



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



VANESSA SILVA TRAMONTINO

***PRÓTESES FIXAS IMPLANTO-RETIDAS: INFLUÊNCIA
DO PILAR INTERMEDIÁRIO E DOS CICLOS DE
COZÇÃO DA CERÂMICA NOS DESAJUSTES E NAS
TENSÕES INDUZIDAS ÀS FIXAÇÕES.***

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas, para
obtenção do Título de Mestre em Clínica
Odontológica – Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Piracicaba - SP

2008

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

Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

T684p

Tramontino, Vanessa Silva.

Próteses fixas implanto-retidas: influência do pilar intermediário e dos ciclos de cocção da cerâmica nos desajustes e nas tensões induzidas às fixações. / Vanessa Silva Tramontino. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2008.

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

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Análise do estresse dentário. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Implant supported prosthesis: influence of abutment and porcelain firing cycles on misfit and stress around implants

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Implant-supported dental prosthesis. 2. Dental stress analysis

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Osvaldo Luiz Bezzon, Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Data da Defesa: 27-02-2008

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 27 de Fevereiro de 2008, considerou a candidata VANESSA SILVA TRAMONTINO aprovada.

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

PROF. DR. OSVALDO LUIZ BEZZON

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

Dedico esse trabalho

Ao meu pai José, à minha mãe Mazé e à minha irmã Vania,
por serem sempre presentes na minha vida,
por me apoiarem nos momentos de dificuldade
e por serem protagonistas no cenário dos meus momentos de felicidade.

Agradecimentos especiais

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, profissional por quem tenho imensa admiração e por quem tive a honra de ser orientada. Meus sinceros agradecimentos por toda a confiança em mim depositada, pela amizade em todos os momentos e pela paciência nos momentos de dificuldade, sempre cultivadas nesse período de convívio. Um exemplo de profissional a ser seguido, seus ensinamentos são as diretrizes da minha conduta profissional. Obrigada!

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo apoio financeiro fornecido durante o período de estudos, fundamental para a dedicação a este trabalho (processo 05/58385-9).

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do seu Magnífico Reitor **Prof. Dr. José Tadeu Jorge**.

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

Aos professores da área de prótese, **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo** e **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, pelos valiosos ensinamentos compartilhados e pela amizade prestada.

Ao **Dr. Hertezi Lourenço Paulino**, pela imprescindível assessoria prestada no entendimento da extensiometria.

À amiga **Andréa Nóbrega Cavalcanti**, pela amizade e convívio e pela fundamental colaboração na realização das análises estatísticas desse trabalho.

Às minhas amigas **Aline Mendonça**, **Dani Valentim** e **Carol Steiner**, que me confortam pelo simples fato de existirem em minha vida. São pessoas muito especiais.

Ao **Rodrigo Vosiacki Rossi**, por todo o companheirismo e carinho. E por sempre ter incentivado e acreditado no meu sucesso profissional.

Aos meus primos **Tiago, Fernanda, Vinícius, Rodrigo, Marcelo, Edu, Mariana, Rafa, Lucas, Juliana, Julio, Odilon, Angela, Roberta, e tios Carlos, Iracy, Marina, Grippa, Regina e Irma**, por todos os momentos compartilhados e pelo grande carinho que sempre demonstraram.

À amiga **Maria Malerba C. Humel**, por ser minha companheira de todas as horas, pela amizade e pela paciência com que contorna todas as minhas fases.

Aos amigos da faculdade **Luiz Gustavo Daroz, Wagner Fragoso, Leonardo Luthi, Marinaldo Zampieri, Flavinha, Jéssica Takahashi, Andréa Lira, Aloísio Spazin, Juliana Nunez, Maurício Cariello, Carol Machado, Leandro Cardoso, William Custódio, Simone Farias, Fabiana, Frederico, Pedro, Marina, Giuliana**, pela amizade e pelos momentos compartilhados.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, à **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury** e ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** por permitirem a utilização dos Laboratórios de Prótese Total, de Prótese Parcial Removível e de Materiais Dentários para o desenvolvimento desse estudo.

Ao Sr. **Marcos Blanco Cangiani**, técnico do laboratório de Materiais Dentários, pela dedicada ajuda na parte laboratorial desse estudo.

À Sras. **Joselena Casati Lodi** e **Maria Elisabete Cardenas**, pelo carinho e pelo agradável convívio.

À **Shirley Rosana Sbravatti Moreto** por toda a atenção e eficiência.

Aos professores doutores **Simonides Consani**, **Flávio Henrique Baggio Aguiar** e **Luis Alexandre M. S. Paullillo**, que compuseram a banca do Exame de Qualificação e colaboraram com sugestões construtivas ao trabalho.

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

Resumo

Especula-se que ciclos de cocção da cerâmica geram aumento nos desajustes marginais. Em próteses sobre implantes se imagina que possam motivar aumento das tensões induzidas às fixações, tensões estas, que podem variar em função do tipo de pilar protético intermediário entre a prótese e os implantes. Assim, o propósito deste estudo foi avaliar a influência do ciclo de cocção da cerâmica e uso de pilar intermediário no desajuste marginal e nas tensões induzidas aos implantes, produzidas por próteses parciais fixas de 3 elementos parafusadas sobre 2 implantes. Foram confeccionadas 20 infra-estruturas metálicas simulando próteses parciais fixas de 3 elementos retidas por 2 implantes osseointegrados e fundidas em titânio comercialmente puro (Ti c.p.), obtidas partir de um modelo mestre. As estruturas foram divididas em 2 grupos, sendo o grupo pilar cônico composto por 10 estruturas retidas por parafusos a pilares intermediários cônicos padrão *Branemark* com cintas cervicais de 1 mm para peças múltiplas e o grupo UCLA composto por 10 estruturas retidas por parafusos diretamente sobre as fixações utilizando cilindros protéticos tipo UCLA com cintas cervicais de 1 mm sem contra-hexágono de travamento para peças múltiplas. As infra-estruturas de ambos os grupos sofreram simulação dos diversos ciclos de cocção da cerâmica, objetivando a avaliação dos desajustes marginais e das tensões induzidas às fixações. As tensões foram avaliadas por extensimetria e os desajustes por microscopia óptica, sendo aferidos após cada ciclo de cocção, sendo os resultados confrontados com a situação imediatamente pós-fundição (controle). Os valores das tensões foram correlacionados com os valores de desajuste marginal medidos nas interfaces entre pilares e/ou fixações e cilindros protéticos, com aumento de 120 x, obedecendo ao protocolo de aperto do parafuso único, sendo realizados na situação pós-fundição (controle) e após cada ciclo de cocção da cerâmica. Foi realizada a análise de variância em esquema de parcela subdividida, sendo a parcela os grupos de tratamento e os ciclos de cocção da cerâmica, a subparcela. O teste de Tukey foi utilizado para

comparação múltipla, com nível de significância de 5%. Não houve diferença significativa ($p=0,601$) na indução de tensões aos implantes devido ao uso de pilar intermediário (pilar cônico: $580,06 \pm 253,93\text{gf}$; UCLA: $665,35 \pm 173,99\text{gf}$). Porém, notou-se decréscimo nos valores de tensão devido às etapas do ciclo de cocção da cerâmica. A análise do desajuste marginal revelou haver interação entre o grupo de tratamento e o ciclo de cocção da cerâmica ($p=0,002$), sendo que as menores médias de desajuste ocorreram antes da exposição das infra-estruturas aos ciclos de cocção (pilar cônico: $118,07 \pm 58,61\mu\text{m}$; UCLA: $83,93 \pm 25,63\mu\text{m}$). Concluiu-se que a presença de um pilar intermediário cônico em infra-estruturas de 3 elementos fundidas em Ti c.p. não reduziu as tensões induzidas às fixações e que os ciclos de cocção da cerâmica causaram aumento no desajuste marginal e redução nas tensões induzidas às fixações.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante; análise do estresse dentário.

Abstract

It is speculated that porcelain firing cycles cause an increase on marginal misfit. This effect is imagined to origin an increase on strains around implants, when screwing the metallic frameworks, and it is supposed to be decreased by the use of an abutment between the framework and the implant. Thus, the aim of this study was to evaluate the influence of the porcelain firing cycle and of the use of conic abutments on marginal misfit and on strains around implants originated by screwing 3-element fixed partial dentures over 2 implants. Twenty metallic frameworks were fabricated, casting commercially pure titanium, obtained from a master cast, simulating 3-element fixed partial dentures, retained by 2 implants. The structures were divided into two groups, where conic abutment group was composed by 10 structures screwed to Branemark-type conic multi-unit abutments with 1 mm cervical belts and UCLA group composed by 10 structures screwed directly to the implants using non-engaging multi-unit UCLA cylinders with 1 mm cervical belts. All the frameworks were submitted to porcelain firing cycle simulation, aiming the evaluation of marginal misfit and strains around implants. Strains were analyzed by the use of strain gauges and misfit was analyzed by an optical microscope, both after each firing cycle and the results were confronted to the as-cast situation (control). The strains values were correlated with misfit values, which was measured in the interface of the abutment or implant and the prosthetic cylinder, following the one-screw test, being achieved on the as cast situation and after each firing cycle. Multivariate analysis was applied in a sub divided parcel scheme and the treatments were considered as the parcel and the firing cycles as the sub parcel. Tukey's test was employed to multiple comparisons, with significance level at 5%. There was no significant difference ($p=0.601$) on strains around implants due to the use of the abutment (conic abutment: $580.06 \pm 253.93\text{gf}$; UCLA: $665.35 \pm 173.99\text{gf}$). However, a decrease on strains values was observed, due to the porcelain firing cycle. Misfit analysis presented an interaction between the treatment groups and the firing cycles ($p=0.002$). The lower misfit mean values occurred before the frameworks were

exposed to the firing cycles (conic abutment: $118.07 \pm 58.61\mu\text{m}$; UCLA: $83.93 \pm 25.63 \mu\text{m}$). It is concluded that the presence of a conic abutment on a 3 elements partial fixed prosthesis cast in commercially pure titanium did not decrease strains around implants and that the porcelain firing cycles caused an increase on marginal misfit and a decrease on strains around implants.

Key-words: implant-supported dental prosthesis; dental stress analysis.

Sumário

1 Introdução	1
2 Revisão de literatura	4
3 Proposição	33
4 Materiais e Método	34
5 Resultados	46
6 Discussão	50
7 Conclusão	56
Referências Bibliográficas	57
Apêndice	63

1. Introdução

Restaurações que utilizam sistemas implanto-retidos encontram-se amplamente difundidas no meio odontológico. Apesar da relevância clínica das fixações sobre implantes, tanto para pacientes parciais como completamente edêntulos, a longevidade do tratamento atrela-se, sobretudo, a uma precisa adaptação entre os componentes protéticos e as fixações (Jemt & Lekholm, 1998). Diferentemente das situações convencionais em dentes naturais, sobre implantes osseointegrados – pela ausência de ligamento periodontal – qualquer tensão gerada durante a instalação de uma prótese ou durante a função mastigatória tende a ser transmitida diretamente para o tecido ósseo que os envolve (Skalak, 1983).

O assentamento passivo de uma prótese implanto-retida é assumido como a situação na qual esta prótese se adapta com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva ao componente de retenção, sem criar tensões ao próprio implante ou ao tecido ósseo circundante (Millington & Leung, 1995).

Especialistas têm considerado que uma prótese deficientemente adaptada e rigidamente conectada a múltiplos implantes exerce severa tensão sobre as fixações, não havendo dissipação destes esforços dada à íntima relação com o tecido ósseo (Jemt & Lekholm, 1998; Roberts, 1984). Na ausência de passividade é possível a ocorrência de complicações mecânicas como a fratura de pilares intermediários, ruptura do parafuso de fixação do pilar e fratura da estrutura metálica (Zarb & Schmitt, 1991; Naert *et al.*, 1992). Relatam-se, ainda, complicações biológicas incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea marginal e até plena falência da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Bauman *et al.*, 1992; Carlson & Carlsson, 1994). Por todas estas causas, infra-estruturas protéticas são usualmente condenadas se apresentarem desajuste marginal insatisfatório contra os implantes. Intuitivamente se imagina que o desajuste gerará aumento significativo de tensões e compromissos ao sistema. Por outro lado, pode-se, por exemplo, ter uma peça com pequeno desajuste de margens à custa de retenção forçada aos implantes. Assim, pode-se

realmente relacionar aumento das tensões – e suas conseqüências - a maiores desajustes marginais? São realmente grandezas diretamente relacionadas?

Uma das formas de se reduzir tensões induzidas às fixações é usar pilar intermediário entre as fixações e a estrutura protética - como recomendado pelo protocolo de reabilitação sobre implantes proposto por *Branemark* (Rangert *et al.*, 1991). Dá-se pela precisão de seus encaixes e pelos seus níveis reduzidos de desajustes, características decorrentes da pré-fabricação em equipamentos industriais. Além disto, a presença de parafuso adicional na unidade restauradora implanto-retida atua como um coxim na dissipação das solicitações transmitidas aos implantes. Pode-se imaginar, ainda, que a adaptação de um pilar intermediário reflita no aumento do braço de resistência do sistema implante-prótese em relação ao braço de potência, tendo repercussões positivas na longevidade das reabilitações.

Contudo, muito embora seja recomendado o uso do pilar intermediário – conforme proposto por *Branemark* - os pilares tipo UCLA são os mais comumente usados clinicamente. Fixados diretamente ao implante e adquiridos em acrílico calcinável, permitem personalização das restaurações e custos relativos significativamente menores. Contudo, utilizam parafuso único de retenção e incorporam desajustes marginais motivados pela fundição. Embora não haja dados suficientes para inserções, provavelmente possam induzir a maiores tensões às regiões peri-implantares. Levando-se em consideração o largo emprego do pilar UCLA, seriam eles realmente menos eficientes que os pilares intermediários? Por serem fundidos e incorporarem desajustes marginais maiores, gerariam mais tensões ao tecido ósseo peri-implantar?

Por outro lado, a exigência estética faz com que a maioria das infra-estruturas metálicas de próteses parciais fixas seja recoberta com cerâmica. Porém, ao se revestir estruturas metálicas com cerâmica, sabe-se que os ciclos de queima necessários para a estratificação estética influenciam significativamente os valores de desajuste marginal (Fonseca *et al.*, em 2003; Campbell *et al.*, 1995), aumentando a distorção de infra-estruturas múltiplas de

próteses fixas convencionais (Bridger & Nicholls, 1981) e sobre implantes (Byrne *et al.*, 1998). Assim sendo, embora haja dados que relacionam mais desajustes devido aos ciclos de cocção da cerâmica, nada se pode afirmar em relação ao aumento de tensões que possam ser geradas às fixações. Seriam os ciclos de cocção da cerâmica geradores, além de desajustes, de mais tensão aos implantes?

Diante dos fatos, três hipóteses foram testadas neste estudo:

- 1) De que haveria correlação direta entre desajuste marginal e tensão induzida aos implantes;
- 2) De que o uso do pilar intermediário influenciaria a adaptação das peças, diminuindo o desajuste marginal e as tensões geradas aos implantes;
- 3) De que os ciclos de cocção da cerâmica gerariam aumento do desajuste marginal e das tensões ao redor dos implantes.

2. Revisão de literatura

As propriedades do Ti e suas ligas assim como suas aplicações na Odontologia foram avaliadas por IDA *et al.*, em 1980. Relataram como grande desvantagem para fundições odontológicas, o fato de o Ti apresentar fundição dificultada, em virtude da alta reatividade química com oxigênio (O) em temperaturas elevadas, reação com o cadinho e facilidade de oxidação. Na busca para facilitar os trabalhos com este metal, foi desenvolvido um novo equipamento de fundição para Ti à base de pressão de gás argônio e vácuo denominado “Castmatic”. Foram investigadas algumas propriedades do titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e suas ligas fundidas neste equipamento, como por exemplo, temperatura de fusão, fluidez, manchamento, resistência mecânica e dureza. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas e a fluidez do Ti c.p. foram semelhantes às apresentadas pelas ligas de cobalto-cromo (Co-Cr) e níquel-cromo (Ni-Cr), assim pôde-se indicar a utilização de coroas e próteses parciais fixas fundidas em Ti e em algumas de suas ligas.

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

BRIDGER & NICHOLLS, em 1981, analisaram as distorções ocorridas durante os ciclos de cocção da cerâmica em próteses fixas metalocerâmicas de 6 elementos. Os autores utilizaram um modelo mestre que continha ausência dos incisivos centrais (pônticos) e incisivos laterais e caninos preparados para receber próteses metalocerâmicas (pilares). Foram confeccionadas 10 infra-estruturas

metálicas, das quais 7 receberam cerâmica e 3 não (controle). As mensurações foram realizadas após as seguintes etapas: fundição, oxidação, opaco, primeiro e segundo corpos da cerâmica, *glaze* e remoção por ácido da cerâmica. Concluíram que: as maiores distorções foram verificadas na mensuração inicial e na fase de oxidação do ciclo de cocção; as distorções ocorridas na etapa de oxidação poderiam estar relacionadas com liberação de tensões resultantes do processo de fundição e resfriamento da estrutura metálica e; as distorções geradas na cocção das cerâmicas poderiam ser revertidas através da recuperação elástica por meio da remoção por ácido.

ADELL *et al.*, em 1981, afirmou que a osseointegração implica numa conexão firme, direta e durável entre o osso vital e o implante de titânio, sem tecido interposto entre eles. A osseointegração somente pode ser alcançada e mantida através de uma técnica cirúrgica cuidadosa, um longo período de reparo e uma distribuição adequada de forças quando em função. Durante um período de 15 anos (1965-1980), 2768 implantes foram instalados em 410 mandíbulas edêntulas de 371 pacientes. Todos os pacientes receberam próteses parciais removíveis provisórias e foram examinados através de prosvações anuais. A técnica cirúrgica e protética foi realizada e avaliada num estudo piloto por um período de 5 anos. Os resultados dos procedimentos, sob um tempo de observação de 5 a 9 anos refletiram o potencial do método. Nesse grupo, 130 mandíbulas foram reabilitadas com 895 implantes, e, dentre esses, 81% dos maxilares e 91% dos mandibulares mantiveram-se estáveis, suportando as próteses. Em 89% dos casos maxilares e em 100% dos mandibulares, as próteses permaneceram estáveis. Durante o período de reparo e o primeiro ano após a integração com a prótese, o valor médio para perda óssea marginal foi de 1,5 mm. Após esse período, somente 0,1 mm foi perdido anualmente. Os resultados clínicos alcançados por próteses sobre implantes osseointegradas, preencheu os requisitos para o sucesso dos procedimentos de implantação dentária determinados pela Conferência de Harvard de 1978.

