UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Karina Albino Lencioni

**Avaliação da Adaptação Marginal em Pilares Pré-fabricados e das
Tensões Transmitidas a Implantes por Infra-estrutura Metálica em
Viga I em Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número
de Pilares**

Ribeirão Preto

2011

Karina Albino Lencioni

**Avaliação da Adaptação Marginal em Pilares Pré-fabricados e das
Tensões Transmitidas a Implantes por Infra-estrutura Metálica em
Viga I em Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número
de Pilares**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

Ribeirão Preto

2011

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTES
TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

**Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do
Campus USP - Ribeirão Preto**

Lencioni, Karina Albino

Avaliação da Adaptação Marginal em Pilares Pré-fabricados e das
Tensões Transmitidas a Implantes por Infra-estrutura Metálica em Viga I em
Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número de Pilares.
Ribeirão Preto, 2011.

137 p. : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

1. Próteses e implantes; 2. Implantes dentários; 3. Adaptação marginal;
CoCr.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Karina Albino Lencioni

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

1)Prof.(a).Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento:_____Assinatura: _____

2)Prof.(a).Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento:_____Assinatura: _____

3)Prof.(a).Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento:_____Assinatura: _____

Dedicatória

DEDICO ESSE TRABALHO

Aos meus *país*, fonte de amor eterno, por toda a confiança e amor que me incentivaram caminhar até o final dessa jornada.

Ao meu *irmão* que sempre me serviu de inspiração e orgulho.

Ao meu *namorado*, meu grande amor, por toda paciência e incentivo, que me fizeram almejar ainda mais o sucesso desse trabalho.

As minhas *avós* por todo o carinho recebido.

As minhas amigas queridas *Grazi, Angela, Nayra, Ian* e aos amigos *Breno e Gustavo* pela companhia, lealdade, e amizade durante todos os momentos.

DEDICATÓRIA ESPECIAL

À minha querida orientadora

Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

Pela compreensão e incentivo durante todo o trabalho,

Pelo ombro amigo encontrado em todos os momentos difíceis,

Pelo exemplo de mulher, profissional e mãe,

Por sua confiança e por todos os momentos dedicados a mim.

E pela atenção insuperável.

*À **Ana Paula Macedo**, técnica em laboratório que me ajudou em todos os momentos, sem reclamar ou pestanejar, sempre com o sorriso no rosto, mesmo aos feriados, em que tivemos que trabalhar, pela mulher dedicada, inteligente e extremamente virtuosa. Nunca me esquecerei de sua ajuda*

*Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro** por toda a oportunidade de aprendizado que me foi concedida, por toda ajuda prestada a esse trabalho e a mim, sempre sendo nosso refúgio de conhecimento, e um exemplo a ser seguido como professor e pessoa.*

Agradecimientos

À *Deus* e *Nossa Senhora* por toda proteção.

Aos *pacientes* pela oportunidade de aprendizado.

Às professoras *Dra. Maria da Glória Chirello de Mattos* e *Dra. Renata Cristina Silveira*, pelo convívio e parceria maravilhosa, e disposição em ajudar.

À funcionária *Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria*, pelo bom convívio e por toda paciência e calma que fizeram com que o trabalho fluísse.

À Coordenadora do programa de Reabilitação Oral *Profa. Dra Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza*.

A todos os *funcionários* dessa faculdade pelo harmonioso convívio.

À *Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo*, que foi desde o início meu berço de conhecimento, a qual tenho muito orgulho de pertencer.

Ao *Programa de Reabilitação Oral* por sempre oferecer a melhor formação aos seus alunos.

A todos os *professores* que contribuíram para minha excelente formação.

Às secretárias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese e do programa de Reabilitação Oral, *Ana Paula Xavier*, *Fernanda Talita de Freitas*, *Regiane de Cássia Tirado Damasceno*, por inestimável ajuda.

Ao *Dape* e a *Carol* pela oportunidade.

A professora **Cláudia** pelos ensinamentos.

Ao professor **Wilson** e a professora **Takami** pelo excelente convívio e ensinamento.

Ao pós-graduando **Humberto Oliveira Pinto**, pela parceria que me proporcionou terminar esse trabalho.

