	317	316	321	100	99	104	118	116	122	441	451	444	221,7917
	Face Lingual	282	268	264	45	51	50	78	82	83	386	396	389	
6	Face Vestibular	328	335	334	177	188	176	88	85	86	338	356	358	210,5417
	Face Lingual	326	323	319	108	110	109	39	34	38	270	261	267	
7	Face Vestibular	369	368	367	305	301	310	189	191	188	534	532	540	300,875
	Face Lingual	275	267	261	171	177	167	106	108	100	470	465	460	
8	Face Vestibular	540	559	560	250	148	259	147	156	152	259	252	244	264,3333
	Face Lingual	490	483	490	163	161	164	84	79	72	220	207	205	
9	Face Vestibular	339	342	342	258	251	246	104	100	114	214	205	206	195,125
	Face Lingual	253	258	252	181	179	166	51	47	53	180	170	172	
10	Face Vestibular	230	228	223	179	191	184	105	111	105	170	172	175	153,0833
	Face Lingual	187	180	183	147	137	138	61	63	63	150	148	144	

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS														
ESTRUTURAS		A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	39	32	32	78	79	79	38	32	30	79	71	69	54,375
	Face Lingual	33	31	29	39	42	40	14	16	16	128	130	129	
2	Face Vestibular	69	68	71	68	65	65	246	242	245	479	471	471	218,4167
	Face Lingual	36	41	39	119	115	117	288	277	280	459	457	454	
3	Face Vestibular	293	278	283	98	102	92	102	105	100	73	74	74	133,875
	Face Lingual	309	307	295	132	110	108	77	72	74	20	17	18	
4	Face Vestibular	330	323	338	175	172	164	30	35	31	129	119	112	130,5417
	Face Lingual	270	278	279	12	12	11	25	20	19	83	80	86	
5	Face Vestibular	122	113	114	64	64	64	84	75	76	155	154	159	89,125
	Face Lingual	153	143	153	28	29	27	50	49	47	77	66	73	
6	Face Vestibular	123	119	123	68	53	53	149	147	140	140	140	132	84,75
	Face Lingual	57	49	48	14	16	19	39	32	38	118	107	110	
7	Face Vestibular	338	334	337	123	127	115	33	30	38	106	101	100	151,2917
	Face Lingual	208	206	201	267	260	260	109	107	105	47	40	39	
8	Face Vestibular	109	109	113	145	143	148	125	119	129	81	75	74	97,875
	Face Lingual	104	102	96	97	83	88	84	80	87	51	52	55	
9	Face Vestibular	61	63	73	56	48	55	84	86	79	82	72	68	59,20833
	Face Lingual	32	27	21	36	37	37	56	51	53	78	78	88	
10	Face Vestibular	48	51	50	71	64	70	83	87	92	155	149	151	85,25
	Face Lingual	70	67	70	51	47	58	73	70	71	138	132	128	

GRUPO SOLDAGEM A LASER														
	ESTRUTURAS	A	A	A	C	C	C	C	C	C	E	E	E	MÉDIA
1	Face Vestibular	65	73	72	260	249	256	329	324	318	336	318	313	206,4167
	Face Lingual	25	24	23	141	145	149	206	218	219	295	305	291	
2	Face Vestibular	160	151	150	130	138	143	96	94	98	265	281	274	153,6667
	Face Lingual	101	98	101	111	104	107	86	81	80	285	278	276	
3	Face Vestibular	274	274	266	74	70	69	113	114	109	260	259	263	166,5
	Face Lingual	242	241	244	73	67	72	90	89	88	218	214	213	
4	Face Vestibular	19	21	20	82	83	85	294	295	292	67	67	61	121,2917
	Face Lingual	124	118	117	64	61	66	199	204	205	122	129	116	
5	Face Vestibular	221	229	220	177	178	183	130	131	137	205	206	197	183,375
	Face Lingual	259	261	263	173	182	181	114	108	108	178	180	180	
6	Face Vestibular	346	345	340	286	281	281	113	112	115	210	201	202	205,6667
	Face Lingual	317	308	308	208	204	209	52	45	48	137	133	135	
7	Face Vestibular	152	153	146	291	287	285	223	222	219	113	112	117	164,4583
	Face Lingual	218	215	209	155	156	155	70	78	74	102	96	99	
8	Face Vestibular	220	216	213	222	227	225	145	144	153	116	118	111	167,0417
	Face Lingual	186	191	191	205	208	196	139	138	133	104	101	107	
9	Face Vestibular	221	229	227	327	328	325	221	223	233	157	151	154	200,7917
	Face Lingual	222	227	231	216	215	210	110	113	116	118	125	120	
10	Face Vestibular	77	72	77	177	178	179	171	163	165	84	104	100	123,8333
	Face Lingual	123	116	114	94	94	99	107	108	108	154	155	153	