SKALAK, em 1983, discutindo sobre a biomecânica de implantes osseointegrados, analisa que a íntima relação entre o osso e o implante de titânio é a principal característica da transmissão de estresses do implante ao osso. A ausência de uma camada fibrótica, permite que os estresses sejam transmitidos sem qualquer alteração progressiva no contato entre o osso e o implante. O autor utilizou uma estrutura com *cantilevers* fixada a seis implantes distribuídos em toda a extensão de um aro mandibular. Através de cálculos matemáticos, a carga estimada para cada implante foi estudada pelos vetores de forças 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 que possuam a capacidade de amortecer o carregamento proveniente das forças mastigatórias, como dentes de resina acrílica.

Em 1984, ROBERTS *et al.*, avaliou a adaptação óssea ao carregamento contínuo de implantes rígidos endósseos. Para o estudo, implantes de titânio, com tratamento ácido de superfície, foram parafusados em orifícios de 3 mm de diâmetro, distantes 1 cm, cuidadosamente preparados brocas cirúrgicas com irrigação interna, em fêmures de coelhos com idade entre 3 a 6 meses. Durante os 3 primeiros dias após a cirurgia, marcadores fluorescentes mostraram extensiva formação óssea, particularmente na margem endóstica do defeito cirúrgico, indicando a preservação de uma alta capacidade osteogênica. O tecido ósseo começou a encapsular o implante em 3 dias. No final de 6 semanas, notou-

se a formação de osso maduro ao redor do implante, alcançando uma rígida interface entre osso e implante. Hipertrofia subperióstea foi notada em 6 semanas após a colocação dos implantes em animais jovens, em fase de crescimento (3 meses de idade), mas não em adultos (6 meses de idade). Após 6 a 12 semanas de reparo, uma carga de 100 g foi aplicada de 4 a 8 semanas, pela colocação de uma mola de aço inoxidável entre os implantes. Dos vinte implantes testados, somente um não permaneceu rígido. O carregamento imediato de quatro pares de implantes resultou em fraturas espontâneas do fêmur em 1 semana. Esses resultados indicaram que (1) implantes de titânio relativamente simples e baratos permitem uma rígida interface óssea, (2) 6 semanas num período adequado de reparo antes do carregamento, para promover estabilidade e prevenir fratura espontâneas, (3) implantes constantemente carregados permanecem estáveis ao osso, (4) a formação óssea é observada nas superfícies periosteais submetidas a compressão, (5) osso trabecular orienta-se perpendicularmente entre dois implantes, aparentemente correspondente a linhas de estresse, (6) novos ósteons secundários são propagados na superfície ou próximos à ela, dos implantes carregados, (7) o ciclo para remodelação do osso compacto de coelhos tem duração de 6 semanas, e (8) implantes endósseos apresentam potencial como uma fonte de ancoragem em osso firme para ortodontia e ortopedia dento-facial.

Em 1989, TAIRA *et al.* realizaram um estudo das propriedades mecânicas, estruturas metalúrgicas e resistência à corrosão do Ti fundido e 4 ligas a base de Ti: titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V), titânio-vanádio (Ti-15V), titânio-cobre (Ti-20Cu) e titânio-paládio (Ti-30Pd). Outras propriedades vantajosas do metal foram citadas, como: excelente biocompatibilidade, baixo custo comparado a metais nobres e semi-nobres, baixo peso específico e adequada resistência mecânica. A máquina de fundição utilizada foi a *Castmatic* (Iwatani) que utilizava o sistema de pressão e vácuo proposto por WATERSTRAT, em 1977. Este equipamento era composto por duas câmaras, cuja superior era utilizada para fusão da liga sob atmosfera inerte de gás argônio e a inferior era utilizada para fundição sob vácuo.

A câmara superior continha ainda um cadinho de cobre (Cu) e um eletrodo de tungstênio. Todo o procedimento era automático com duração de 2 a 3 minutos. O Ti é um metal que possui alta reatividade química com O em temperaturas acima de 600°C, a incorporação de outros elementos metálicos a sua estrutura poderia reduzir sua reação com o revestimento melhorando ainda mais algumas das suas propriedades. O Ti pode apresentar-se em 3 fases distintas: fase α (estrutura hexagonal compacta) fase β (estrutura cúbica de corpo centrado) e fase alfa-beta (associação de ambas). A temperatura ambiente o Ti c.p. apresentava-se na fase α e quando era aquecido a altas temperaturas (882°C) sofria uma transformação cristalográfica em sua estrutura passando para a fase β . Os elementos metálicos adicionados ao Ti c.p. atuavam como estabilizadores destas fases elevando ou diminuindo as temperaturas de transformação. Alumínio e O são α -estabilizadores enquanto o vanádio, cobre e o paládio são β -estabilizadores. Os pontos de fusão do Ti c.p. (1720°C) e da liga Ti-6Al-4V (1650°C) estavam além dos pontos de fusão das demais ligas utilizadas em fundições odontológicas. O baixo módulo de elasticidade era ideal para os grampos de próteses parciais removíveis ou para a ortodontia. Os resultados apresentados foram bastante promissores, mas outros estudos ainda se faziam pertinentes.

Em 1991, ZARB & SCHMITT, realizaram um estudo prospectivo na Universidade de Toronto, reportando uma avaliação longitudinal de 5 a 10 anos do tratamento de pacientes edêntulos com implantes osseointegrados suportando próteses. O estudo foi composto por 46 pacientes, selecionados pelo insucesso do tratamento com próteses convencionais e por apresentar saúde para a realização da cirurgia. 274 implantes foram cirurgicamente posicionados e 233 ou 85,04% desses implantes foram utilizados para reter 43 próteses fixas e 5 overdentures. Nove implantes, já osseointegrados, não foram expostos e não foram utilizados para reter as próteses. 48 dos 49 arcos permanecem em condições de ser restaurados através de próteses sobre implantes com sucesso.

RANGERT *et al.*, em 1991, testes mecânicos *in vitro* de implantes padrão *Branemark* revelaram que a junta parafusada que fixa o cilindro de ouro ao *abutment* transmucoso à fixação forma um sistema flexível. Essa flexibilidade inerente parece igualar a mobilidade vertical de um dente suporte conectado ao implante. Cálculos de distribuição de cargas verticais baseados nos dados de medida de flexibilidade demonstram que as forças são distribuídas quase igualmente entre o dente e o implante mesmo sem levar em consideração a flexibilidade do osso circundante ou a prótese. O tratamento com um único implante *Branemark* conectado a um dente natural deve ser considerado sem nenhum elemento adicional de natureza flexível. Testes mecânicos e considerações teóricas indicam que a mobilidade transversa do dente conectado deve ser limitada e que a conexão da prótese ao dente deve ser rígida para prevenir a perda do parafuso de ouro.

Um estudo clínico, realizado por NAERT *et al.*, em 1992, avaliou os aspectos protéticos de 589 implantes retentores de próteses fixas completas. Em 91 pacientes, 103 maxilares foram reabilitados com próteses fixas completas, suportadas por implantes *Branemark*. Como um resultado de perda de fixação em cada um de dois pacientes (dois maxilares), uma overdenture ao invés de uma prótese fixa foi instalada. Para um paciente (dois maxilares), dados não foram disponibilizados após a conexão com a prótese. Ao final do sétimo ano, as taxas de falhas para as 99 próteses alcançaram 4,9% em mandíbula e 10,1% em maxila. Após o carregamento, 12 implantes mostraram sinais de não-integração, mas somente um paciente necessitou reverter o tratamento para prótese total convencional. Nem a localização do implante, nem o comprimento do *cantilever* revelaram diferença significativa na perda de osso marginal ao redor dos implantes. Pacientes com próteses fixas suportadas por implantes em ambos maxilares mostraram mais perda óssea marginal que aqueles com apenas uma prótese fixa antagonista à dentição natural (50%) ou uma prótese total convencional (50%). Complicações com componentes foram limitadas à fratura da

fixação (3/564), fratura do parafuso do *abutment* (5/564), e fratura do parafuso de ouro (7/564). A previsibilidade dos implantes *Branemark* no tratamento de maxilares completamente edêntulos foi confirmada.

A fusibilidade do Ti foi verificada por BESSING & BERGMAN, em 1992, utilizando-se de três diferentes equipamentos de fundição: *Titaniumer* (Ohara Co., Japão) que utiliza argônio/arco voltaico para fusão e injeção por centrifugação; *Castamatic-S* (Iwatani Co., Japão) e *Cyclarc* (J. Morita Europe, Alemanha) com fusão pelo mesmo princípio e injeção por fluxo de argônio (pressão/vácuo). O processo de fundição em Ti apresentou maiores dificuldades do que as normalmente encontradas nos processos tradicionais para fundição de Au e ligas de metais básicos, devido à reatividade do metal com O em altas temperaturas e baixo escoamento da liga. A utilização de equipamentos com atmosfera inerte e o enceramento com sobrecontorno dos padrões de fundição em cera com posterior usinagem interna e refinamento externo com fresas foram alternativas válidas para compensar estas desvantagens. Os melhores resultados foram obtidos com o equipamento do tipo pressão/vácuo - *Cyclarc*.

LUCAS & LEMONS, em 1992, realizaram um estudo sobre a biodegradação dos materiais utilizados em restaurações dentais, dando ênfase na resistência à corrosão. O Ti c.p. e as ligas a base de Ti foram os materiais de escolha nos casos de implantes dentais e recentemente também encontraram aplicações em diversos tipos de próteses e coroas individuais. A liga mais utilizada em Odontologia é a Ti-6Al-4V. O Ti é um dos biomateriais mais resistentes à corrosão, isto ocorria devido à formação de uma camada de óxidos inerte que fornecia ao metal resistência à corrosão sobre condições estáveis. Relataram ainda, os efeitos da corrosão galvânica nos casos onde foram utilizadas associações de diferentes metais no meio bucal e citaram como exemplo os casos de próteses e coroas sobre implantes, sugerindo a fabricação

destas em metais que não formassem correntes galvânicas com o Ti (Co, por exemplo) ou no próprio Ti.

A distorção de estruturas metálicas em função dos ciclos térmicos de cocção da cerâmica foi estudada por CAMPBELL & PELLETIER, em 1992. A geometria tri-dimensional das próteses fixas convencionais complicam o estudo da distorção de metalo-cerâmicas devido aos ciclos de cocção da cerâmica. Qualquer explicação sobre a etiologia desse evento deve considerar a magnitude, duração e a direção da deformação. O modelo experimental geométrico simplificado foi utilizado para elucidar os fatores etiológicos envolvidos na deformação metalo-cerâmica. Técnicas para minimizar a distorção devido à cocção também foram estudadas. Utilizou-se um modelo padrão simulando um preparo para coroa total com término em ombro de 90° e largura de 1mm. O modelo mestre foi duplicado em modelos em gesso com polivinilsiloxano. As infra-estruturas foram fundidas em liga de Au-Pd e adaptadas a réplicas de resina do modelo mestre para realização das mensurações. Estas foram realizadas após cada etapa do ciclo de cocção da cerâmica. Foi encontrado que toda a distorção significativa ocorreu durante o primeiro ciclo de cocção da liga (oxidação) e que não houve distorção resultante da aplicação da cerâmica de corpo.

BAUMAN *et al.*, em 1992 revisou a inflamação ao redor de implantes devido à formação de placa bacteriana. A microflora ao redor de implantes que tiveram sucesso é similar a do sulco saudável, enquanto a associada aos implantes que apresentaram insucesso é similar a de sítios periodontalmente afetados. A microflora do implante é similar à do dente de pacientes parcialmente edêntulos. Essa observação parece indicar a presença de um reservatório ao redor dos dentes e a possibilidade de re-infecção do sulco do implante por patógenos periodontais. A manutenção de uma microflora dentária compatível

com saúde periodontal em bocas parcialmente edêntulas pode levar a manutenção de uma microflora compatível à saúde peri-implantar. Além disso, a saúde periodontal e a manutenção do implante são ligadas e não podem ser ignoradas.

Em 1993, LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN avaliaram restaurações confeccionadas com titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e com ligas de titânio, com relação às suas características para uso dental. O Ti c.p. sofreu transformações quando aquecido a 883°C e uniu-se a uma variedade de elementos que alteraram suas propriedades, principalmente para o aprimoramento de suas propriedades mecânicas. Elementos como o alumínio e o vanádio foram incorporados para formar a liga Ti-6AL-4V, apresentando excelente biocompatibilidade e alta resistência à corrosão, sendo observada pequena ou nenhuma reação com os tecidos biológicos. A camada de óxido formada em sua superfície (TiO₂), o tornou passivo, impedindo a penetração do oxigênio e permitindo uma interação fisiológica com os fluidos orais, proteínas e uma íntima relação com os tecidos moles e duros. A aplicação desse metal em reabilitações estéticas foi favorável, já que apresentou aderência à cerâmica aplicada em sua superfície. O autor concluiu que o titânio poderia ser empregado no processo de osseointegração por promover acelerada cicatrização e que novas tecnologias deveriam ser desenvolvidas para que se obtenham ligas com menor ponto de fusão e com as mesmas propriedades de resistência à corrosão e biocompatibilidade. Embora mais pesquisas sejam necessárias, no sentido de melhorar as condições da fundição, dos sistemas cerâmicos e do controle de respostas biológicas, o uso do titânio, no presente e no futuro, parece brilhante para a odontologia.

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 direita, 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 vitro* e *in vivo*. 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.

Os princípios de distribuição de forças aplicados no diagnóstico e tratamento das próteses implanto-suportadas foram descritos por WEINBERG *et al.*, em 1993. 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 os autores, 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 cúspide-fossa ou a redução da inclinação das vertentes cuspídeas 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 movimentação. 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. Os autores concluíram 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.

Em 1994, CARLSON & CARLSSON procuraram descrever as complicações protéticas mais freqüentes que ocorreram em pacientes reabilitados com próteses removíveis e fixas implanto-suportadas. Dezesesseis clínicas foram incluídas no estudo e em 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 a resina acrílica, seguida pela cerâmica 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 relacionada 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 1995, JEMT & LIE afirmaram que distorções tridimensionais durante a confecção de próteses implanto-suportadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osseointegração. Devido a isso, os autores realizaram um estudo com o objetivo de medir a adaptação de próteses parciais fixas implanto-suportadas no modelo mestre, antes da inserção das mesmas na boca, a fim de avaliar a precisão da estrutura. Quinze pacientes participaram do estudo, apresentando maxila ou mandíbula edêntulas, tratadas com 5 a 6 implantes. Após o período de osseointegração foi realizada moldagem de transferência para confecção dos modelos mestres. Mensurações com relação ao comprimento e curvatura dos arcos foram efetuadas. Foram confeccionadas próteses superiores e inferiores, todas com estruturas em liga de ouro tipo III, de acordo com os protocolos cirúrgico e protético. As estruturas foram revestidas por dentes de estoque e resina acrílica. A técnica fotogramétrica foi utilizada para medir e comparar a orientação tridimensional dos cilindros de ouro das estruturas em relação aos modelos de trabalho obtidos. As diferenças entre modelo e estrutura foram dados através de comparação com um ponto central dos eixos x, y e z entre os cilindros e os análogos, como também pela reação tridimensional de cada cilindro individualmente. A maior distorção tridimensional foi encontrada nas próteses maxilares (74 μm), em comparação com as mandibulares (42 μm). Provavelmente isso se deu devido ao fato de que, na maxila, os implantes são colocados numa disposição em curva mais acentuada. Os autores concluíram que as próteses podem apresentar distorção em relação ao modelo mestre, porém se esses valores forem inferiores a 150 μm , podem ser consideradas aceitáveis, devido ao fato de poucas complicações terem sido relatadas relacionadas a esse

nível de desadaptação. O impacto biomecânico acarretado pelo nível de desajuste entre os implantes e a estrutura era complexo e não estava bem elucidado.

As tensões induzidas a uma simulação de tecido ósseo foram medidas e comparadas por CLELLAND *et al.*, em 1995, através do parafusamento de barras para *overdenture* com vários graus de desajuste marginal. Resina fotoelástica foi vazada num molde de silicone de mandíbula edêntula com dois implantes *Branemark* 3,75 X 13 mm. Dois *strain gauges* foram incorporados à resina para determinação das principais tensões em dois locais. Quatro grupos de 3 barras para *overdenture* apresentando 0-, 180-, 360-, e 500-micrômetros foram fabricadas. Essas barras foram seqüencialmente torqueadas aos implantes com 10 M-cm. As leituras de tensão foram realizadas 3 vezes para cada barra. A magnitude dessas tensões aumentou significativamente de acordo com o aumento no desajuste marginal. Tensões foram muito maiores mesialmente a fixação do que distalmente. Os autores concluíram que tensões são transferidas ao osso quando próteses desajustadas são parafusadas. Algumas das tensões mesialmente às fixações parecem ser desfavoráveis às regiões com menor densidade óssea.