Ao funcionário **Luiz Sergio Soares**, que sempre esteve pronto a me ajudar, e por suas idéias e parceria com **Ana Paula Macedo**, que me proporcionaram o sucesso do trabalho.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pela bolsa de auxílio à pesquisa dada ao nosso grupo de trabalho

Ao **CNPQ** pela bolsa de estudos que permitiu a conclusão do meu mestrado.

À empresa **Neodent** que doou parte dos materiais para a execução da pesquisa.

Aos meus **familiares**.

A todos os meus **amigos** de pós-graduação, pelo convívio maravilhoso e pelos momentos de risos e descontração.

Resumo

LENCIONI, K. A.. **Avaliação da Adaptação Marginal em Pilares Pré-fabricados e das Tensões Transmitidas a Implantes por Infra-estrutura Metálica em Viga I em Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número de Pilares.** Ribeirão Preto, 2011. 137p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Resumo

A ausência do perfeito ajuste e o assentamento passivo dos pilares sobre implantes podem provocar tensões inadequadas na interface de osseointegração, possibilitando problemas mecânicos e biológicos. A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões capaz de produzir resultados confiáveis e fiéis aos parâmetros clínicos. Assim, este estudo teve como objetivos avaliar por meio de microscopia ótica a adaptação marginal entre pilares intermediários tipo mini pilar cônico e a estrutura metálica com desenho geométrico em viga I fundida com liga de cobalto-cromo (CoCr). Analisaram-se, também, por meio de fotoelasticidade, as tensões geradas ao redor dos implantes por essa mesma estrutura metálica quando submetida a cargas estáticas em função da variação do número de pilares (4 ou 5) e da inclinação dos implantes distais (para o modelo de 5 implantes). As análises foram feitas antes e após o seccionamento das barras e soldagem a laser. Foram obtidas dez infraestruturas em viga I, fundidas em monobloco, utilizando-se liga de cobalto cromo. A análise da adaptação marginal foi realizada em estereomicroscópio sob aumento de 20X. Modelos fotoelásticos para 4 ou 5 implantes foram confeccionados e realizada a mensuração da tensão ao redor dos implantes. As barras foram seccionadas e soldadas por laser e novas medidas de adaptação marginal foram realizadas, bem como foram confeccionados novos modelos fotoelásticos para as estruturas soldadas. A análise da passividade das vigas I em monobloco não se mostrou estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$), a passividade no pilar oposto foi sempre menor que a do pilar parafusado antes e após a soldagem a laser, não houve diferença estatística no desajuste vertical entre as vigas I para quatro e cinco implantes, antes e após a soldagem a laser. A soldagem a laser gerou maior passividade e menor desajuste vertical nas vigas I. A análise fotoelástica mostrou que a soldagem a laser ocasionou menor tensão nos implantes quando não há aplicação de carga na viga I para quatro implantes, mas aumentou a tensão em viga I para cinco implantes. Assim, pode-se concluir que a soldagem a laser gerou maior passividade e menor desajuste vertical entre os pilares e o implante, e menor tensão ao redor dos implantes em vigas I de quatro implantes, e maior tensão em viga I para cinco implantes.

Palavras-chave: Próteses e implantes; Implantes dentários; Adaptação marginal; CoCr.

Abstract

LENCIONI, K. A. **Fit evaluation on prefabricated abutments and transmitted stress to implants by I beam superstructures as a function of implants number and distal angulations**. Ribeirão Preto, 2011. 137p. Dissertation (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Abstract