Dados Originais de tensão

Etapa 1

GRUPO MONOBLOCO

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	425,4	478,73	274,67	2094,29	829,25	
	2a leitura	393,84	833,05	145,01	1929,82	1243,2	864,726
2	1a leitura	417,79	595,08	306,11	1145,65	1326,76	
	2a leitura	413,89	459,41	261,12	1288,22	1482,42	769,645
3	1a leitura	324,24	955	966,76	1970,43	2587,27	
	2a leitura	989,7	379,84	1112,38	2189,95	2570,86	1404,643
4	1a leitura	270,18	587,85	540,23	1318,36	1042,07	
	2a leitura	104,5	713,67	630,01	1355,15	1080,77	764,279
5	1a leitura	507,96	554,05	808,56	1664,91	2272,08	
	2a leitura	508,71	357,23	716,67	1770,76	2377,13	1153,806
6	1a leitura	629,71	672,27	514,42	1183,26	1808,53	
	2a leitura	426,16	736,85	477,14	1074,29	1790,25	931,288
7	1a leitura	110,5	455,84	289,34	1249,59	2071,65	
	2a leitura	161,73	414,08	332,04	1327,91	2153,36	856,604
8	1a leitura	60,83	1078,02	1051,78	1519,43	2318,94	
	2a leitura	28,36	1141,53	916,12	1577,38	2406,77	1209,916
9	1a leitura	366,49	1109,49	1057,62	2597,21	1780,63	
	2a leitura	111,48	1135,43	1055,62	2431,98	1771,76	1341,771
10	1a leitura	1178,71	484,98	1609,62	1880,23	1926,5	
	2a leitura	741,35	937,27	1286,89	1908,26	2261,11	1421,492

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	354,28	300,8	477,04	696,57	891,77	
	2a leitura	7,44	323,82	508,57	527,99	834,02	492,23
2	1a leitura	612,46	397,62	302,31	1687,59	1211,14	
	2a leitura	86,5	493,46	402,6	1701,59	511,84	740,711
3	1a leitura	16,58	1120,98	332,43	855,56	1186,02	
	2a leitura	101,03	1229,12	367,32	879,72	1434,1	752,286
4	1a leitura	548,23	261,13	79,48	1005,49	70,86	
	2a leitura	451,42	312,69	93,36	1132,94	132,35	408,795
5	1a leitura	76,79	645,57	6,56	409,25	123,38	
	2a leitura	293,41	713,57	197,35	489,89	198,29	315,406
6	1a leitura	428,25	532	183,77	1296,38	1262,08	
	2a leitura	432,51	516,61	229,6	1318,78	1209,2	740,918
7	1a leitura	612,23	940,13	909,75	208,27	144,44	
	2a leitura	715,35	866,68	977,12	272,96	81,96	572,889
8	1a leitura	124,04	521,81	517,72	405,64	0,31	
	2a leitura	80,92	515,92	500,6	415,98	24,86	310,78
9	1a leitura	1137,63	304,41	215	227,81	619,79	
	2a leitura	986,65	214,21	333,95	78,19	457,4	457,504
10	1a leitura	215,92	1144,35	44,43	270,18	268,72	
	2a leitura	54,76	1049,93	8,23	313,59	133,21	350,332