MILLINGTON & LEUNG, em 1995, avaliaram o relacionamento entre a magnitude e a localização das desadaptações e a quantidade e distribuição de tensões superficiais em uma infra-estrutura protética. Os autores basearam seu experimento no fato de que tensões eram induzidas ao conectar estruturas protéticas aos implantes, principalmente em função do aperto de parafusos protéticos. Outro fator considerado foi a geração de tensão estática causada pela falta de adaptação entre estrutura e pilares intermediários. Quando essas tensões eram submetidas às cargas funcionais poderiam causar falhas no sistema prótese/implante. Entretanto, o nível de desadaptação aceitável sempre foi muito controverso, chegando em torno de valores entre 30 e 150 µm. Para a realização

do experimento, uma estrutura protética foi confeccionada em ouro tipo IV sobre uma matriz em forma de mandíbula, a qual alojava quatro réplicas de implantes de 10 mm tipo Branemark (A, B, C e D). A peça foi parafusada com torque de 10 Ncm sobre pilares intermediários e estes últimos a novas réplicas de implantes. Este conjunto foi fixado em outros orifícios da matriz com resina Araldite, de forma a simular uma adaptação passiva. O efeito da desadaptação era dado em um pilar através da colocação de uma cunha metálica nos três pilares remanescentes e aplicando o torque necessário. O quarto parafuso era então apertado no local da desadaptação. Para avaliar a indução de tensões, um polariscópio de reflexão foi utilizado para se medir tensões em doze pontos ao longo da estrutura. Os padrões de tensões foram registrados através de fotografias dos padrões de franjas. Desadaptações de 6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91 e 104 μm foram testadas separadamente nos pilares C e D. Os resultados mostraram uma relação positiva entre a magnitude de desadaptação e tensão na estrutura. No entanto, o aumento das tensões não se mostrou linear aos aumentos de desadaptação.

Segundo CAMPBELL *et al.*, em 1995, o assentamento pós-fundição de restaurações metalo-cerâmicas tendem a deteriorar durante as altas temperaturas atingidas pelos ciclos de cocção da cerâmica, utilizada para o recobrimento estético. Nesse estudo, avaliaram-se os ciclos de cocção quanto aos seus efeitos na adaptação marginal de restaurações metalo-cerâmicas. Métodos para minimizar a perda da adaptação marginal foram avaliados, e variáveis de fundição foram eliminadas pela confecção de padrões em resina acrílica para mensuração direta das restaurações. Os ciclos de cocção da cerâmica resultam no aumento das fendas marginais de restaurações metalo-cerâmicas, e toda a perda de ajuste marginal ocorreu durante o primeiro ciclo de cocção. Observou-se que após a fundição a avaliação do desajuste marginal sem aplicação da cerâmica previne: o aumento da rigidez da restauração; a formação de óxidos na superfície interna da estrutura durante o aquecimento e; a contaminação da superfície interna da

fundição com vestígios de cerâmica atuem como variáveis interferindo na interpretação objetiva dos resultados.

Em 1995, GEMALMAZ & ALKUMRU estudaram as alterações no desajuste marginal de restaurações metalocerâmicas que ocorrem durante os ciclos de cocção. Avaliou-se a influência dos ciclos de cocção, do tipo de liga, do tipo de término cervical, da cobertura de cerâmica e da proximidade da cerâmica. Três *copings* de cada liga (Ni-Cr e Pd-Cu), sem recobrimento cerâmico, foram utilizados como controles. As mensurações foram realizadas através de microscopia eletrônica de varredura, nas seguintes etapas: antes da oxidação, após a oxidação, após aplicação do opaco, após aplicação do corpo e após aplicação do *glaze*. Os autores concluíram que os maiores valores de desajuste marginal ocorreram durante o ciclo de oxidação e que a queima do opaco gerou uma diminuição na fenda marginal. Houve um pequeno aumento no tamanho da fenda marginal após a aplicação da cerâmica de corpo. Os *copings* em Ni-Cr apresentaram menores valores de desajuste marginal do que os fundidos em Pd-Cu. As alterações no desajuste marginal apresentaram-se independentes do tipo de término empregado e da proximidade com a cerâmica.

A validade e a aplicabilidade de 4 métodos computadorizados de mensuração de adaptação de próteses fixas implanto-suportadas, foram avaliadas por JEMT *et al.*, em 1996. Todos eles utilizam o método centróide para a formação de dados. Esse método localiza o centro dos componentes em seu longo eixo, sendo as análises de desadaptação feitas pela sobreposição dos pontos centróides dos pilares a dos respectivos cilindros. A distância entre esses pontos é o *gap* de desadaptação. Dentre esses métodos encontram-se o sistema *Mylab* de mensuração, o sistema da Universidade de Washington, o método fotogramétrico e o método da Universidade de Michigan. Os resultados mostraram que os quatro métodos apresentaram resultados em análise tridimensional

semelhantes entre si, com variação de 40 a 80 μm . No entanto, o sistema *Mylab* apresentou o menor desvio padrão. O método fotogramétrico foi o único a possibilitar a coleta de dados intra-oral. O estudo evidenciou também a importância da calibração para um teste de mensuração, a fim de que o mesmo se torne aplicável e possua reprodutibilidade.

As propriedades do Ti c.p. e de suas ligas foram relatadas por CRAIG *et al.*, em 1997, ressaltando que a temperatura ambiente o metal se apresentava na forma alfa, mas quando aquecido a 883°C, havia mudança para a fase beta. A fase alfa era mais rígida, passível de soldagem, entretanto de difícil manuseio, enquanto a fase beta tendia ser totalmente maleável. As ligas alfa-beta eram resistentes e maleáveis à temperatura ambiente, porém difíceis de soldar. Os dois mais importantes fatores relatados foram à alta reatividade química em elevadas temperaturas e alto ponto de fusão (1.700°C) que eram responsáveis pelas dificuldades encontradas durante o processo de fundição, que necessitavam de procedimentos especiais, tais como: ambiente inerte, materiais de revestimento e ciclos de resfriamento apropriados para prevenirem contaminação. Sem estes cuidados, principalmente o ambiente inerte, a superfície do Ti era contaminada e suas propriedades alteradas, com diminuição da resistência e da ductilidade do metal. Imediatamente após a fundição ocorria a formação da camada de óxidos de Ti sobre o metal, a qual era delegada a excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão. O Ti c.p. poderia ser encontrado em 4 graus distintos que variavam de acordo com o conteúdo de O (0,18 a 0,40%) e Fe (0,20 a 0,50%) incorporados em sua estrutura. Em relação às fundições de coroas de Ti, foram observadas porosidades internas e superficiais grosseiras. Outras dificuldades como a baixa eficiência de reprodução de detalhes, inadequada expansão térmica do revestimento e dificuldades no acabamento e polimento também foram mencionadas e consideraram que a fundição em Ti ainda era uma técnica nova, assim sendo, necessitava desenvolver-se.

BYRNE *et al.*, em 1998, avaliaram a adaptação marginal de pilares intermediários implanto-retidos em dois locais específicos: interface de adaptação entre o implante e a borda de adaptação do pilar e na interface entre a cabeça do parafuso protético de retenção e a base de assentamento deste parafuso no pilar. Segundo aos autores, havia informações insuficientes sobre a adaptação dos pilares implanto-retidos, especialmente com relação à interface de adaptação entre o pilar e o parafuso que o retém no implante. Os tipos de pilares testados foram: pré-fabricados, totalmente calcináveis e pré-fabricados sobre-fundidos, sendo que os pilares fundidos ou sobre-fundidos ainda foram impostos aos ciclos simulados de queima da cerâmica. Assim, 6 combinações de pilares foram testadas: pilares CeraOne retidos à implantes Nobel Biocare, pilares STR retidos à implantes 3i, pilares calcináveis tipo UCLA submetidos aos ciclos de cocção da cerâmica retidos à implantes 3i, pilares calcináveis tipo UCLA submetidos aos ciclos de cocção da cerâmica retidos à implantes Nobel Biocare, pilares pré-fabricados UCLA sobre-fundidos com liga de ouro-paládio e submetidos aos ciclos de cocção da cerâmica e posteriormente retidos à implantes 3i. Os pilares UCLA, depois de fundidos, foram submetidos ao processo de fresamento corretivo, ou acabamento, das interfaces de adaptação do pilar ao implante e ao parafuso de retenção. Para isso foi utilizado o kit 3i para acabamento de cilindros fundidos. Depois de fundidos e torqueados sobre os respectivos implantes, os pilares foram incluídos em resina epóxica e seccionados em seu longo eixo. As lâminas de corte foram posicionadas em microscópio de medição (100x), onde os desajustes foram observados e quantificados em ambas as interfaces avaliadas. Observou-se que, mesmo com a utilização dos procedimentos de fresamento corretivo, os pilares fundidos apresentaram uma adaptação deficiente se comparados tanto aos pilares pré-fabricados quanto com os pilares sobre-fundidos. Os autores concluíram que os procedimentos de acabamento não conseguiram retificar as imprecisões de fundições dos pilares fundidos, e que, portanto, a utilização de pilares pré-fabricados do tipo CeraOne® e de pilares pré-fabricados do tipo UCLA

com sobrefundição resulta em melhor adaptação marginal que a utilização de pilares calcináveis fundidos.

Medidas de deformação mensuradas entre osso e infra-estruturas foram avaliadas por JEMT & LEKHOLM, em 1998, utilizando a técnica 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 programa de computador 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 246 N de magnitude e redução do espaço marginal. Os autores afirmaram que o estudo das deformações geradas em restaurações mal adaptadas precisa ainda de melhor entendimento quanto à 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 µm 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 em nível de desadaptação da prótese. A identificação de distorções foi possível por métodos empregados durante a prova da estrutura metálica. Esses, 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 mergens supragengivais e com tomadas radiográficas periapicais em situações subgengivais. A sequência 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 (180º) antes do torque. Diante das limitações das técnicas anteriores, foi preconizado o uso do teste do 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.

A distribuição de tensões em próteses sobre implantes parafusadas foi estudada por WATANABE *et al.*, em 2000. Para o estudo, quatro tipos de infra-estruturas sobre implantes foram parafusadas e as tensões geradas ao redor dos implantes foram comparadas e analisadas. Implantes do sistema IMZ foram

posicionados no centro de um bloco de poliuretano (30 X 40 X 30 mm), e um total de 16 infra-estruturas foi confeccionado através de 4 métodos: monobloco; monobloco, secção e soldagem; soldagem e ajuste passivo. Seis *strain gauges* foram posicionados na superfície do bloco, distantes 1 mm. Três implantes foram numerados, e uma prótese parcial fixa foi posicionada sobre esses implantes e parafusada com torque de 14,5 Ncm. Esse procedimento foi repetido 7 vezes para cada prótese parcial fixa, e a tensão foi medida quando o último parafuso foi apertado. Em todas as próteses, tensões foram geradas ao redor dos implantes quando os parafusos eram apertados e eram liberadas após o destorque dos mesmos. A magnitude das tensões foi maior no método do monobloco ou do monobloco seguido de secção e soldagem do que os métodos de soldagem e o método passivo. Nos dois métodos de soldagem, quando o parafuso do implante central era apertado antes dos dois implantes terminais, a magnitude das tensões era menor com o método de soldagem do que com o método monobloco seguido de secção e soldagem. Quando a ordem de apertamento dos parafusos era alterada, houve diferenças significantes na magnitude das tensões em cada *strain gauge* do método de soldagem. Com o método do ajuste passivo, não houve diferenças na magnitude das tensões atribuídas à ordem de apertamento dos parafusos. A magnitude das tensões produzidas ao redor de uma prótese sobre implantes retida por parafuso foi significativamente menor com o método do ajuste passivo quando comparada aos outros três métodos de confecção. Concluiu-se também que os implantes submetidos ao método do ajuste passivo não foram afetados pela ordem de parafusamento.

ORUÇ & TULUNOGLU, em 2000, especularam que o uso do titânio em prótese dental ainda apresenta problemas. Assim sendo, avaliaram a adaptação marginal e a adaptação interna de restaurações metalo-cerâmicas e infra-estruturas confeccionadas com Ni-Cr e com Ti c.p.. O desajuste foi avaliado através de microscopia eletrônica de varredura antes e após os ciclos de cocção da cerâmica. Para o estudo, foram utilizadas 16 infra-estruturas metálicas com

cada liga, sendo 8 utilizadas diretamente na avaliação dos desajustes. O protocolo de leitura utilizado para as duas ligas foi o mesmo. Metade dos corpos-de-prova (n=8) receberam o recobrimento estético com cerâmica, enquanto a outra metade (n=8) não recebeu nenhum tipo de tratamento. As mensurações foram realizadas em 3 pontos para a adaptação marginal e em 3 pontos para a adaptação interna. Diferenças significantes foram verificadas entre os valores oclusais dos grupos testados ($p<0,05$). A adaptação marginal e a adaptação interna da liga de Ni-Cr foram melhores que as da liga de Ti c.p. Os resultados mostraram um aumento no desajuste marginal das coroas em Ti c.p. após a aplicação da cerâmica (50 μ m para 58 μ m), o inverso do ocorrido nas restaurações em Ni-Cr (53 μ m para 46 μ m). Porém, não houve diferenças substanciais detectadas entre os grupos após os ciclos de cocção da cerâmica. As diferenças entre revestimentos, equipamentos de fundição, sistemas de cerâmica e temperaturas de cocção dos diferentes materiais utilizados são inevitáveis e podem ter influenciado na diferença de comportamento entre as ligas. Os autores concluíram que a adaptação das infra-estruturas em Ni-Cr foi melhor que a das infra-estruturas em Ti c.p., porém ambas são clinicamente aceitáveis.

Em 2001, RUBO & SOUZA discorreram sobre os diversos recursos existentes para a análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentições comprometidas. Dentre esses recursos os autores citaram, dentre outros, a análise fotoelástica, o método de elementos finitos e a extensiometria. Foram relatadas as aplicações desses procedimentos na resolução de carregamento de próteses sobre implantes. No entanto, os autores concluíram que existem vantagens e desvantagens inerentes a cada procedimento e observaram que nenhuma das formas de análise possui total preponderância sobre a outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as mesmas se complementam no intuito de uma validar a outra.

Em seu trabalho de revisão de literatura, SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, levantaram os fatores que afetam diretamente a adaptação das próteses sobre implantes. Assentamento passivo corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes sem geração de tensões entre eles. Adaptação marginal corresponde ao posicionamento da infra-estrutura sobre os respectivos implantes resultando na menor distância horizontal possível entre estes componentes. Desta forma, pode-se encontrar uma infra-estrutura com boa adaptação, mas sem assentamento passivo. A adaptação marginal e o assentamento passivo são pré-requisitos fundamentais para a manutenção da osseointegração e longevidade tanto dos implantes quanto das próteses sobre implantes. Segundo os autores, os métodos clínicos e laboratoriais, existentes para confecção das infra-estruturas protéticas, não são precisos e, portanto não permitem a obtenção de assentamento passivo absoluto, sendo necessária a utilização de métodos alternativos para melhorá-los. Isto ocorre, devido a distorções que ocorrem em todas as etapas da confecção das infra-estruturas, sendo que a distorção mais pronunciada ocorre no plano horizontal, principalmente em peças curvas. O seccionamento com posterior soldagem da infraestrutura é um dos métodos alternativos mais empregados. Entretanto, nem a soldagem convencional, nem a soldagem *laser* promovem o assentamento passivo absoluto e sim a redução nas tensões ao redor dos implantes.

PAPAZOGLU *et al.*, em 2001, afirmaram que a adaptação de uma coroa é um pré-requisito para o sucesso clínico a longo prazo, porém, distorção pode ocorrer durante os ciclos de cocção da cerâmica. A estabilidade dimensional de algumas ligas de paládio em altas temperaturas tem sido questionada. O objetivo do estudo foi utilizar um novo método para avaliação das distorções de *copings* unitários para metalo-cerâmicas. Para a avaliação dos desajustes, pontos de referência na margem da restauração foram utilizados e os diâmetros das margens mesio-distal e vestibulo-lingual foram medidos com o uso de um microscópio óptico em 4 estágios: pós fundição, oxidação, após simulação de

aplicação de 2 camadas de opaco e após simulação de aplicação de 2 camadas de dentina. As distorções ocorridas nas infra-estruturas metálicas fundidas após as fundições e durante os ciclos de cocção da cerâmica, principalmente na etapa de oxidação, interferiam na adaptação marginal, sendo portanto necessário corrigi-los para não inviabilizar o uso clínico destes artefatos. Os autores citaram IWASHITA *et al.*, que em 1977 relataram alterações significativas no ajuste marginal de infra-estruturas protéticas submetidas aos ciclos de cocção da cerâmica, sendo notadas piora na adaptação das peças após todas as etapas do ciclo. Os autores concluíram que o pequeno desajuste observado nessas ligas não causará problemas clínicos e que diversas técnicas de laboratório estão disponíveis para conter as distorções.

Em 2003, FONSECA *et al.* analisaram a influência das temperaturas de cocção de cerâmicas no desajuste marginal de *copings* em Ti c.p., Ti-6Al-4V e paládio-prata (Pd-Ag). Foram confeccionados 10 *copings* em Pd-Ag (grupo controle), 20 *copings* em Ti c.p. e 20 em Ti-6Al-4V – sendo 10 sem tratamento e 10 com tratamento térmico antes da simulação dos ciclos de cocção de cerâmica. Foram obtidos os seguintes valores de desajustes marginais iniciais: Pd-Ag (58µm), Ti c.p. (86µm), Ti-6Al-4V (84µm) Ti c.p. TT (97µm) e Ti-6Al-4V TT (76µm). Após a simulação dos ciclos de cocção da cerâmica, os valores obtidos foram: Pd-Ag (98µm), Ti c.p. (117µm), Ti-6Al-4V (106µm) Ti c.p. TT (115µm) e Ti-6Al-4V TT (86µm). Concluíram que as temperaturas de cocção da cerâmica influenciaram de forma significativa no desajuste marginal das restaurações em Ti c.p. somente na etapa “*bonder*” e em Ti-6Al-4V nas etapas “*bonder*” e “*opaco*”. Associado a este fato, os autores citaram ainda que o tratamento térmico realizado nas coroas em Ti c.p. e Ti-6Al-4V previamente à simulação dos ciclos de cocção da cerâmica não apresentou melhora significativa no resultado final.

OCHIAI *et al.*, em 2003, avaliaram se a seleção do tipo de pilar intermediário afeta a distribuição de cargas em próteses instaladas sobre dente e

implante através da fotoelasticidade. Dois implantes de 3,75 X 13 mm (3i) foram instalados em um modelo de mandíbula humana, com ausência do primeiro e segundo molares do lado esquerdo. Duas próteses parciais fixas de três elementos foram confeccionadas em liga de ouro-paládio, unindo dente (pré-molar) e implantes, alternando-se o uso de pilares tipo UCLA e pilares cônicos (3i). A simulação de carga foi aplicada sobre prótese unindo dente e dois implantes e dente a um implante, sendo essa última obtida através da remoção do pilar intermediário do implante do primeiro molar. A análise de tensões foi realizada em um polariscópio circular com células de carga verticais apoiadas em diferentes variações de carregamento em pontos oclusais marcados nas próteses. A aplicação de carga foi utilizada em função de promover uma situação clínica real. A avaliação das tensões foi realizada através da observação visual das ordens de franjas. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões e a magnitude para a prótese apoiada sobre dente e dois implantes foi similar para ambos os tipos de pilar, a magnitude das tensões foi similar para ambos os pilares na situação da prótese apoiada sobre dente e um implante e a distribuição de tensões para a condição de um único implante com pilar UCLA apresentou melhor distribuição não-axial de tensões que o pilar cônico.

Em 2004, KOKE *et al.* 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 a *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 160 X 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 as obtidas 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 *abutments* à medida que os valores de desajuste marginal eram maiores.

A desadaptação marginal de próteses implanto-retidas foi comparada por SARTORI *et al.*, em 2004, em peças fundidas em monobloco com liga de ouro e titânio c.p. antes e após procedimento de eletroerosão. Matriz metálica com dois implantes fixados foi elaborada e sobre cada implante foi parafusado por torque de 20 Ncm, pilar protético do tipo cônico. Foram constituídos 2 grupos – peças obtidas em liga de ouro ou em titânio – com 5 padrões confeccionados para cada. Os padrões foram confeccionados 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 as fundições realizadas em titânio. 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.

NACONECY *et al.*, 2004 avaliaram a deformação de uma infra-estrutura metálica conectada a 15 modelos em gesso fabricados com 3 técnicas de transferência para determinar a técnica mais precisa. Para o estudo, 5 modelos de gesso foram fabricados a partir de moldes de poliéter de um modelo de resina epóxica para cada técnica de transferência. As amostras do grupo 1 foram fabricadas pela técnica da esplintagem direta (transferentes quadrados unidos com pinos metálicos e resina acrílica autopolimerizável, moldeiras de estoque); as amostras do grupo 2 foram fabricadas pela técnica direta sem esplintagem

(transferentes quadrados, moldeira de estoque); e as amostras do grupo 3 foram fabricadas pela técnica indireta (transferentes de moldeira fechada, moldeira de estoque). Dezesseis *strain gauges* foram fixados na infra-estrutura para medir o grau de deformação de cada modelo de gesso. Pares de *strain gauges* foram posicionados opostamente, constituindo 1 canal para leitura de deformação (1/2 ponte de Wheatstone). As leituras de deformação foram coletadas nos 4 segmentos entre os *abutments* em 4 direções (anterior, posterior, superior e inferior). Os dados de deformação foram analisados através de análise de variância e teste de Tukey, com níveis de significância fixados em 0,05 e 0,01. As amostras do grupo 1 permitiram a reprodução mais precisa da posição dos análogos se comparadas com as amostras providas das outras técnicas. Não foram notadas diferenças significantes entre a técnica não esplintada (grupo 2) e a técnica indireta (grupo 3). Embora alguns estudos tenham avaliado técnicas de transferência com metodologia similar, o estudo demonstrou a configuração mais conveniente dos *strain gauges* para avaliar deformações em todas as direções e simultaneamente compensar os efeitos da variação da temperatura. A técnica de esplintagem direta foi o método mais preciso para a transferência de múltiplos *abutments* se comparada à técnica direta não esplintada e à técnica indireta.

A geração de tensões em várias próteses parciais fixas, nas condições pós-fundição e após o recobrimento cerâmico foram avaliadas e quantificadas por KARL *et al.*, em 2005. Cinco tipos diferentes de infra-estruturas de três elementos (cimentada/ técnica da moldeira fechada; cimentada/ técnica da moldeira aberta; parafusada/ cilindro calcinável; parafusada/ cilindro de ouro; parafusada/ colada) com 10 amostras cada, representando os tipos mais comuns de próteses parciais fixas, foram analisadas antes e depois o recobrimento cerâmico. Dois implantes ITI foram posicionados num modelo simulando a situação clínica e *strain gauges* foram colados próximos aos implantes. A geração de tensões foi medida durante a cimentação e o parafusamento. Todas as próteses parciais fixas revelaram valores de tensão mensuráveis. A técnica de impressão e o modo de confecção

das próteses fixas convencionais parafusadas não tiveram influência na geração de tensões. O recobrimento cerâmico causou um aumento na geração de tensões aos tipos de prótese convencionais. Além do mais, a cimentação parece ser mais capaz de compensar imperfeições do processo de fabricação do que o parafusamento. Os menores valores de tensão foram encontrados nas próteses coladas aos cilindros de ouro. Os procedimentos convencionais são incapazes de produzir infra-estruturas com passividade absoluta. A técnica de colagem das infra-estruturas aos componentes pré-fabricados na cavidade oral parece compensar devido às várias falhas presentes na confecção das infra-estruturas.

Em 2005, TORRES avaliou a correlação entre desadaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco e em diferentes ligas através da fotoelasticidade. Para tal um modelo fotoelástico com cinco implantes na região intermentoniana foi utilizado para a avaliação de 15 estruturas. Estas foram divididas em grupos, de acordo com o metal utilizado para fundição (titânio c.p., liga de Co-Cr, e liga de Ni-Cr-Ti). As estruturas foram avaliadas em relação à desadaptação em microscopia óptica de precisão, tanto através de teste do parafuso único como também com o aperto de todos os parafusos. Após, foram submetidas à análise fotoelástica quantitativa das tensões correspondentes à região da crista óssea marginal, através do método de compensação de Tardy. Após análise estatística, os resultados dos testes de passividade mostraram adaptação superior do Ti c.p. em relação às ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti. A liga de Co-Cr mostrou maiores níveis de tensão aos implantes. Foram aplicados testes de correlação entre desajuste marginal e tensões geradas, e verificou-se que, de modo geral, não foram verificadas correlações entre os valores de adaptação marginal e de tensões geradas aos implantes.

KARL *et al.*, em 2007, avaliaram a influência do modo de retenção e da curvatura da supra-estrutura na geração de tensões em próteses parciais fixas

sobre implantes. Foram mensuradas as tensões em próteses de 3 e 5 elementos, cimentadas e parafusadas. Além disso, a influência do mecanismo de retenção e a curvatura da prótese foram avaliadas. Para o estudo, 3 implantes *Straumann* foram fixados num modelo simulando a situação clínica. *Strain gauges* foram fixados mesialmente e distalmente adjacentes aos implantes, nos pânticos das supra-estruturas. A mensuração das tensões foi realizada durante a cimentação ou parafusamento das 40 próteses (10 amostras de cada grupo: 3 elementos cimentada; 5 elementos cimentada; 3 elementos parafusada; 5 elementos parafusada). As médias de tensão para os quatro grupos de próteses, oscilou entre 26,0 e 637,6 $\mu\text{m}/\text{m}$. Quando comparados os quatro grupos, não houve diferenças significantes na magnitude das tensões. A comparação da curvatura das próteses também não revelou diferenças estatísticas ($p=0,67$ para próteses de três elementos e $p=0,25$ para próteses de cinco elementos). A comparação entre os métodos de retenção também não mostrou diferenças significativas ($p=0,18$ para cimentadas e $p=0,22$ para parafusadas). Os autores concluíram que a curvatura da prótese e o mecanismo de retenção parecem exercer somente uma mínima influência na geração de tensões em próteses sobre implantes. Como as restaurações em próteses sobre implantes têm mostrado sucesso ao longo do tempo, a questão é se um assentamento absolutamente passivo é mesmo um pré-requisito para o sucesso das restaurações sobre implantes.

A influência de diferentes intermediários protéticos (UCLA, Esteticone e *Micro-unit*) na indução de tensões em infra-estruturas implanto-suportadas soldadas a *laser*, foi avaliada por DAMACENO, em 2007, através de análise fotoelástica. Foram confeccionadas três infra-estruturas em Ti c.p. através da técnica de monobloco, sobre uma matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular, sendo: 1) infra-estrutura confeccionada com pilares UCLA; 2) infra-estrutura confeccionada sobre pilares Esteticone e 3) infra-estrutura confeccionada sobre pilares *Micro-unit*. Após avaliação em microscopia óptica e análise de passividade em polariscópio circular, as peças foram

seccionadas e submetidas à soldagem vertical a *laser*. As peças foram novamente avaliadas em relação à adaptação e posteriormente submetidas à análise fotoelástica para comparação do padrão de tensões. Os resultados mostraram a efetividade da soldagem a *laser* na redução de tensões induzidas pelas infra-estruturas. Os maiores valores de ordem de franja foram encontrados para a infra-estrutura confeccionada sobre pilares UCLA, seguida daquela sobre pilares Esteticone e por último da infra-estrutura confeccionada sobre pilares *Micro-unit*. No entanto, a distribuição de tensões ao redor dos implantes foi melhor equilibrada quando os pilares Esteticone e *Micro-unit* foram utilizados. Os valores de desadaptação vertical após soldagem a laser, encontrados para os diferentes tipos de pilares foram de 147,9, 389 e 179,4 μm , respectivamente para os pilares UCLA, Esteticone e *Micro-unit*. Concluiu-se que a técnica de soldagem a *laser* de infra-estruturas implanto-suportadas reduz significativamente a indução de tensões aos implantes, e que a utilização de pilares intermediários, apesar de permitir maior desajuste marginal às peças, distribui melhor o padrão de formação dessas tensões geradas ao redor dos mesmos, com maiores (Esteticone) ou menores (*Micro-unit*) valores de ordem de franja.

3. Proposição

Este trabalho teve por objetivo avaliar a influência do ciclo de cocção da cerâmica e do uso de pilar intermediário nos desajustes marginais e nas tensões induzidas aos implantes por infra-estruturas de próteses parciais fixas de 3 elementos fundidas em titânio comercialmente puro.

4. Materiais e Método

Delineamento geral do estudo

Vinte infra-estruturas metálicas simulando próteses parciais fixas de 3 elementos retidas por 2 implantes osseointegrados e fundidas em Ti c.p. foram obtidas partir de modelos de trabalho oriundos de uma matriz em aço inoxidável. As estruturas foram eqüitativamente divididas em 2 grupos, sendo estes:

Grupo pilar cônico: Composto por 10 estruturas retidas por parafusos a pilares intermediários cônicos padrão *Branemark* com cintas cervicais de 1 mm para peças múltiplas;

Grupo UCLA: Composto por 10 estruturas retidas por parafusos diretamente sobre as fixações utilizando cilindros protéticos tipo UCLA com cintas cervicais de 1 mm sem contra-hexágono de travamento para peças múltiplas.

Todas as infra-estruturas sofreram simulação dos diversos ciclos de cocção da cerâmica e foram avaliadas quanto a desajuste marginal e tensão aos implantes, após cada ciclo de cocção, sendo os resultados confrontados com a situação imediatamente pós-fundição (controle). Os valores das tensões foram correlacionados com os valores de desajuste marginal horizontal.

Características da matriz metálica

A matriz metálica utilizada neste estudo foi confeccionada com *chassis* de aço inoxidável (Sartori *et al*, 2004; Daroz, 2006), onde foram dispostas duas réplicas de fixações osseointegradas padrão *Branemark* de 4,1 mm de plataforma cervical e conexão protética tipo hexagonal externa (*Master*, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP), distas de forma a representar o posicionamento de um primeiro pré-molar e um primeiro molar inferior. As réplicas foram fixadas ao *chassi* da matriz por parafusos transversais (Figura 1). Para a obtenção das estruturas do grupo pilar cônico, pilares intermediários padrão *Branemark* para peças múltiplas (*Micro-unit*, Conexão) foram adaptados sobre as réplicas das fixações mediante aperto do parafuso correspondente com torque de 20 Ncm. No

grupo UCLA todos os procedimentos foram realizados diretamente sobre as réplicas, sem uso de intermediário.



Figura 1. Réplicas de implantes fixadas à matriz metálica.

As réplicas das fixações foram especialmente fabricadas com configurações modificadas, a fim de propiciar a captação das tensões e posicionamento de *strain gauges* para a avaliação extensiométrica (Figura 2). Foram obtidas em titânio, com hastes de 13 mm de comprimento, e fresadas em seu interior de modo a ficarem ocas, para propiciar deformações elásticas e sua tradução para as leituras de tensões.



Figura 2. Ilustração da réplica original e réplica modificada para instalação dos *strain gauges*.

Confecção dos modelos de trabalho

Foi confeccionado um molde da base da matriz metálica, em silicone por adição (*Flexitime*; Heraeus Kulzer, Dormagen, Alemanha), a fim de padronizar as dimensões dos modelos de trabalho (figura 3).



Figura 3. Molde em silicone e matriz metálica

Os transferentes quadrados foram parafusados diretamente aos implantes (grupo UCLA) ou aos pilares cônicos (grupo pilar cônico) para o processo de *indexação* (Figura 4). Estes foram unidos com auxílio de fio dental, o qual foi recoberto com pequenas porções de resina acrílica (*Pattern Resin*; GC América INC, Alsip, Estados Unidos) de modo a uni-los com a resina. A união em resina foi seccionada com o auxílio de um disco de carburundum, e em seguida, foi realizada novamente a união com resina acrílica (*Pattern Resin*; GC América). Esse procedimento visa diminuir possíveis tensões geradas pela contração de polimerização da resina.

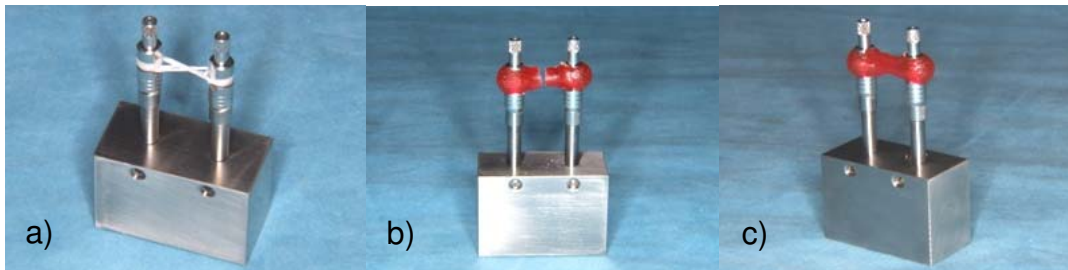


Figura 4. *Indexação*: a) união dos transferentes com fio dental; b) resina acrílica seccionada; c) nova união com resina acrílica.

Após polimerização da resina acrílica, os transferentes unidos foram desparafusados e removidos da matriz metálica. Os análogos de implante (grupo UCLA) e de pilar cônico (grupo pilar cônico) foram parafusados aos transferentes unidos (Figura 5).



Figura 5. Parafusamento dos análogos aos transferentes de moldagem.

Para a confecção dos modelos de trabalho, utilizou-se gesso especial tipo 4 (*Fujirock*; GC Europe, Leuven, Bélgica) segundo as especificações do fabricante. A porção de gesso manipulada foi vertida no molde de silicone, confeccionado a fim de padronizar as dimensões do modelo de trabalho. O posicionamento dos análogos no molde com gesso (*Fujirock*; GC Europe) foi realizado com auxílio de delineador (Figura 6a). Aguardou-se 40 minutos até a completa cristalização do gesso para a remoção do molde de silicone (Figura 6b).

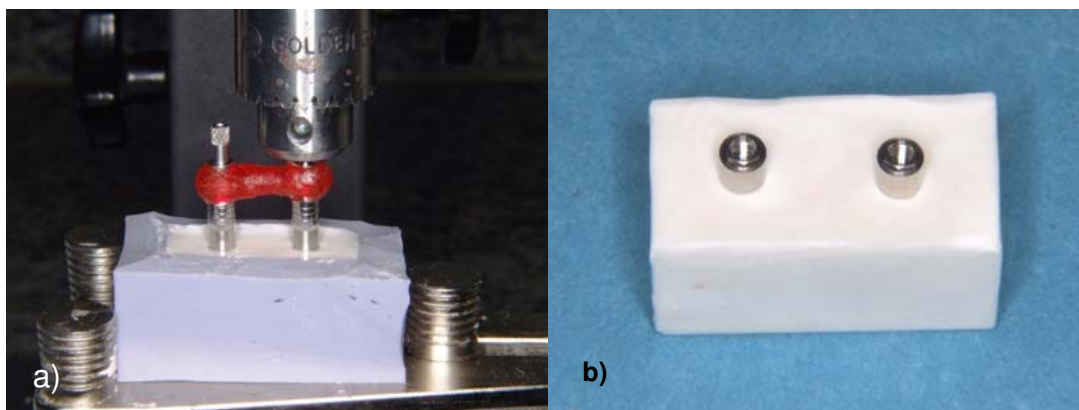


Figura 6. a) Posicionamento dos análogos no molde; b) Modelo de trabalho finalizado.

Um padrão para fundição foi confeccionado em cera sobre *copings* em acrílico adaptados à matriz metálica, segundo a técnica do enceramento progressivo (Figura 7a). A configuração externa desse padrão foi moldada com silicone por adição (*Flexitime*; Heraeus Kulzer). A adaptação se deu através do parafusamento de coifas plásticas calcináveis para pilares cônicos (Conexão) e para UCLA (Conexão) aos análogos. O molde foi recortado ao meio de forma a servir de matriz para a confecção das infra-estruturas de ambos os grupos (Figura 7b).