GRUPO SOLDAGEM A LASER

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	1965,22	431,21	553,52	403,68	1328,84	
	2a leitura	1927,65	523,64	627,5	222,16	1422,41	940,583
2	1a leitura	201,73	49,19	698,28	974,23	251,94	
	2a leitura	402,33	132,01	825,41	648,77	626,34	481,023
3	1a leitura	265,6	397,6	243,34	671,23	989,86	
	2a leitura	299,87	415,94	270,03	769,24	1214,5	553,721
4	1a leitura	1801,03	604,91	30,93	513,81	240,62	
	2a leitura	1768,51	690,16	32,05	447,21	192,76	632,199
5	1a leitura	733	838,43	366,67	71,16	1213,58	
	2a leitura	678,55	881,08	347,5	234,41	1138,69	650,307
6	1a leitura	790,49	46,65	315,2	40,5	571,16	
	2a leitura	763,32	14,26	332,84	1,97	532,72	340,911
7	1a leitura	531,81	102,14	337,67	711,48	544,46	
	2a leitura	578,96	323,33	102,38	859,43	757,7	484,936
8	1a leitura	1298,43	1039,61	214,85	79,12	850,84	
	2a leitura	1287,5	1172,89	87,59	177,77	604,26	681,286
9	1a leitura	913,94	170,84	59	542,04	74,44	
	2a leitura	1049,6	101,92	21,41	449,13	53,34	343,566
10	1a leitura	853,05	465	314,47	56,31	976,61	
	2a leitura	929,82	537,05	259,19	14,78	972,3	537,858

Etapa 2

GRUPO MONOBLOCO

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	634,12	615,77	179,34	1577,8	1120,46	804,199
	2a leitura	463,36	736,43	63,22	1645,11	1006,38	
2	1a leitura	599,02	478,11	166,5	929,19	1412,49	685,512
	2a leitura	745,92	430,9	175,54	391,54	1525,91	
3	1a leitura	416,45	544,15	808,66	1725,62	2142,6	1165,226
	2a leitura	437,36	511,5	1078,41	2047,41	1940,1	
4	1a leitura	361,85	532,68	370,53	920,54	893,36	603,837
	2a leitura	208,83	571,62	332,36	1005,96	840,64	
5	1a leitura	607,12	62,53	634,36	1671,17	2044,63	986,416
	2a leitura	293,4	359,09	541,37	1757,46	1893,03	
6	1a leitura	532,32	373,99	381,16	1084,56	1971,54	897,811
	2a leitura	717,81	726,15	403,73	947,06	1839,79	
7	1a leitura	10,53	190,97	152,48	251,89	2266,77	638,666
	2a leitura	121,25	504,81	439,35	466,52	1982,09	
8	1a leitura	98,88	1014,67	780,91	1287,43	2054,08	1016,518
	2a leitura	100	1024,22	714,38	954,38	2136,23	
9	1a leitura	56,98	793,07	971,07	1913,05	1442,68	1046,936
	2a leitura	147,33	860,62	709,48	2330,02	1245,06	
10	1a leitura	833,63	254,14	1503,24	1784,87	1654,18	1224,956
	2a leitura	1021,77	53,13	1511,44	1781,88	1851,28	