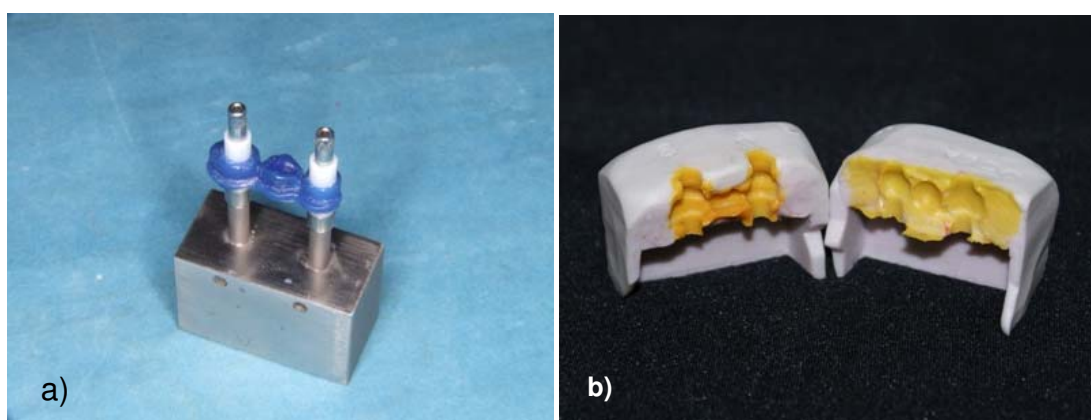


Figura 7. a) Enceramento progressivo da infra-estrutura; b) Matriz em silicone para confecção das infra-estruturas em resina acrílica.

Para a confecção dos padrões em resina acrílica, *copings* em acrílico foram parafusados sobre os análogos de implante ou sobre os análogos de pilar cônico fixados nos modelos de trabalho. Os modelos de trabalho foram posicionados num dispositivo de madeira contendo dois orifícios para o encaixe dos parafusos de trabalho do modelo de trabalho. Esse dispositivo se encaixava no molde em silicone, de modo a posicionar corretamente o modelo de trabalho durante o preenchimento do molde em resina acrílica, para a confecção da infra-estrutura. As duas partes do molde foram unidas, esperando-se 5 minutos para a polimerização da resina acrílica, antes da abertura do mesmo (Figura 8). Com o uso de um disco de carborundum, a região entre pré-molares foi seccionada para evitar tensões devido à contração de polimerização da resina. A nova união com resina acrílica foi realizada somente instantes antes do processo de inclusão.

Com o uso de pontas de tungstênio realizou-se o acabamento das infra-estruturas em resina.

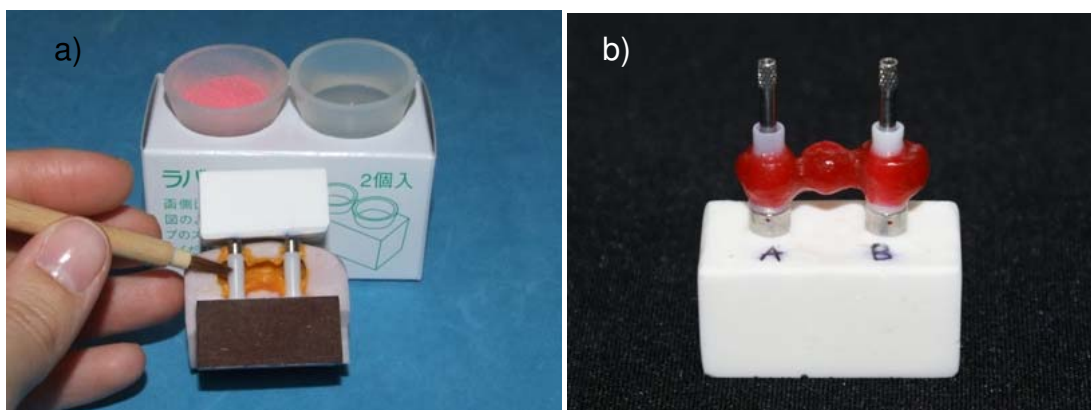


Figura 8. a) Preenchimento do molde com resina acrílica; b) Padrão de fundição em resina acrílica sobre modelo de trabalho.

Para a inclusão em revestimento, as infra-estruturas foram fixadas a barras cilíndricas de cera (*WaxRound*; Dentauro J. P. Winkelstroeter KG, Alemanha), que servirão de modelo após inclusão em revestimento para a formação dos canais de alimentação.

Foram utilizados bastões com 3 mm de diâmetro na união dos padrões a uma barra com diâmetro de 4 mm, perpendicular à orientação dos bastões de menor diâmetro. A barra de 4 mm unia-se à barra homóloga, de onde uma terceira barra de 4 mm se originava e se estendia até a base formadora de cadinho de um anel de inclusão em silicone de tamanho compatível com o arranjo dos padrões. Em cada anel de fundição, três padrões foram distribuídos, de forma a compreender dois padrões de um grupo de tratamento e um do outro grupo.

Sobre os padrões foi aplicado líquido redutor de tensão de superfície (*Waxit*; Degussa AG, São Paulo, SP) e deixado para secar durante 5 minutos em temperatura ambiente. Em seguida, o anel de silicone foi posicionado sobre a base formadora de cadinho (Figura 9) e revestimento específico para titânio (*Rematitan Plus*; Dentauro) foi proporcionado e manipulado, de acordo com as instruções do fabricante, e vertido sob vibração no interior do anel. Após

preenchimento do anel, o conjunto foi deixado em temperatura ambiente por 2 horas.



Figura 9. Padrões em resina acrílica na base formadora de cadinho do anel de inclusão.

Processo de fundição

Previamente à fundição, cada bloco de revestimento foi submetido ao ciclo de aquecimento em forno elétrico (*Vulcan 3.550*; Degudent, Estados Unidos), seguindo-se protocolo de aquecimento recomendado pelo fabricante do revestimento. O programa de aquecimento, que consistiu de 3 estágios de aquecimento, está descrito na Figura 10:

Estágio	Temperatura (°C)	Velocidade de aquecimento (°C/min.)	Tempo de aquecimento (min.)
1	250	5	60
2	1000	5	90
3	420	5	120

Figura 10. Ciclo de aquecimento dos blocos de revestimento.

Imediatamente antes do término do terceiro estágio do ciclo de aquecimento, o bloco de revestimento foi retirado do forno elétrico e instantaneamente levado à máquina de fundição (*Rematitan*; Dentaureum), a fim de que a temperatura final do ciclo fosse mantida e não prejudicasse o escoamento do metal durante o processo de fundição. O equipamento de fundição de titânio (*Rematitan*; Dentaureum) foi composto por arco-voltaico para fusão e injeção do metal liquefeito por vácuo. Foram utilizadas pastilhas de titânio comercialmente puro (Ti c..p.) de 31 gramas (*Tritan*; Dentaureum) para cada bloco de revestimento, originando três infra-estruturas cada. Após o processo de fundição, cada bloco de revestimento foi mergulhado em água para esfriamento do mesmo, conforme recomendações do fabricante.

Desinclusão e acabamento

Após o processo de fundição e esfriamento, os blocos de revestimento foram fraturados, os produtos da fundição recuperados (Figura 11a), os condutos de alimentação cortados com discos de carborundum e as estruturas jateadas com óxido de alumínio com 125 μm de tamanho médio de partículas (Renfert GmbH; Hilzingen, Alemanha) sob pressão de 5,1 kg/cm^2 . O acabamento (Figura 11b) foi realizado com pedras para titânio, brocas específicas para titânio em baixa rotação e jato de óxido de alumínio.

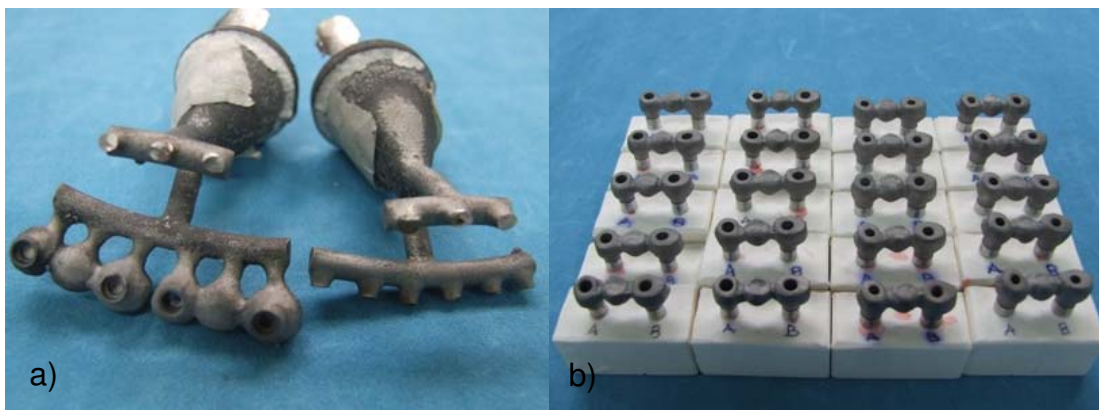


Figura 11. a) Infra-estruturas após fundição; b) Infra-estruturas após acabamento, sobre os modelos de trabalho.

Ciclos de cocção da cerâmica

As infra-estruturas foram posicionadas em suporte refratário para cocção de cerâmica (*Porcelain Trays*; Vita Zahnfabrik, Alemanha) e submetidas a queimas simulatórias dos ciclos de cocção de cerâmica para titânio (Figuras 12a e 12b) (Vitatitankeramic; Vita) em forno elétrico específico (*Austromat M*; Dekema Austromat, Alemanha) (Fonseca *et al.*, 2003). Quatro etapas de aquecimento relativas ao ciclo de cocção da cerâmica foram implementadas: *bonder*, opaco, dentina e *glaze*. A programação utilizada foi a indicada pelo fabricante para a aplicação da cerâmica Triceram (Dentaurum).

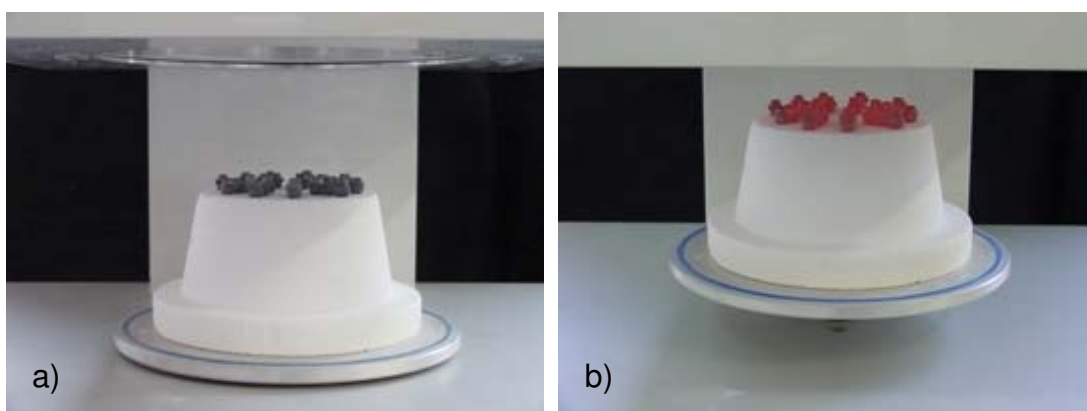


Figura 12. a) Infra-estruturas em refratário previamente ao ciclo de cocção; b) infra-estruturas imediatamente após o ciclo de queima.

O protocolo de cocção da cerâmica Triceram® para o forno Austromat M (Dekema), utilizado para a simulação dos ciclos de queima, está representado na Figura 13:

Ciclo de cocção	Temperatura inicial (°C)	Temperatura final (°C)	Velocidade de aquecimento (°C/min)	Vácuo
<i>Bonder</i>	500	795	65	Presente
Opaco	500	795	65	Presente
Dentina	500	755	55	Presente
Glaze	500	755	55	Ausente

Figura 13. Protocolo de cocção para a cerâmica Triceram®

Medição dos desajustes marginais

Desajustes marginais verticais foram avaliados nas interfaces entre pilares e/ou fixações e cilindros protéticos. As estruturas foram adaptadas sobre os respectivos pilares e/ou fixações por retenção dos parafusos protéticos apertados conforme recomendações do fabricante (em 10 Ncm para as peças do grupo pilar cônico e 20 Ncm para as peças do grupo UCLA).

A avaliação dos desajustes baseou-se no protocolo de aperto do parafuso único para teste de passividade de estruturas sobre implantes (Sartori *et al.*, 2004): aperto de um retentor e avaliação do desajuste no retentor em alça (Jemt, 1991; Kan *et al.*, 1999; Sartori *et al.*, 2004). A ordem das medições foi determinada por sorteio das infra-estruturas. Os desajustes foram medidos por visualização direta em aumento de 120 vezes em microscópio de medição (Figuras 14a e 14b) com precisão de 1,0 μm (UHL VMM-100-BT; Reino Unido), equipado com câmera digital (KC-512NT; Kodo BR Eletrônica Ltda, São Paulo, SP) e unidade analisadora (QC 220-HH Quadra-Check 200; Metronics Inc., Bedford, Estados Unidos). As leituras foram realizadas por um mesmo avaliador, em um ponto marcado na face vestibular e na face lingual, nas interfaces pilar e/ou fixação e cilindro protético, em triplicata. Foram obtidas médias para cada estrutura na condição pós-fundição e após cada ciclo de cocção da cerâmica.

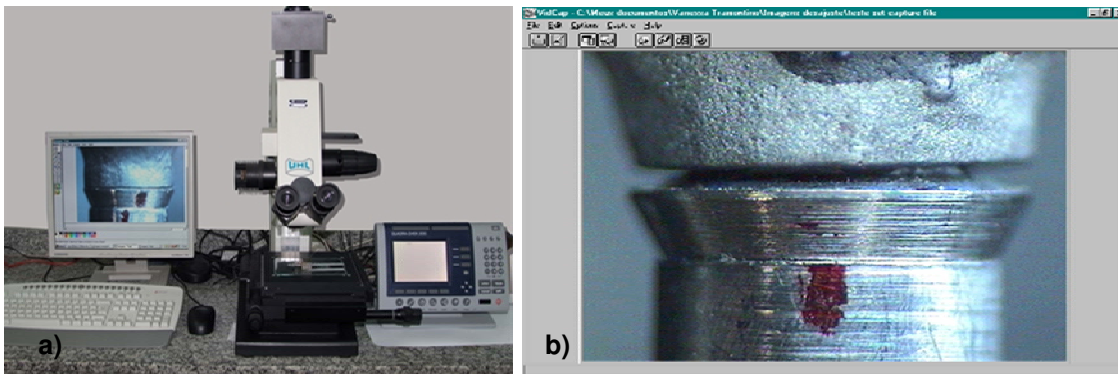


Figura 14. a) Microscópio óptico acoplado à unidade analisadora Quadra-check; b) Desajuste marginal visualizado no retentor em alça.

Medição das tensões

As tensões foram avaliadas no modelo mestre após a adaptação das infra-estruturas aos respectivos pilares e/ou fixações. No Grupo pilar cônico, as estruturas foram adaptadas conforme recomendações do fabricante, por retenção aos pilares intermediários mediante torque de 10 Ncm nos parafusos protéticos correspondentes. As estruturas do Grupo UCLA foram retidas diretamente às réplicas das fixações mediante torque de 20 Ncm. A distribuição das infra-estruturas para a análise das tensões se deu por sorteio das mesmas.

A medição das tensões foi realizada através de dois extensômetros elétricos de resistência – *strain gauges* (PA-06-060BG-350L, Excel Engenharia de Sensores; Embu, São Paulo) – posicionados diretamente nas réplicas das fixações (Figura 15a) e outros dois fixados num dispositivo sem contato com a superfície das réplicas, de forma a controlar possíveis alterações de temperatura. A tensão foi calculada a partir da leitura das deformações elásticas sofridas pelas réplicas. Para a certificação de que as réplicas não sofreram deformações plásticas, após a leitura de cada infra-estrutura checava-se se os valores de tensão retornavam a zero. O arranjo dos extensômetros em cada fixação obedeceu à formação de pontes completas de *Wheatstone*, utilizando-se quatro extensômetros por réplica, permitindo a captação das deformações em diferentes direções e a correção de variações causadas por alterações de temperatura. Os sinais elétricos foram captados por um aparelho controlado por computador (ASD0500; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP), sendo processado por um *software* específico (AqDados 7; Lynx) (Koke *et al.*, 2004; Naconecy *et al.*, 2004) (Figura 15b).

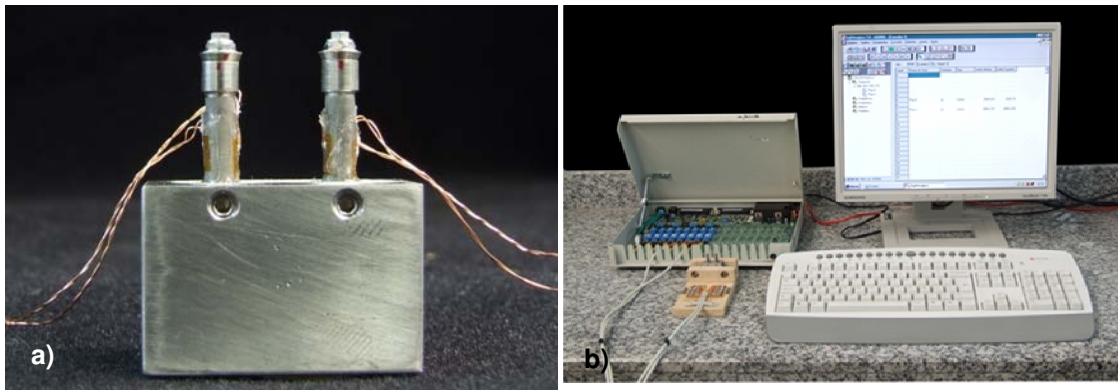


Figura 15. a) *Strain gauges* fixados nas réplicas modificadas de análogos; b) Equipamentos para medição das tensões.

As avaliações foram realizadas em 5 momentos: imediatamente após a fundição; e, após as etapas do ciclo de aplicação da cerâmica para titânio, correspondentes a *bonder*, opaco; dentina; e, *glaze*.