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	225,95	255,2	297,4	210,4	239,85	281,344
	2a leitura	221,5	295,71	357,81	404,55	305,07	
2	1a leitura	133,11	503,35	104,13	1298,73	52,89	474,402
	2a leitura	389,47	548,91	184,73	1363,47	165,23	
3	1a leitura	330,92	1293,38	225,65	916,63	725,13	660,959
	2a leitura	325,02	1230,55	181,9	792,24	588,17	
4	1a leitura	574,71	151,35	29,92	925,95	146,69	360,271
	2a leitura	669,76	33,33	132,29	634,92	303,79	
5	1a leitura	132,14	576,89	59,81	627,19	351,72	332,866
	2a leitura	2,45	478,58	58,24	685,4	356,24	
6	1a leitura	175,64	383,92	260,43	773,15	1128,65	556,604
	2a leitura	126,32	435,31	242,52	896,34	1143,76	
7	1a leitura	487,82	975,97	1384,92	312,76	21,3	686,473
	2a leitura	717,27	1065,58	1285,67	541,55	71,89	
8	1a leitura	149,39	524,33	625,04	297,36	54,27	368,994
	2a leitura	124,18	597,02	525,22	747,46	45,67	
9	1a leitura	1127,43	411,77	287,96	8,43	528,38	474,866
	2a leitura	1102,04	425,69	231,27	41,36	584,33	
10	1a leitura	333,85	1005,98	87,83	221,11	463,84	414,66
	2a leitura	337,96	985,67	125,93	167,71	416,72	

GRUPO SOLDAGEM A LASER

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	1960,67	527,62	681,81	268,84	1203,51	888,599
	2a leitura	1737,62	453,49	676,88	141,25	1234,3	
2	1a leitura	246,04	494,24	682,34	486,85	562,62	473,422
	2a leitura	209,79	393,83	702,42	555,88	400,21	
3	1a leitura	218,18	391,69	248,45	521,25	1258,77	489,497
	2a leitura	212,6	424,21	294,86	133,86	1191,1	
4	1a leitura	1627,34	657,95	49,99	164,97	65,85	560,493
	2a leitura	1537,09	647,7	5,11	664,02	184,91	
5	1a leitura	1067,81	822,6	471,79	154,69	1191,09	739,128
	2a leitura	1010,37	822,76	468,06	165,85	1216,26	
6	1a leitura	870,69	127,91	395,74	89,23	727,15	456,021
	2a leitura	889,63	150,16	371,8	74,88	863,02	
7	1a leitura	509,24	390,42	206,76	181,48	400,85	316,04
	2a leitura	443,9	249,34	322,43	204,93	251,05	
8	1a leitura	862,53	1223,46	70,71	243,23	844,75	630,504
	2a leitura	840,78	1201,78	124,07	111,46	782,27	
9	1a leitura	1013,04	160,69	70,87	422,6	226,42	380,902
	2a leitura	1090,66	155,44	111,02	451,47	106,81	
10	1a leitura	1269,94	529,24	133,07	13,05	1052,2	576,662
	2a leitura	1154,52	485,13	116,86	12,94	999,67	

Etapa 3

GRUPO MONOBLOCO

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	371,49	713,98	560,09	436,05	412,92	478,023
	2a leitura	507,53	425,85	411,42	395,37	545,53	
2	1a leitura	213,85	34,91	16,84	528,88	1574,46	470,151
	2a leitura	39,98	76,72	114,13	683,54	1418,2	
3	1a leitura	346,48	322,71	232,37	818,29	1304,91	560,369
	2a leitura	274,53	237,88	11,29	899,92	1155,31	
4	1a leitura	302,64	428,77	133,31	904,81	955,93	548,905
	2a leitura	242,04	473,38	157,78	893,03	997,36	
5	1a leitura	769,45	800,58	379,32	764,66	1545,42	822,933
	2a leitura	626,68	751,44	309,14	860,76	1421,88	
6	1a leitura	40,76	15,76	26,31	1057,33	2089,09	622,053
	2a leitura	118,2	371,11	214,37	958,52	1329,08	
7	1a leitura	57,16	40,6	5,79	17,09	1224,43	302,3989
	2a leitura	215,02	80,92	12	37,01	1068,58	
8	1a leitura	357,48	407,79	88,59	508,12	435,86	367,871
	2a leitura	374,22	427,73	37,26	394,15	647,51	
9	1a leitura	31,73	458,43	72,98	835	617,1	415,745
	2a leitura	154,31	530,97	141,59	916,08	399,26	
10	1a leitura	667,53	63,57	149,45	400,07	875,06	442,106
	2a leitura	706,34	248,35	133,48	374,47	802,74	

GRUPO FUNDIÇÃO-SOBRE-ANÁLOGOS

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	218,1	266,97	166,17	134,22	105,91	184,303
	2a leitura	234,89	291,76	253,14	131,09	40,78	
2	1a leitura	126,83	633,57	194,7	656,3	326,22	387,473
	2a leitura	57,98	592,56	325,41	693,03	268,13	
3	1a leitura	416,66	929,44	52,47	355,5	495,66	457,02
	2a leitura	435,76	935,34	60,74	454,08	434,55	
4	1a leitura	67,82	283,66	537,12	436,79	393,3	340,317
	2a leitura	31,47	238,41	462,06	585,9	366,64	
5	1a leitura	4,5	598,83	113,14	417,84	234,72	312,899
	2a leitura	285,82	524,56	197,31	567,27	185	
6	1a leitura	704,49	127,11	379,97	656,67	1150,31	595,773
	2a leitura	615,33	400,22	215,26	602,01	1106,36	
7	1a leitura	774	805,12	700,13	139,05	231,81	491,457
	2a leitura	287,69	1054,92	783,01	99,63	39,21	
8	1a leitura	155,55	645,99	100,81	388,88	119,88	275,882
	2a leitura	140,58	642,95	89,51	238,04	236,63	
9	1a leitura	697,75	405,65	306,63	303,81	633,19	424,137
	2a leitura	398,37	346,84	330,76	132,73	685,64	
10	1a leitura	517,69	607,26	130,17	227,24	48,26	300,236
	2a leitura	505,61	686	29,77	218,77	31,59	

GRUPO SOLDAGEM A LASER

ESTRUTURAS		1	2	3	4	5	MÉDIA
1	1a leitura	1217,28	853,99	1162,61	476,4	1257	
	2a leitura	1230,85	935,87	1129,31	432,18	1346,85	1004,234
2	1a leitura	602,13	889,81	434,48	1148,48	461,52	
	2a leitura	611,27	848,27	384,13	1113,08	444,44	693,761
3	1a leitura	809,41	520,88	751,93	124,14	1405,66	
	2a leitura	759,42	648,58	767,2	375,4	1584,77	774,739
4	1a leitura	1497,17	470,18	313,52	254,12	563,72	
	2a leitura	1737,4	422,32	326,01	204,86	568,62	635,792
5	1a leitura	332,4	1090,99	336,61	16,3	1160,11	
	2a leitura	344,47	1088,07	312,08	106,6	915,31	570,294
6	1a leitura	752,64	250,17	308,34	30,14	108,51	
	2a leitura	671,53	240,96	321,51	44,63	141,67	287,01
7	1a leitura	517,83	413,62	299,43	242,96	613,77	
	2a leitura	516,23	402,37	281,88	124,15	535,6	394,784
8	1a leitura	880,48	1102,25	172,5	615,81	109,35	
	2a leitura	892,16	1073,77	153,26	615,59	57,34	567,251
9	1a leitura	1095,61	274,95	18,76	324,07	131,72	
	2a leitura	1140,03	274,64	50,27	310,23	56,49	367,677
10	1a leitura	267,61	774,13	382,51	6,74	649,97	
	2a leitura	459,03	724,29	408,81	21,58	543,08	423,775

ANEXO

Análise Estatística

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
Grupo	3	1 2 3
Etapas	3	1 2 3
Corpo	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of observations 90

The GLM Procedure

Dependent Variable: Tensao

Sum of Source	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	35	6114949.458	174712.842	12.84	<.0001
Error	54	734832.676	13608.013		
Corrected Total	89	6849782.134			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Tensao Mean
0.892722	19.01318	116.6534	613.5396

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	2	2243590.492	1121795.246	82.44	<.0001
Grupo*Corpo	27	2060581.157	76317.821	5.61	<.0001
Etapas	2	844582.621	422291.311	31.03	<.0001
Grupo*Etapas	4	966195.188	241548.797	17.75	<.0001