Análise estatística

Foi realizada a análise de variância em esquema de parcela subdividida. Sendo a parcela os grupos de tratamento e os ciclos de cocção da cerâmica a sub-parcela. O teste de Tukey foi utilizado para comparação múltipla, sendo o nível de significância fixado em 5%. A análise estatística foi realizada utilizando-se o programa Statistical Analysis System (SAS), versão 9.1. O teste de Pearson foi aplicado para correlacionar tensões e desajustes marginais, sendo a correlação perfeita verificada quando o valor do coeficiente de correlação de Pearson é igual a 1. O valor de R^2 mostra o tipo de correlação, a característica de reta. Para o cálculo da correlação foram utilizadas as médias de tensão e desajuste dos cinco momentos da cocção, de ambos os grupos de tratamento.

5. Resultados

Para a variável desajuste, a interação entre ciclo de cocção e grupo (pilar cônico e UCLA) foi significativa ($p=0,002$), mostrando haver uma relação de dependência entre os fatores. A Tabela 1 e o Gráfico 1 apresentam as médias de desajuste marginal iniciais e após a realização dos ciclos de cocção da cerâmica.

Tabela 1. Desajuste marginal, média (desvio padrão) em μm , inicial e após etapas do ciclo de cocção da cerâmica, segundo o grupo de tratamento.

Tratamento	Inicial	Bonder	Opaco	Dentina	Glaze
Pilar cônico	118,07 (58,61) Ab	158,82 (57,73) Aa	124,83 (65,59) Ab	132,68 (63,63) Aab	111,48 (53,95) Ab
UCLA	83,93 (25,63) Ab	101,94 (20,46) Bab	116,86 (45,86) Aa	111,61 (41,75) Aab	112,89 (48,74) Aa

Médias seguidas por letras distintas, maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal, diferem entre si pelo teste de Tukey, sendo $\alpha=5\%$.

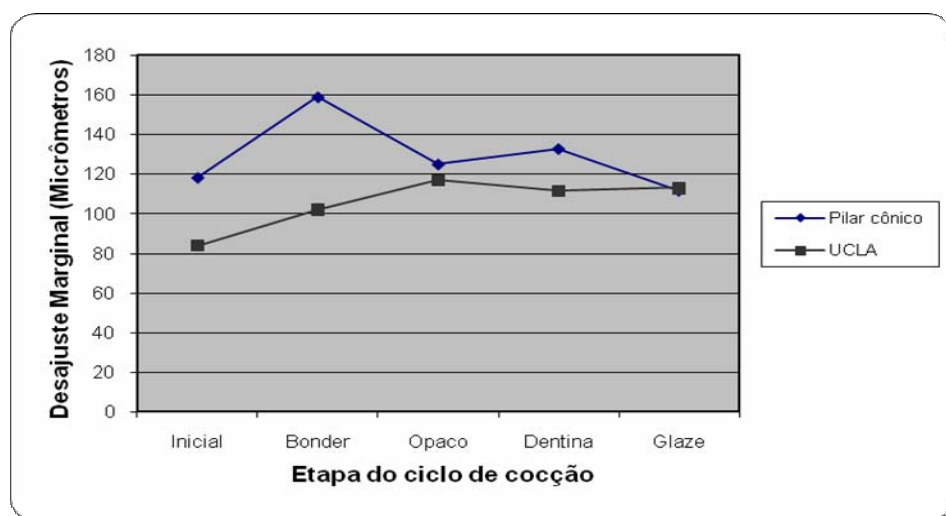


Gráfico 1. Desajuste marginal inicial e após etapas do ciclo de cocção da porcelana, segundo o grupo de tratamento.

Nota-se diferença entre os grupos de tratamento somente na etapa “bonder”, sendo que o grupo UCLA apresentou menor valor médio de desajuste

marginal se comparado ao do pilar cônico. Nas demais etapas do ciclo de cocção, não houve diferença estatística entre os grupos de tratamento.

Em relação às etapas do ciclo de cocção, verifica-se, no grupo de tratamento com uso de pilar intermediário cônico, que as etapas que apresentaram maiores desajustes marginais foram “bonder” e “dentina”. Nas etapas “opaco” e “glaze” as médias de desajuste não foram diferentes estatisticamente da etapa inicial. No grupo de tratamento sem uso de pilar intermediário (UCLA), as etapas que apresentaram os maiores valores de desajuste marginal foram “opaco” e “glaze”. As etapas “bonder” e “dentina” não diferiram estatisticamente dos valores iniciais nem dos valores da etapa “opaco” ou “glaze”.

A Tabela 2 e o Gráfico 2 mostram as médias de tensões induzidas aos implantes iniciais e após a realização dos ciclos de cocção da cerâmica.

Tabela 2. Tensões induzidas aos implantes, média (desvio padrão) em gf, após etapas do ciclo de cocção da cerâmica, segundo o grupo de tratamento.

Tratamento	Inicial	Bonder	Opaco	Dentina	Glaze	
Pilar cônico	580,06 (253,93)	488,29 (218,61)	457,96 (205,34)	442,40 (197,82)	404,66 (179,16)	a
UCLA	665,35 (173,99)	638,73 (178,66)	602,01 (231,56)	583,37 (231,29)	594,10 (210,39)	a
	A	AB	B	B	B	

Médias seguidas por letras distintas, maiúsculas na horizontal e minúsculas na vertical, diferem entre si pelo teste de Tukey, sendo $\alpha=5\%$.

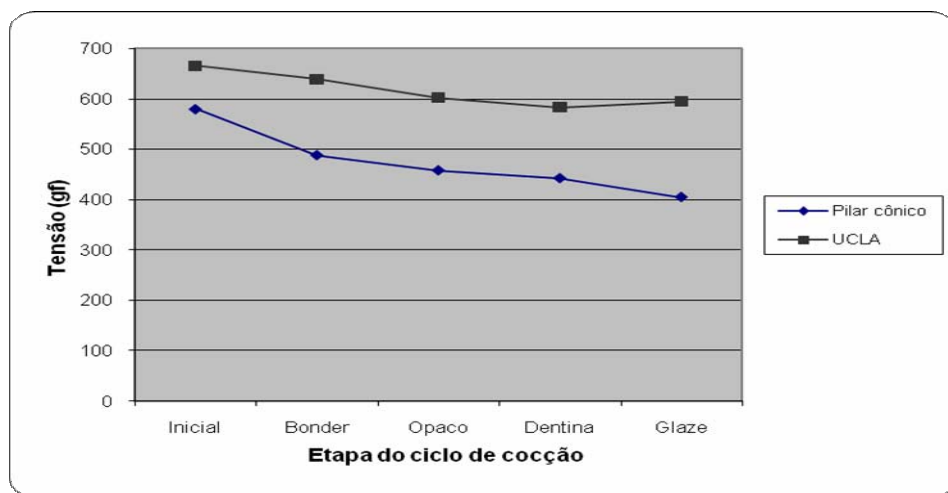


Gráfico 2. Tensões induzidas aos implantes após etapas do ciclo de cocção da cerâmica, segundo o grupo de tratamento.

Para a variável tensão a interação entre ciclo e grupo não foi significativa ($p=0,601$), por isso esses dois fatores foram analisados isoladamente. Não houve diferença estatística entre os grupos de tratamento nos cinco momentos avaliados. Entre os ciclos, houve diferença estatística interpretada através do teste de Tukey. Nota-se para ambos os grupos de tratamento, maiores valores médios de tensão na etapa inicial (Tabela 2).

A etapa “bonder” apresentou valores de tensão que não diferiram estatisticamente tanto dos valores iniciais como das etapas “opaco”, “dentina” e “glaze”, que, por sua vez, apresentaram valores médios significativamente menores que os iniciais.

O Gráfico 3 ilustra a correlação entre o desajuste marginal e a tensão induzida aos implantes.

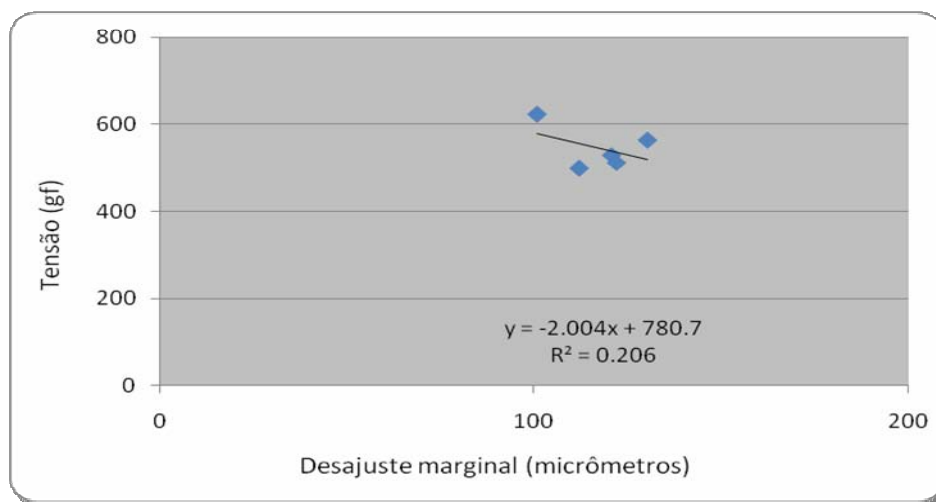


Gráfico 3. Correlação entre desajuste marginal e tensão induzida aos implantes.

No Gráfico 3, observam-se os pontos relativos às médias de desajuste marginal e tensão induzida aos implantes, dos cinco momentos do ciclo de cocção da cerâmica. Observa-se não haver correlação entre essas variáveis, como pode ser notado pela má distribuição dos pares de dados em torno da linha de tendência, confirmada pelo baixo valor do coeficiente de correlação de Pearson (-0,4521; sendo $p=0,446$).

6. Discussão

A primeira hipótese proposta por esse estudo, de que haveria uma correlação direta entre desajuste marginal e tensão induzida às fixações, foi rejeitada. O coeficiente de correlação de Pearson apresentado por essas variáveis foi -0,4521, com $p=0,446$. A existência de correlação perfeita se dá quando o coeficiente é igual a 1.

Essa observação está de acordo com os resultados apresentados por Torres, em 2005, e Damaceno, em 2007, que verificaram a inexistência de correlação entre os valores de adaptação marginal e tensões geradas aos implantes. No grupo pilar cônico, por exemplo, a etapa que apresentou o maior valor de tensão (580,06 gf) mostrou um dos menores valores de desajuste marginal (118,08 μm). Essa mesma constatação se deu no grupo UCLA, apresentando o maior valor de tensão (665,35 gf) concomitante ao menor valor de desajuste apresentado (83,93 μm).

Uma possível explicação seria a de que o fato de haver distorção com conseqüente desadaptação da prótese seria somente um fator a ser observado, e que por si só não determina a característica de distribuição de forças entre as superfícies da infra-estrutura e do implante ou do pilar. WATANABE *et al.*, 2000, afirmam que a presença de tensões aos implantes ocorre sempre que a prótese é fixada, devido ao apertamento dos parafusos. Assim sendo é possível que uma infra-estrutura que apresenta maior desajuste marginal se assente de forma a gerar menos tensões por apresentar distribuição de forças mais adequada.

Por outro lado, há estudos que constataram relação entre desajuste marginal e indução de tensões aos implantes (Clelland, 1995; Millington & Leung, 1995). Porém em ambos os estudos não houve uma proporcionalidade entre as variáveis. Pode-se imaginar que essa falta de linearidade mostra que a desadaptação pode ser considerada, em alguns casos, um dos fatores para a indução de tensões aos implantes, porém não pode ser atribuída à ela uma relação direta com a magnitude do aumento das tensões.

O desajuste marginal avaliado pelo teste do parafuso único em interfaces entre componente protético e implante é uma forma indireta de se avaliar a passividade de assentamento de uma prótese em relação aos implantes aos quais se fixa. Com ele, podem-se estimar as tensões originárias ao redor de implantes pela instalação de uma peça com níveis elevados de desajuste. Deve-se considerar que, por depender do apertamento de um dos parafusos que, por sua vez, assenta-se sobre uma plataforma fundida (que pode apresentar imperfeições como bolhas positivas e distorção), esse teste pode apresentar resultados falso-positivos ou falso-negativos. Assim sendo, uma fenda pode ser formada devido à falhas no assentamento do parafuso de fixação ou a ausência de fenda marginal pode ser devida a uma expansão horizontal da peça; situações que não correspondem à realidade da passividade. Além disso, clinicamente os valores de desajuste marginal são menores, uma vez que as peças são fixadas aos implantes por torque de parafusos, levando a uma aproximação forçada, mas à custa da geração de tensões.

O uso da extensiometria para a avaliação das tensões induzidas aos implantes foi o método de escolha nesse estudo por apresentar confiabilidade respeitada na literatura. Vários estudos comprovaram a utilização do método em ensaios quantitativos e obtiveram resultados bastante precisos (Glantz *et al.*, 1993; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2004). Vantajosa e diferentemente relacionada a outras possibilidades para avaliação de tensões ao redor de implantes osseointegrados, o modelo proposto utilizando extensiometria permitiu que variáveis de confecção - como moldes, modelos e fundição – fossem isoladas e desconsideradas mediante a manipulação das ferramentas do *software* (*reset*). Outros métodos para análise de tensões, como a fotoelasticidade e o elemento finito, são por vezes considerados pouco confiáveis por se limitarem à análise de uma única estrutura protética (Koke *et al.*, 2004), não permitindo a apreciação quantitativa dos dados. No método utilizado, os sensores (*strain gauges*) foram fixados diretamente sobre as réplicas de implante, permitindo a captação das tensões e evitando o uso de materiais, como resina, que buscam simular o

comportamento do osso periimplantar. Deformações elásticas das réplicas foram captadas e convertidas, através de *software* específico, em valores de tensão. O modelo extensiométrico permitiu ainda: a comparação das tensões iniciais com aquelas advindas após o ciclo completo de cocção da cerâmica ou a avaliação dos incrementos de tensões a cada ciclo, além das eventuais diferenças (percentuais) de um grupo em relação ao outro. A extensimetria, permitiu ainda, exercícios como a comparação de tensões decorrentes do aperto de um (conforme protocolo de avaliação laboratorial de passividade pelo teste do parafuso único) ou dois parafusos protéticos (reproduzindo a situação clínica de instalação das próteses).

A segunda hipótese proposta nesse estudo, de que o uso de pilar intermediário influenciaria a adaptação da infra-estrutura de modo a diminuir o desajuste marginal e as tensões induzidas aos implantes, foi rejeitada. Os resultados mostraram que o uso do intermediário cônico não levou à redução significativa dos valores de desajuste marginal e de tensão aos implantes. A suspeita de que os diferentes torques dados para cada grupo de tratamento (grupo pilar cônico = 10 Ncm; grupo UCLA = 20 Ncm) no parafusamento das infra-estruturas pudesse influenciar no desajuste marginal não foi confirmada. Esses dados não estão de acordo com os resultados encontrados por DAMACENO, 2007, que observou menores valores de desajuste marginal em pilares tipo UCLA, especulando que o uso de pilar intermediário poderia aumentar a desadaptação por apresentar mais faces de contato entre esse e a infra-estrutura. Esse efeito pode ter sido encontrado no trabalho de DAMACENO devido ao maior número de implantes utilizado, requerendo um encaixe mais preciso da peça e acentuando pequenas distorções nas infra-estruturas, levando aos maiores valores de desajuste marginal encontrados.

Em relação às tensões, embora as médias de tensão do grupo pilar cônico fossem numericamente menores que as do grupo UCLA, a análise estatística não mostrou diferença significativa entre eles. Assim sendo, o uso do pilar intermediário não pode ser considerado significativo na redução de tensões

induzidas aos implantes em infra-estruturas de três elementos em Ti c.p, nas condições do presente estudo. Essa observação está de acordo com os estudos de OCHIAI *et al.*, 2003, que mostraram que a distribuição de tensões e sua magnitude em próteses apoiadas sobre dente e implantes foi similar para ambas as situações (UCLA ou pilar cônico).

Deve-se considerar que as infra-estruturas deste trabalho, assim como as de OCHIAI *et al.*, 2003 eram lineares. Talvez, numa situação de arranjo compensado ou de infra-estruturas mais extensas, com curvatura, o pilar intermediário pudesse mostrar efeito na diminuição do desajuste ou das tensões. Isso devido ao encaixe das peças protéticas: o UCLA une-se diretamente ao hexágono do implante, exigindo precisão de acoplamento. Para o caso de uso de pilar intermediário, a base da prótese se assenta sobre uma configuração cônica já acoplada ao implante. O intermediário permite alívio interno do cilindro protético para compensar divergências e facilitar o assentamento da prótese, podendo compensar com ascendência pequenas distorções incorporadas à infra-estrutura durante sua confecção – pela fundição ou de cocção da cerâmica (Faucher & Nicholls, 1980; Bridger & Nicholls, 1981; Buchanan *et al.*, 1981; Campbell & Pelletier, 1992; Oruç & Tulunoglu, 2000; Gemalmaz & Alkumru, 1995; Papazoglou *et al.*, 2001; Fonseca *et al.*, 2003). Ressalta-se que o resultado apresentado é válido dentro das limitações desse estudo. Sua extrapolação para a clínica depende de estudos *in vivo*, já que outras variáveis como inclinação e alinhamento dos implantes devem ser considerados.

A terceira hipótese, de que os ciclos de cocção da cerâmica gerariam aumento do desajuste marginal e das tensões induzidas aos implantes foi parcialmente confirmada. Ressalta-se que para a avaliação das conseqüências causadas pelos ciclos de cocção da cerâmica, esta não foi efetivamente aplicada. Achados na literatura demonstram que a simulação dos ciclos de cocção sem sua aplicação efetiva incorre em menor número de variáveis e conseqüentemente, menor número de erros (Blackman *et al.*, 1992 e Campbell *et al.*, 1995). Previne-se o aumento da rigidez da restauração, a formação de óxidos na superfície

interna durante o aquecimento e a contaminação da superfície interna da fundição com vestígios de cerâmica. Além disto, supõe-se, segundo CAMPBELL & PELLETIER, em 1992, não ser a contração da cerâmica na cocção a causa principal do aumento do desajuste marginal em restaurações metalocerâmicas, uma vez que distorções ocorrem no primeiro ciclo de aquecimento - oxidação inicial da estrutura metálica - fase em que a cerâmica ainda não foi sequer aplicada. Portanto, realizou-se somente a simulação do processo de aplicação, respeitando-se a temperatura e o número de queimas utilizados na totalidade do procedimento.