The GLM Procedure

Dependent Variable: Tensao

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	2	2243590.492	1121795.246	82.44	<.0001
Grupo*Corpo	27	2060581.157	76317.821	5.61	<.0001
Etapas	2	844582.621	422291.311	31.03	<.0001
Grupo*Etapas	4	966195.188	241548.797	17.75	<.0001

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

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	2	2243590.492	1121795.246	14.70	<.0001

The GLM Procedure

Dependent Variable: Desajuste

Sum of Source	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	35	760238.2025	21721.0915	17.48	<.0001

Error 54 67109.7219 1242.7726

Corrected Total 89 827347.9245

R-Square Coeff Var Root MSE Desajuste Mean

0.918886 18.28430 35.25298 192.8046

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	2	491048.8852	245524.4426	197.56	<.0001
Grupo*Corpo	27	163896.3531	6070.2353	4.88	<.0001
Etapas	2	43870.5066	21935.2533	17.65	<.0001
Grupo*Etapas	4	61422.4577	15355.6144	12.36	<.0001

The GLM Procedure

Dependent Variable: Desajuste

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	2	491048.8852	245524.4426	197.56	<.0001
Grupo*Corpo	27	163896.3531	6070.2353	4.88	<.0001
Etapas	2	43870.5066	21935.2533	17.65	<.0001
Grupo*Etapas	4	61422.4577	15355.6144	12.36	<.0001

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

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
Grupo	2	491048.8852	245524.4426	40.45	<.0001

The GLM Procedure

Level of	Level of		-----Tensao-----		-----Desajuste-----	
Grupo	Etapas	N	Mean	Std Dev	Mean	Std Dev
1	1	10	1071.81700	263.850484	332.875000	63.9129815
1	2	10	907.00770	218.398265	306.562520	80.9688752
1	3	10	503.05549	146.611448	205.154167	66.1163369
2	1	10	564.63900	176.368267	199.679160	36.3411564
2	2	10	551.12680	169.769817	219.587497	46.2901505
2	3	10	571.93170	216.844353	169.304170	30.8091169
3	1	10	514.18510	178.075024	97.704167	40.5323077
3	2	10	461.14390	137.350688	93.904160	46.4767240
3	3	10	376.94970	119.443646	110.470833	49.3916035

```
*****
*           SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA           *
*   Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado   *
*   Empresa de Pesquisa Agropecuaria de Minas Gerais-EPAMIG *
*   ANALISE DA VARIABEL DESAJUST - ARQUIVO: WAGNER         *
*****
```

CODIGO DO PROJETO:

RESPONSAVEL:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR NOME

A GRUPO
B ETAPAS

C CORPO

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
GRUPO	2	500318.4842611	250159.2421306	40.0732	0.00001
RESIDUO (A)	27	168549.0271786	6242.5565622		
PARCELAS	29	668867.5114397			
ETAPAS	2	47043.7453971	23521.8726985	18.8921	0.00001
GRU*ETA	4	57438.7709225	14359.6927306	11.5333	0.00001
RESIDUO (B)	54	67233.4049180	1245.0630540		
TOTAL	89	840583.4326772			

MEDIA GERAL = 192.247894

COEFICIENTE DE VARIACAO (A) = 23.728 %

COEFICIENTE DE VARIACAO (B) = 18.354 %

INFORMACOES PARA OS TESTES DE SIGNIFICANCIA

VARIANCIAS COMPLEXAS

VARIANCIA DO FATOR A

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (A)] / 30$

VARIANCIA DO FATOR B

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (B)] / 30$

VARIANCIA DO FATOR B(A)

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (B)] / 10$

VARIANCIA DO FATOR A(B)

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (A) + 4 \cdot Q.M.RESIDUO (B)] / 30$

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO

DENTRO DE 1 DO FATOR ETAPAS

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	332.872993	332.872993	a	A
2	2	2	10	199.678999	199.678999	b	B
3	3	3	10	97.703001	97.703001	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO

DENTRO DE 2 DO FATOR ETAPAS

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	306.563007	306.563007	a	A
2	2	2	10	219.585999	219.585999	b	B
3	3	3	10	93.903001	93.903001	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO

DENTRO DE 3 DO FATOR ETAPAS

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	205.151996	205.151996	a	A
2	2	2	10	169.303999	169.303999	a	AB

3	3	3	10	105.467999	105.467999	b	B
---	---	---	----	------------	------------	---	---

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 58.41804 - D.M.S. 1% = 73.94386

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ETAPAS DENTRO DE 1 DO FATOR GRUPO							
NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	332.872993	332.872993	a	A
2	2	2	10	306.563007	306.563007	a	A
3	3	3	10	205.151996	205.151996	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ETAPAS DENTRO DE 2 DO FATOR GRUPO							
NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	10	219.585999	219.585999	a	A
2	1	1	10	199.678999	199.678999	ab	AB
3	3	3	10	169.303999	169.303999	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ETAPAS DENTRO DE 3 DO FATOR GRUPO							
NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	3	10	105.467999	105.467999	a	A
2	1	1	10	97.703001	97.703001	a	A
3	2	2	10	93.903001	93.903001	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 38.07191 - D.M.S. 1% = 48.05854

```

*****
*      SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA      *
*      Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
*      Empresa de Pesquisa Agropecuaria de Minas Gerais-EPAMIG *
*      ANALISE DA VARIÁVEL TENSÃO - ARQUIVO: WAGNER *
*****

```

CODIGO DO PROJETO:

RESPONSÁVEL:

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL:

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

```

NOME DOS FATORES
-----
FATOR      NOME
-----
A          GRUPO
B          ETAPAS
C          CORPO
-----

```

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
GRUPO	2	2243595.7848946	1121797.8924473	14.6990	0.00014
RESIDUO (A)	27	2060581.1406644	76317.8200246		
PARCELAS	29	4304176.9255590			
ETAPAS	2	844598.0413304	422299.0206652	31.0334	0.00001
GRU*ETA	4	966202.2995584	241550.5748896	17.7508	0.00001
RESIDUO (B)	54	734825.6216464	13607.8818823		
TOTAL	89	6849802.8880943			

MEDIA GERAL = 613.539310

COEFICIENTE DE VARIACAO (A) = 25.996 %

COEFICIENTE DE VARIACAO (B) = 19.013 %

INFORMAÇÕES PARA OS TESTES DE SIGNIFICÂNCIA

VARIÂNCIAS COMPLEXAS

VARIÂNCIA DO FATOR A

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (A)] / 30$

VARIÂNCIA DO FATOR B

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (B)] / 30$

VARIÂNCIA DO FATOR B(A)

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (B)] / 10$

VARIÂNCIA DO FATOR A(B)

$[2 \cdot Q.M.RESIDUO (A) + 4 \cdot Q.M.RESIDUO (B)] / 30$

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE GRUPO

DENTRO DE 1 DO FATOR ETAPAS

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	1071.818011	1071.818011	a	A
2	2	2	10	564.639996	564.639996	b	B
3	3	3	10	514.184006	514.184006	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE 2 DO FATOR ETAPAS

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	907.009003	907.009003	a	A
2	2	2	10	551.126996	551.126996	b	B
3	3	3	10	461.143994	461.143994	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE GRUPO
DENTRO DE 3 DO FATOR ETAPAS

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	2	10	571.929993	571.929993	a	A
2	1	1	10	503.052997	503.052997	a	A
3	3	3	10	376.949001	376.949001	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 201.38207 - D.M.S. 1% = 255.13487

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ETAPAS
DENTRO DE 1 DO FATOR GRUPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	1071.818011	1071.818011	a	A
2	2	2	10	907.009003	907.009003	b	B
3	3	3	10	503.052997	503.052997	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ETAPAS
DENTRO DE 2 DO FATOR GRUPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	3	10	571.929993	571.929993	a	A
2	1	1	10	564.639996	564.639996	a	A
3	2	2	10	551.126996	551.126996	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE ETAPAS
DENTRO DE 3 DO FATOR GRUPO