De fato, houve aumento do desajuste marginal em ambos os grupos após a submissão das infra-estruturas ao ciclo de cocção da cerâmica. Essa observação está de acordo com a maioria dos relatos presentes na literatura (Faucher & Nicholls, 1980; Bridger & Nicholls, 1981; Buchanan *et al.*, 1981; Campbell & Pelletier, 1992; Oruç & Tulunoglu, 2000; Gemalmaz & Alkumru, 1995; Papazoglou *et al.*, 2001; Fonseca *et al.*, 2003). Assim como na maioria dos estudos (Faucher & Nicholls, 1980; Bridger & Nicholls, 1981; Buchanan *et al.*, 1981; Campbell & Pelletier, 1992; Gemalmaz & Alkumru, 1995; Fonseca *et al.*, 2003), para o grupo pilar cônico o desajuste mais evidente ocorreu na etapa “*bonder*” do ciclo de cocção da cerâmica. Já para o grupo UCLA, o desajuste aumentou na etapa “*bonder*” e se acentuou na etapa “*opaco*” do ciclo de cocção. No entanto, ao final da submissão das infra-estruturas a todas as etapas do ciclo, os valores de desajuste marginal para o grupo pilar cônico não foram significativamente diferentes dos valores iniciais (antes da exposição das peças aos ciclos de cocção), já para o grupo UCLA houve aumento significativo do desajuste marginal ao final do ciclo. Uma sugestão clínica incentivada por Campbell *et al.*, 1995 é provar a infra-estrutura metálica após o ciclo de oxidação da mesma, assim as tensões pós-fundição são liberadas e a distorção pode ser corrigida através de secção e soldagem da peça.

Contudo, não se confirmou a hipótese de que haveria aumento das tensões após submissão das infra-estruturas ao ciclo de cocção da cerâmica. Notou-se o

inverso, diminuição significativa das tensões em ambos os grupos de tratamento, já na etapa “*bonder*” do ciclo de cocção. Esses valores diminuíram ainda mais na etapa “*opaco*” e mantiveram-se constantes nas etapas seguintes. Essa observação não está de acordo com os achados de Karl *et al*, 2005, que encontraram um aumento das tensões ao redor de próteses fixas parafusadas, após a realização do recobrimento cerâmico. SAHIN & ÇEHRELI, 2001, afirmaram haver distorções em todas as etapas da confecção de infra-estruturas, sendo que a distorção mais pronunciada ocorre no plano horizontal, principalmente em peças curvas. No presente estudo, considerando que as infra-estruturas continham apenas 3 elementos e apresentavam-se retilíneas, uma possibilidade seria de a distorção ocorrida ser pequena, permitindo que o acoplamento entre as partes protéticas se tornasse menos preciso, reduzindo, assim, significativamente as tensões aos implantes.

7. Conclusão

Pôde-se concluir, com base nos resultados desse estudo, que para próteses parciais fixas de três elementos fundidas em Ti c.p.:

1- Não houve correlação direta entre desajuste marginal e tensões induzidas às fixações;

2- O uso de pilar intermediário cônico não reduziu os desajustes marginais nem as tensões às fixações;

3- Os ciclos de cocção da cerâmica aumentaram os desajustes marginais para o grupo UCLA, porém reduziram as tensões geradas aos implantes em ambos os grupos (pilar cônico e UCLA).

Referências Bibliográficas

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10(6):387-416.

Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(3):330-7.

Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J*. 1992; 16(3):109-113.

Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*. 1992;67(4):435-40.

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

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):184-92.

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II—Etiology. *J Prosthet Dent* 1992;68(2):284-9.

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

Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. J Prosthet Dent. 1995;74:476-481.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implant. 1994; 1:90-94.

Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. J Prosthodont 1995;4(4):243-50.

Craig RG *et al.* Restorative dental materials. 10 ed. Saint Louis: Mosby, 1997. Cap. 15: Cast and wrought base metal alloys, p.428-432.

Damaceno ARD. Análise fotoelástica da influência de intermediários protéticos na distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas submetidas à soldagem a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007

Faucher RR, Nicholls JL. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 1980;43(2):149-55.

Fonseca JC, Henriques GEP, Sobrinho LC, de-Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. Dental Materials 2003;19(7):686-91.

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

Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycle. J Prosthet Dent. 1995 73(1):49-54.

Ida K, Tsutsumi S, Togaya T. Titanium and titanium alloys for dental casting. J Dent Res 1980 59:985 [abstracts, 397].

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

Jemt T, Rubeinstein JE, Carlsson L, Lanf BR. Measuring fit at the implant prosthodontics interface. J Prosthet Dent. 1996;75(3):314-25.

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.

Kan JYK. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999;81(1):7-13.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. Implant Dent. 2005;14(2):157-65.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont. 2007;10[Epub ahead of print].

Koke U *et al.* 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 materials. *Int Dent J* 1993 43(3):245-53.

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

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995;8(6):511-516

Naconecy MM *et al.* 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.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses . Part II: Prosthetic aspects . *J Prosthet Dent.* 1992; 68(6):949-56.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmentes and nonsegmentes abutments. *J Prosthet Dent.* 2003;89:495-502.

Oruç S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metalceramic crown. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3):314-8.

Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WN. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metalceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 85(2):133-40.

Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(2):177-86

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*, 1984; 86(2):95-111.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev FOB*. 2001;9(3/4):97-103.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2):85-92.

Sartori IAM *et al*. 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.

Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudy K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985; 54(6):770-6.

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

Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 1989; 5(1):45-50.

Torres EM. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FOUSP; 2005.

Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. Quintessence Int. 1996;27(6):401-8.

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.

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

Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. Br Dent J. 1991;170(12):439-44.

Apêndice

1. Dados originais

1.a. Valores de tensão

Inicial								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	1405.78	1437.16	1659.49	536.77	498.5	752.89	992.85
	BA	1104.81	1105.63	989.92	630.52	625.88	1166.82	
2	AB	644.93	605.33	640.52	330.02	294.16	308.94	316.68
	BA	264.67	244.6	232.63	90.89	73.95	69.56	
3	AB	502.48	481.86	460.12	908.48	905.79	941.7	801.21
	BA	330.51	349.35	242.37	1569.9	1619.52	1302.38	
4	AB	1217.44	1204.47	1171.16	421.29	434.48	429.69	641.33
	BA	734.05	720.73	735.4	210.53	210.01	206.72	
5	AB	535.71	596.19	627.2	718.67	717.9	719.36	434.28
	BA	318.41	259.88	277.63	168.73	149.75	121.88	
6	AB	742.21	701.9	696.6	403.1	421.37	423.2	539.27
	BA	437.98	430.99	418	591.99	591.38	612.51	
7	AB	95.31	65.33	59.34	64.12	69.81	43.66	103.11
	BA	34.44	65.74	70.45	229.63	195.65	243.8	
8	AB	1009.81	1010.83	1036.17	363.13	367.19	341.03	592.76
	BA	462.45	424.98	485.3	622.72	450.14	539.31	
9	AB	1043.77	998.7	1043.07	664.6	668.4	653.82	771.25
	BA	565.89	614.41	683.06	737.02	787.28	794.98	
10	AB	950.27	894.56	854.94	308.49	338.68	374.31	607.87
	BA	423.9	412.09	406.55	751.74	792.64	786.21	

Quadro 1. Dados originais de tensão, com uso de pilar cônico, na etapa inicial.

Bonder								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	1341.47	1267.32	1234.6	230.21	143.38	112.64	689.22
	BA	1122.36	1115.65	1133.2	276.81	161.38	131.66	
2	AB	295.34	410.64	379.82	63.59	143.57	237.66	211.97
	BA	168.41	222.83	278.96	143.94	163.04	35.83	
3	AB	370.63	375.77	350.78	1109.4	987.51	1098.45	799.94
	BA	323.01	426.42	403.49	1345.73	1328.39	1479.66	
4	AB	724.67	833.27	708.48	440.19	574.32	462.54	626.26
	BA	807.26	787.02	765.77	478.21	467.88	465.49	
5	AB	470.37	380.29	437.08	1066.59	1047.61	925.01	490.45
	BA	163.51	79.93	22.43	428.68	275.71	588.24	
6	AB	256.31	280.09	261.64	536.02	548.88	537.58	404.66
	BA	133.01	17.99	141.35	686.19	753.83	702.97	
7	AB	181.12	179.17	191.56	27.82	19.89	1.25	106.84
	BA	144.04	58.65	1.83	159.55	86.95	230.29	
8	AB	517.34	599.56	600	94.39	159.04	225.28	381.68
	BA	519.31	539.43	401.02	208.55	321.41	394.79	
9	AB	890.22	826.33	823.25	651.85	585.31	593.67	670.52
	BA	704.63	717.42	593.79	635.64	584.97	439.19	
10	AB	394.47	398.25	474	569.87	510.21	547.22	501.34
	BA	367.43	303.78	330.74	625.59	780.46	714.01	

Quadro 2. Dados originais de tensão, com uso de pilar cônico, na etapa *bonder*.

Opaco								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	1299.15	1137.04	1146.57	400.76	294.61	306.98	644.66
	BA	927.11	908.24	939.83	100.85	123.97	150.75	
2	AB	516.24	505.46	562.58	13.05	0.01	11.44	206.55
	BA	220.33	325.02	304.37	4.73	14.32	0.99	
3	AB	138.38	117.57	130.36	1480.51	1440.11	1400.07	805.82
	BA	149.76	86.96	170.99	1496.38	1528.68	1530.01	
4	AB	325.91	200.61	151.17	447.87	274.19	275.38	279.85
	BA	300.52	242.84	182.27	366.73	336.37	254.34	
5	AB	708.48	517.23	558.13	1198.36	992.64	1015.35	566.74
	BA	621.63	602.99	533.73	6.02	13.45	32.84	
6	AB	53.94	55.36	33.34	358.84	369.51	350.61	254.44
	BA	108.35	90.03	29.78	458.54	482.99	662.04	
7	AB	263.46	262.67	255.68	235.89	243.51	245.46	251.95
	BA	128.7	191.79	196.61	364.06	322.03	313.5	
8	AB	492.2	524.8	436.76	481.54	575.18	486.99	408.64
	BA	20.06	1.39	34.09	678.07	562.29	610.3	
9	AB	594	619.68	722.26	520.2	587.08	695.68	564.33
	BA	402.28	381.49	377.25	631.38	620.34	620.31	
10	AB	289.73	275.63	244.87	856.27	853.8	877.4	596.66
	BA	168.63	245.54	197.96	1008.24	1122.02	1019.78	

Quadro 3. Dados originais de tensão, com uso de pilar cônico, na etapa *opaco*.

Dentina								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	1403.01	1389.69	1181.09	98.97	112.8	15.9	687.74
	BA	1133.88	1134.02	1481.38	60.28	44.91	196.9	
2	AB	935.77	964.71	920.17	347.64	321.38	366.78	489.41
	BA	373.54	478.49	441.96	246.54	224.09	251.79	
3	AB	134.23	80.01	178.33	980.53	990.46	926.46	610.65
	BA	290.79	222.21	288.76	1023.28	1102.89	1109.84	
4	AB	251.94	208.39	223.76	459.41	405.22	435.76	345.24
	BA	273.78	334.38	201.2	438.87	485.18	425.02	
5	AB	1006.38	963.95	962.4 7	1 059.73	1046.55	1020.21	604.29
	BA	575.1	532.37	443.44	124.6	162.6	167.72	
6	AB	334.61	337.98	379.2	170.19	26 6.94	295.94	270.82
	BA	295. 88	274.27	137.32	520.7 4	3 91.27	237.07	
7	AB	49.93	49.49	69.98	99.1	19.06	21.95	29.37
	BA	4.94	5.63	18.43	0.99	4	8.92	
8	AB	906.43	728.56	719.55	323.98	244.54	269.29	335.19
	BA	6.41	1.08	25.07	321.58	243.66	232.18	
9	AB	1066.02	941.52	955.61	435.03	396.18	297.28	540.83
	BA	631.82	604.48	572.89	258.42	215.08	115.58	
10	AB	357.66	378.64	365.93	667.22	650.08	636.32	510.50
	BA	276.84	282.81	326.83	738.39	720.62	724.65	

Quadro 4. Dados originais de tensão, com uso de pilar cônico, na etapa dentina.

Glaze								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	1033.8	1097.37	1009.01	129.6	175.89	113.51	550.17
	BA	833.34	954.3	855.17	89.12	164.8	146.16	
2	AB	738.03	754.79	758.57	147.45	30.58	49.78	354.80
	BA	427.54	490.87	568.31	97.05	81.45	113.13	
3	AB	186.79	205.04	215.68	1234.27	1232.23	1241.46	734.80
	BA	133.9	120.27	127.84	1373.92	1386.47	1359.72	
4	AB	254.57	248.6	274.12	657.08	685.11	634.59	454.23
	BA	155.76	40.08	.	779.92	812.47	.	
5	AB	755.07	761.57	830.68	497.98	474.08	376.05	376.06
	BA	233.55	238.48	207.67	87.36	19.31	30.94	
6	AB	284.51	206.23	210.79	305.88	263.28	271.15	261.51
	BA	193.01	191.62	211.24	343.11	311.81	345.45	
7	AB	29.24	63.53	25.93	130.59	68.2	87.96	61.56
	BA	33.88	1.27	3.91	157.65	50.73	85.82	
8	AB	689.98	665.39	573.97	351.99	412.19	270.22	349.64
	BA	9.1	101.65	46.18	428.01	298.35	348.63	
9	AB	358.67	459.91	348.54	327.83	437.39	397.78	391.64
	BA	391.47	310.31	304.6	585.97	356.89	420.28	
10	AB	333.03	329.2	301.84	720.76	700.35	714.86	512.15
	BA	253.9	253.3	273.02	745.51	762.27	757.76	

Quadro 5. Dados originais de tensão, com uso de pilar cônico, na etapa glaze.

Inicial								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	28.96	111.97	81.32	709.23	549.23	661.55	570.30
	BA	138.68	162.86	175.68	1314.12	1418.76	1491.29	
2	AB	582.3	519.39	529.35	572.51	490.33	493.51	437.11
	BA	278.82	256.28	280.24	421.5	392.76	428.27	
3	AB	831.86	848.17	813.98	564.77	602.36	584.94	755.56
	BA	816.15	813.91	867.9	758.32	756.52	807.81	
4	AB	101.69	152.92	90.5	860.23	714.28	824.03	737.48
	BA	338.61	328.54	357.36	1701.23	1659.95	1720.38	
5	AB	1120.47	1117.26	1294.92	393.39	338.51	605.73	774.78
	BA	1067.7	1069.62	1056.12	418.84	407.03	407.76	
6	AB	557.64	502.28	455.92	624.33	581.83	521.77	465.34
	BA	278.11	309.34	294.59	438.45	470.74	549.13	
7	AB	930.44	882.59	918.38	736.72	931.48	894.29	1026.39
	BA	579.05	571.85	558.87	1716.88	1790.71	1805.45	
8	AB	842.06	962.38	818.67	294.5	475.41	242.42	680.90
	BA	925.27	957.31	957.23	577.78	555.96	561.78	
9	AB	533.57	507.24	518.92	805.42	756.48	745.14	664.45
	BA	472.1	493.1	500.51	870.67	873.68	896.52	
10	AB	658.86	672.38	653.77	381.54	419.08	407.06	541.17
	BA	672.36	619.64	679.99	464.95	407.81	456.63	

Quadro 6. Dados originais de tensão, sem uso de pilar cônico, na etapa inicial.

Bonder								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	34.63	175	121.97	754	582.07	602.91	476.11
	BA	59.83	99.15	13.08	1139.77	1157.4	973.48	
2	AB	346.18	426.12	321.66	779.02	925.95	752.6	642.13
	BA	437.54	459.1	429.89	976.37	932.93	918.17	
3	AB	108.2	364.29	159.48	463.48	498.7	492.38	436.42
	BA	443.73	435.89	439.25	628.42	594.82	608.4	
4	AB	116.55	54.56	15.1	960.15	997.67	1104.31	783.34
	BA	318.75	390.37	485.72	1619.23	1630.37	1707.27	
5	AB	1120.38	1231.85	1215.03	363.1	500.6	568.02	780.08
	BA	1117.81	1105	1012.42	418.55	376.42	331.73	
6	AB	181.55	102.46	247.83	789.36	781.25	904.45	515.24
	BA	223.37	182.11	183.26	921.09	817.65	848.54	
7	AB	715.73	899.08	863.27	1269.73	1110.17	963.91	1005.49
	BA	557.47	527.81	505.49	1473.78	1574.68	1604.8	
8	AB	811.19	852.89	753.67	560.93	653.51	628.47	670.68
	BA	660.05	710.31	698.69	497.38	617.87	603.15	
9	AB	100.38	90.11	148.14	857.05	866.12	952.16	603.33
	BA	291.07	364.15	312.68	1121.51	1062.47	1074.14	
10	AB	599.17	558.84	511.27	421.89	373.41	333.23	474.53
	BA	525.79	634.47	615.53	323.6	416.92	380.25	

Quadro 7. Dados originais de tensão, sem uso de pilar cônico, na etapa bonder.