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	1	10	514.184006	514.184006	a	A
2	2	2	10	461.143994	461.143994	ab	A
3	3	3	10	376.949001	376.949001	b	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 125.86480 - D.M.S. 1% = 158.88033

DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIF

Geral

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	90	192.80463	96.41600	17352	49.08333	475.66670
Tensao	90	613.53960	277.42358	55219	184.30300	1421

Pearson Correlation Coefficients, N = 90
Prob > |r| under H0: Rho=0

Desajuste Tensao

Desajuste	1.00000	0.52900
	<.0001	
Tensao	0.52900	1.00000
	<.0001	

Individuais

----- Grupo=1 Etapas=1 -----

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	10	332.87500	63.91298	3329	215.41667	438.08333
Tensao	10	1072	263.85048	10718	764.27900	1421

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	-0.43019
	0.2146	
Tensao	-0.43019	1.00000
	0.2146	

----- Grupo=1 Etapas=2 -----

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	10	306.56252	80.96888	3066	196.54170	475.66670
Tensao	10	907.00770	218.39827	9070	603.83700	1225

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	-0.55162
	0.0983	
Tensao	-0.55162	1.00000
	0.0983	

----- Grupo=1 Etapas=3 -----

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	10	205.15417	66.11634	2052	68.25000	300.87500
Tensao	10	503.05549	146.61145	5031	302.39890	822.93300

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	-0.32154 0.3650
Tensao	-0.32154 0.3650	1.00000

----- Grupo=2 Etapas=1 -----

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	10	199.67916	36.34116	1997	145.75000	262.95830
Tensao	10	564.63900	176.36827	5646	340.91100	940.58300

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	0.31267 0.3791
Tensao	0.31267 0.3791	1.00000

----- Grupo=2 Etapas=2 -----

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	10	219.58750	46.29015	2196	163.37500	302.12500
Tensao	10	551.12680	169.76982	5511	316.04000	888.59900

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	-0.06365 0.8613
Tensao	-0.06365 0.8613	1.00000

```

Tensao      -0.06365    1.00000
              0.8613
----- Grupo=2 Etapas=3 -----

The CORR Procedure

2 Variables:  Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable      N      Mean    Std Dev    Sum    Minimum    Maximum
Desajuste     10  169.30417  30.80912   1693  121.29167  206.41670
Tensao        10  571.93170  216.84435   5719  287.01000   1004

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

Desajuste      Tensao
Desajuste      1.00000    0.02153
                  0.9529
Tensao          0.02153    1.00000
                  0.9529
----- Grupo=3 Etapas=1 -----

```

```

The CORR Procedure

2 Variables:  Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable      N      Mean    Std Dev    Sum    Minimum    Maximum
Desajuste     10  97.70417  40.53231  977.04167  49.08333  182.00000
Tensao        10  514.18510  178.07502   5142  310.78000  752.28600

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
Prob > |r| under H0: Rho=0

Desajuste      Tensao
Desajuste      1.00000    0.24519
                  0.4947
Tensao          0.24519    1.00000
                  0.4947
----- Grupo=3 Etapas=2 -----

```

```

The CORR Procedure

2 Variables:  Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable      N      Mean    Std Dev    Sum    Minimum    Maximum
Desajuste     10  93.90416  46.47672  939.04160  50.83333  213.45830

```

Tensao 10 461.14390 137.35069 4611 281.34400 686.47300

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
 Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	0.06298 0.8628
Tensao	0.06298 0.8628	1.00000

----- Grupo=3 Etapas=3 -----

The CORR Procedure

2 Variables: Desajuste Tensao

Simple Statistics

Variable	N	Mean	Std Dev	Sum	Minimum	Maximum
Desajuste	10	110.47083	49.39160	1105	54.37500	218.41667
Tensao	10	376.94970	119.44365	3769	184.30300	595.77300

Pearson Correlation Coefficients, N = 10
 Prob > |r| under H0: Rho=0

	Desajuste	Tensao
Desajuste	1.00000	0.26901 0.4523
Tensao	0.26901 0.4523	1.00000