Opaco								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	776.12	776.88	897.07	166.72	207.86	402.63	491.34
	BA	630.14	660.75	689.61	149.92	274.85	263.5	
2	AB	527.13	612.99	542.93	470.63	538.98	479.94	490.70
	BA	392.94	388.85	482.04	423.44	480.86	547.63	
3	AB	213.86	201.1	139.67	586.39	631.32	554.38	358.75
	BA	36.08	56.35	51.22	569.49	633.98	631.18	
4	AB	90.7	76.69	60.64	818.18	789.15	868.05	567.46
	BA	88.01	116.17	212	1126.03	1146.93	1416.95	
5	AB	1126.22	1121.22	1042.76	442.54	514.04	432.24	609.12
	BA	482.39	294.1	480.11	346.88	552.71	474.2	
6	AB	365.6	474.34	506.15	554.78	728.39	805.08	554.83
	BA	412.56	437.84	318.89	748.59	712.32	593.41	
7	AB	880.48	926.78	950.14	1295.43	1278.33	1299.54	1179.63
	BA	737.83	729.51	661.88	1825.73	1718.81	1851.05	
8	AB	1088.77	1368	1263.81	386.46	581.52	513.54	655.18
	BA	757.79	689.67	866.95	51.64	103.92	190.12	
9	AB	226.24	140.52	122.45	725.33	760.11	748.92	721.92
	BA	607.57	644.7	714.84	1271.48	1359.76	1341.16	
10	AB	686.29	579.02	562.27	290.35	171.19	174.24	391.13
	BA	586.29	615.64	548.97	132.66	274.25	72.43	

Quadro 8. Dados originais de tensão, sem uso de pilar cônico, na etapa opaco.

Dentina								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	672.81	441.76	544.12	219.44	84.45	58.91	395.36
	BA	589.99	604.1	476.39	348.61	417.17	286.56	
2	AB	561.44	685.11	619.96	485.19	525.19	484.98	525.41
	BA	460.67	481.87	603.55	418.53	426.57	551.8	
3	AB	38.89	7.35	16.47	554.6	457.44	514.35	353.20
	BA	153.33	134.91	178.44	738.59	726.9	717.15	
4	AB	64.52	127.52	178.66	919.48	867.8	884.72	603.42
	BA	125.8	154.23	108.85	1253.57	1316.49	1239.36	
5	AB	1238.27	1146.91	1233.66	534.58	440.6	536.1	738.90
	BA	881.51	801.5	929.79	369.97	389.12	364.78	
6	AB	669.56	743.72	484.85	1011.08	1079.15	877.24	686.11
	BA	414.25	398.31	407.7	730.86	687.06	729.57	
7	AB	904.87	882.71	938.08	951.59	1113.93	989.16	1087.12
	BA	770.59	775.57	701.88	1704.56	1578.4	1734.15	
8	AB	1104.94	933	1153.28	280.68	206.39	324.34	570.41
	BA	761.43	863.67	792.5	141.48	155.08	128.12	
9	AB	412.65	354.02	312.58	715.87	689.71	689.26	606.83
	BA	581.46	478.96	.	948.82	884.98	.	
10	AB	270.59	297.27	294.59	198.1	187.95	185.18	266.92
	BA	298.18	287.01	442.41	250.74	202.68	288.34	

Quadro 9. Dados originais de tensão, sem uso de pilar cônico, na etapa dentina.

Glaze								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	AB	835.73	975.37	858.32	254.55	484.81	317.69	593.17
	BA	781.21	719.72	783.18	490.22	318.72	298.48	
2	AB	557.75	507.48	531.46	307	279.88	321.67	409.91
	BA	452.02	354.56	628.88	294.1	230.67	453.44	
3	AB	184.13	212.01	197.08	471.29	482.49	462.4	381.45
	BA	641.84	45.03	256.53	386.34	716.66	521.63	
4	AB	196.86	157.32	157.24	703.15	737.2	737.47	589.49
	BA	221.13	171.14	196.25	1333.13	1230.85	1232.17	
5	AB	870.18	979.48	999.29	406.09	601.06	576.81	688.37
	BA	748.82	837.22	764.25	525.68	536.08	415.48	
6	AB	262.94	432.74	421.18	729.87	1194.89	1172.79	749.53
	BA	386.84	380.08	384.58	1282.66	1087.52	1258.23	
7	AB	891.89	934.13	855.13	844.88	1099.79	1099.67	1068.62
	BA	710.42	649.57	564.19	1659.26	1686.18	1828.28	
8	AB	1232.58	1235.58	1094.17	301.13	276.81	189.95	564.56
	BA	825.99	767.86	696.44	46.24	35.23	72.73	
9	AB	395.76	380.53	415.54	537.65	538.88	576.27	541.20
	BA	510.19	449.11	483.88	788.73	699.67	718.2	
10	AB	454.36	464.92	475.31	304.79	314.46	334.94	354.69
	BA	355.45	387.78	376.21	260.9	273.43	253.76	

Quadro 10. Dados originais de tensão, sem uso de pilar cônico, na etapa *glaze*.

1.b.Valores de desajuste marginal

Inicial								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	124	129	130	93	93	96	112.50
	L	76	73	76	155	153	152	
2	V	98	94	95	164	167	168	139.25
	L	80	81	78	217	215	214	
3	V	83	87	83	69	67	65	68.33
	L	36	34	39	88	82	87	
4	V	38	38	40	122	126	122	83.67
	L	34	35	36	138	139	136	
5	V	263	261	260	217	208	212	230.67
	L	207	209	204	246	243	238	
6	V	94	94	91	73	71	70	98.67
	L	112	113	107	123	118	118	
7	V	37	34	31	89	82	85	61.42
	L	34	34	34	94	91	92	
8	V	45	48	49	351	356	353	204.08
	L	45	43	40	375	372	372	
9	V	184	182	180	59	60	56	119.83
	L	138	138	137	102	99	103	
10	V	104	102	100	34	35	39	62.25
	L	73	68	66	43	42	41	

Quadro 11. Dados originais de desajuste marginal, com uso de pilar cônico, na etapa inicial.

Bonder								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	203	206	197	108	110	109	157.08
	L	158	160	160	162	157	155	
2	V	134	130	130	229	228	224	165.58
	L	128	127	123	177	178	179	
3	V	175	180	180	53	58	54	117.00
	L	163	168	170	66	70	67	
4	V	60	56	57	71	73	79	67.83
	L	51	48	48	95	88	88	
5	V	324	319	325	261	269	265	284.08
	L	286	286	282	263	266	263	
6	V	155	152	148	179	185	185	175.25
	L	175	171	168	198	193	194	
7	V	103	109	109	154	149	151	123.50
	L	102	96	98	140	131	140	
8	V	169	171	171	234	230	230	199.67
	L	168	165	170	228	227	233	
9	V	193	190	193	79	83	78	128.50
	L	149	149	150	91	94	93	
10	V	124	129	125	233	230	225	169.67
	L	95	95	98	221	231	230	

Quadro 12. Dados originais de desajuste marginal, com uso de pilar cônico, na etapa *bonder*.

Opaco								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	77	79	78	69	69	66	73.92
	L	8	12	13	140	139	137	
2	V	138	136	130	163	159	158	143.08
	L	108	100	105	171	176	173	
3	V	120	120	123	39	34	35	75.50
	L	68	70	67	73	79	78	
4	V	54	50	56	32	30	30	47.58
	L	20	21	25	85	87	81	
5	V	287	282	289	245	243	241	256.08
	L	226	220	229	270	270	271	
6	V	118	113	115	118	109	113	127.50
	L	120	116	120	163	160	165	
7	V	104	108	102	14	12	11	55.58
	L	72	80	79	26	30	29	
8	V	197	198	195	145	145	146	180.58
	L	170	176	176	210	204	205	
9	V	289	288	295	57	56	57	171.58
	L	244	251	241	92	94	95	
10	V	158	160	160	84	85	87	116.83
	L	123	125	124	100	96	100	

Quadro 13. Dados originais de desajuste marginal, com uso de pilar cônico, na etapa *opaco*.

Dentina								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	160	161	161	112	113	114	139.42
	L	121	122	118	164	165	162	
2	V	124	126	128	159	157	160	135.83
	L	100	100	100	158	160	158	
3	V	144	143	142	125	126	128	135.67
	L	119	118	117	155	158	153	
4	V	46	47	48	59	57	56	51.83
	L	32	31	30	73	71	72	
5	V	231	232	233	330	329	325	274.33
	L	251	254	252	285	284	286	
6	V	75	76	74	124	127	122	102.33
	L	93	96	97	113	118	113	
7	V	39	40	41	56	59	56	47.00
	L	51	51	50	41	39	41	
8	V	166	167	166	173	174	175	170.25
	L	140	141	139	199	205	198	
9	V	233	227	229	53	53	55	141.58
	L	198	195	194	89	89	84	
10	V	167	167	165	112	106	111	128.58
	L	132	132	130	106	108	107	

Quadro 14. Dados originais de desajuste marginal, com uso de pilar cônico, na etapa dentina.

Glaze								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	85	85	86	110	109	110	91.08
	L	11	16	15	155	155	156	
2	V	130	127	128	117	118	115	113.25
	L	86	81	85	126	124	122	
3	V	150	155	153	139	135	139	143.17
	L	96	100	100	184	185	182	
4	V	64	62	62	102	106	105	86.25
	L	42	42	43	136	135	136	
5	V	302	298	304	189	188	192	234.92
	L	252	253	253	193	197	198	
6	V	58	61	61	87	85	87	69.83
	L	63	65	63	70	66	72	
7	V	48	42	43	23	23	25	33.83
	L	34	37	33	31	35	32	
8	V	139	142	141	125	128	129	134.42
	L	101	106	107	163	166	166	
9	V	156	153	156	22	27	25	88.25
	L	120	115	116	54	57	58	
10	V	142	147	142	116	116	115	119.75
	L	107	111	108	112	108	113	

Quadro 15. Dados originais de desajuste marginal, com uso de pilar cônico, na etapa glaze.

Inicial								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	49	50	49	63	61	63	51.92
	L	52	54	53	42	44	43	
2	V	67	66	69	34	36	34	56.67
	L	96	93	94	29	31	31	
3	V	71	70	69	44	40	42	62.33
	L	49	49	50	90	87	87	
4	V	109	105	105	50	52	50	81.50
	L	131	129	131	37	41	38	
5	V	69	68	68	108	102	108	90.33
	L	70	67	69	118	119	118	
6	V	418	420	421	113	112	115	293.92
	L	502	501	500	143	140	142	
7	V	92	92	91	85	80	83	66.58
	L	14	17	17	73	78	77	
8	V	69	67	69	122	122	127	98.08
	L	81	84	85	119	116	116	
9	V	76	77	75	198	193	196	137.00
	L	109	105	108	171	168	168	
10	V	65	64	64	86	90	89	79.00
	L	80	83	80	83	82	82	

Quadro 16. Dados originais de desajuste marginal, sem uso de pilar cônico, na etapa inicial.

Bonder								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	170	175	176	35	37	33	113.50
	L	208	201	203	42	41	41	
2	V	87	89	87	49	49	47	69.50
	L	87	87	81	59	55	57	
3	V	125	122	122	52	59	59	89.83
	L	93	98	94	85	87	82	
4	V	180	169	168	32	28	34	103.17
	L	161	167	162	45	50	42	
5	V	93	91	91	122	107	120	104.25
	L	103	101	98	119	103	103	
6	V	51	51	52	161	160	162	119.58
	L	107	108	112	152	163	156	
7	V	198	196	196	38	43	41	114.92
	L	165	165	165	61	56	55	
8	V	92	97	90	126	123	123	111.83
	L	86	84	88	145	145	143	
9	V	119	122	116	132	140	139	126.33
	L	124	122	122	129	124	127	
10	V	65	68	62	63	62	61	66.50
	L	71	73	70	68	70	65	

Quadro 17. Dados originais de desajuste marginal, sem uso de pilar cônico, na etapa bonder.

Opaco								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	227	227	227	111	111	98	178.33
	L	281	281	279	94	98	106	
2	V	93	98	91	72	71	68	84.50
	L	91	92	92	81	85	80	
3	V	98	97	99	16	13	17	61.58
	L	92	89	89	41	45	43	
4	V	184	181	183	31	34	38	109.67
	L	175	179	178	44	42	47	
5	V	99	97	101	138	138	137	122.17
	L	134	129	130	124	120	119	
6	V	258	255	252	174	179	182	204.17
	L	230	228	234	149	152	157	
7	V	230	215	218	35	39	33	119.67
	L	174	175	179	49	44	45	
8	V	74	78	70	135	132	132	102.83
	L	63	60	57	145	144	144	
9	V	107	105	104	134	134	130	124.33
	L	132	132	126	129	129	130	
10	V	57	60	58	63	61	63	61.33
	L	54	54	52	74	71	69	

Quadro 18. Dados originais de desajuste marginal, sem uso de pilar cônico, na etapa opaco.

Dentina								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	215	211	217	131	133	129	177.50
	L	258	258	254	109	109	106	
2	V	98	102	95	44	48	47	73.08
	L	95	90	87	57	55	59	
3	V	127	124	127	15	10	13	69.92
	L	103	103	101	40	37	39	
4	V	192	191	194	28	24	30	108.00
	L	182	179	183	34	29	30	
5	V	106	104	103	124	124	124	118.92
	L	143	139	139	110	107	104	
6	V	136	135	137	187	191	190	165.33
	L	162	161	162	174	174	175	
7	V	247	243	244	51	51	49	141.75
	L	218	220	219	53	55	51	
8	V	81	80	80	118	119	120	102.25
	L	61	58	59	151	150	150	
9	V	109	103	104	117	118	117	112.33
	L	121	121	121	105	110	102	
10	V	44	44	41	47	45	47	47.00
	L	35	37	34	64	64	62	

Quadro 19. Dados originais de desajuste marginal, sem uso de pilar cônico, na etapa dentina.

Glaze								
Peças	Sequência	Pilar A			Pilar B			Média peça
1	V	140	135	138	231	239	232	191.50
	L	116	120	123	274	275	275	
2	V	81	82	80	44	48	46	60.42
	L	57	56	57	56	60	58	
3	V	136	131	131	58	56	53	82.08
	L	76	74	72	67	64	67	
4	V	167	171	167	22	20	24	99.17
	L	178	173	173	34	32	29	
5	V	93	97	97	111	112	109	114.00
	L	143	140	140	110	108	108	
6	V	217	222	216	169	173	175	196.00
	L	246	246	247	149	148	144	
7	V	214	214	213	46	46	47	126.75
	L	206	204	202	41	45	43	
8	V	85	86	79	121	115	118	102.67
	L	48	47	49	162	160	162	
9	V	94	92	90	123	119	123	107.25
	L	92	98	99	118	118	121	
10	V	39	38	40	52	53	55	49.08
	L	39	41	35	67	68	62	

Quadro 20. Dados originais de desajuste marginal, sem uso de pilar cônico, na etapa *glaze*.

2. Análise estatística

2.a. Resultados tensão

```

The GLM Procedure

Class Level Information

Class          Levels    Values

grupo          2         1 2

ciclo          5         1 2 3 4 5

rep            10        1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

```

Number of Observations Read 100
 Number of Observations Used 100

Dependent Variable: t

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	27	3957273.960	146565.702	14.61	<.0001
Error	72	722316.438	10032.173		
Corrected Total	99	4679590.398			

R-Square 0.845645 Coeff Var 18.35478 Root MSE 100.1607 t Mean 545.6929

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	1	504359.893	504359.893	50.27	<.0001
grupo*rep	18	3230866.390	179492.577	17.89	<.0001
ciclo	4	194328.723	48582.181	4.84	0.0016
grupo*ciclo	4	27718.954	6929.738	0.69	0.6007

OBS: A interação grupo*rep é desconsiderada pois representa um delineamento fatorial, que não é o caso deste estudo. Assim sendo, um novo valor de p foi calculado (demonstrado abaixo), considerando esse erro. Os cálculos de interação foram desdobrados, utilizando as fórmulas de interação em parcela sub-dividida¹.

Tests of Hypotheses Using the Type III MS for grupo*rep as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	1	504359.8935	504359.8935	2.81	0.1110

12:15 Friday, November 4,

2005 5

¹ Fórmulas retiradas do livro “Curso de estatística experimental”, de Frederico Pimentel Gomes, 2ª Edição, 1963.

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for t

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher

Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	72
Error Mean Square	10032.17
Critical Value of Studentized Range	3.95712
Minimum Significant Difference	88.626

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	ciclo
A	622.70	20	1
B A	563.51	20	2
B	529.99	20	3
B	512.89	20	4
B	499.38	20	5

Level of grupo	Level of ciclo	N	Mean	Std Dev
1	1	10	580.061000	253.927195
1	2	10	488.288000	218.615228
1	3	10	457.964000	205.337651
1	4	10	442.404000	197.824752
1	5	10	404.656000	179.160728
2	1	10	665.348000	173.992552
2	2	10	638.735000	178.660546
2	3	10	602.006000	231.565708
2	4	10	583.368000	231.289967
2	5	10	594.099000	210.388744

2.b. Resultados desajuste marginal

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	2	1 2
ciclo	5	1 2 3 4 5
rep	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Number of Observations Read	100
Number of Observations Used	98

Dependent Variable: d

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	27	221616.4627	8208.0171	15.43	<.0001
Error	70	37247.6277	532.1090		
Corrected Total	97	258864.0904			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	d Mean
0.856111	19.55022	23.06749	117.9909

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	1	10543.6308	10543.6308	19.81	<.0001
grupo*rep	18	189365.9043	10520.3280	19.77	<.0001

ciclo	4	5809.7667	1452.4417	2.73	0.0358
grupo*ciclo	4	9803.4135	2450.8534	4.61	0.0023

Tests of Hypotheses Using the Type III MS for grupo*rep as an Error Term

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	1	10543.63075	10543.63075	1.00	0.3300

Level of grupo	Level of ciclo	N	Mean	Std Dev
1	1	10	118.067000	58.6117901
1	2	10	158.816000	57.7254805
1	3	10	124.823000	65.5852121
1	4	10	132.682000	63.6269029
1	5	10	111.475000	53.9506458
2	1	8	83.936250	25.6306373
2	2	10	101.941000	20.4608463
2	3	10	116.858000	45.8604840
2	4	10	111.608000	41.7498042
2	5	10	112.892000	48.7381956