The absence of perfect fit and passivity on implants can cause stress on the osseointegration interface, enabling biomechanical problems. Photoelasticity is an experimental technique for stress analysis can produce reliable results and faithful to clinical parameters. Thus, the aim of this study was to assess by light microscopy the marginal adaptation of mini pillar intermediate and superstructure with geometric design I beam with cast cobalt-chromium (CoCr). It was analyzed also by means of photoelasticity, the tensions generated around the implants by the same metal superstructure when subjected to static loads due to the variation in the number of implants (4 or 5) and tilting the distal (for model 5 implants). Analyses were made before and after sectioning of the bars and laser welding. It was obtained ten I-beam superstructure I, cast in cobalt chromium alloy. The analysis of marginal adaptation was performed in a stereomicroscope under magnification 20X. Photoelastic models for 4 or 5 implants were made and carried out the measurement of the tension surrounding the implants. The bars were cut and welded by laser and marginal adaptation of new measures were taken and new photoelastic models were made for welded structures. The analysis of the passivity of the I-beams in a single block was not statistically significant ($p \leq 0.05$), passivity on the pillar opposite was always less than the abutment screws before and after laser welding, there was no statistical difference in the vertical misfit between I-beams for four and five implants before and after laser welding. The laser welding has generated greater passivity and lower beams in vertical misfit I. The photoelastic analysis showed that laser welding caused less stress on the implants when there is no application of load over four implants, but increased the tension for five implants. Thus, it can be concluded that laser welding generated more passivity and less vertical fit between the pillars and the implant, and less tension around the implants in four implants, and higher stress for five implants.

Key-words: Prostheses, dental implants, misfit, CoCr.

Lista de Figuras

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Guia de transferência em fio dental.....	77
Figura 2-	Guia de transferência em fio dental e resina Duralay.....	77
Figura 3-	Alívio com cera nº 07 do guia de transferência, para confecção da moldeira individual.....	78
Figura 4-	Encaixamento do molde em Poliéter (Impregum Soft- 3M ESPE), com cera nº 07.....	79
Figura 5-	Modelo em gesso com análogos do mini pilar cônico, corretamente posicionados.....	79
Figura 6-	Viga I para quatro implantes, com cantilever.....	80
Figura 7-	Viga I para cinco implantes, sem cantilever.....	80
Figura 8-	Molde em silicone Master, da barra metálica com formato de viga I, para cinco implantes.....	81
Figura 9-	Vazamento da resina duralay no molde da barra metálica em viga I.....	81
Figura 10-	Cilindro calcinável parafusado no análogo do mini pilar cônico, e fixado com cera, no padrão em resina duralay.....	82
Figura 11-	Posicionamento dos canais de alimentação com angulação de 45º, unidos entre si e unidos a base de formadora do cadinho.....	83
Figura 12-	Anel de fundição com alívio interno com fita Keravlies (Dentaurum, Alemanha).....	83
Figura 13-	Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr.....	84
Figura 14-	Estereomicroscópio Leica, na imagem pode-se observar a barra adaptada ao seu respectivo pilar, com aumento de 20X.....	85
Figura 15 -	Medição em três regiões diferentes da passividade, em uma viga I em monobloco para quatro implantes, no pilar do implante não parafusado do lado oposto, ao parafusado.....	86
Figura 16-	Guia de transferência posicionada sobre o modelo mestre metálico.....	87
Figura 17-	Encaixamento do modelo em acrílico, para confecção da matriz de silicone.....	88
Figura 18-	Implantes posicionados no molde em silicone Master, para confecção do modelo fotoelástico.....	88
Figura 19-	Resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas.....	89

Figura 20-	Polariscópio preparado para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 – Primeiro filtro polarizador; 3 – Aplicador de carga; 4 – Segundo filtro polarizador e analisador; 5 – Máquina fotografica; 6 – Leitor de carga.....	90
Figura 21-	Carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal).....	92
Figura 22-	Carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal).....	93
Figura 23-	Máquina ISOMET 1000 (Buhler®, Düsseldorf- Alemanha).....	94
Figura 24-	Viga I seccionada e posicionada no modelo de gesso para a soldagem.....	94
Figura 25-	Fotos da análise fotoelástica dos modelos com quatro e cinco implantes, e viga I em monobloco.....	107
Figura 26-	Fotos da análise fotoelástica dos modelos com quatro e cinco implantes, e viga I seccionada e soldada.....	108
Figura 27-	Gráfico representativo da tensão gerada pelas vigas I, ao redor dos implantes, antes e depois da solda a laser.....	110
Figura 28-	Barra confeccionada sobre cinco implantes e os pontos de solda central e distais.....	121

Lista de Tabelas

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I monobloco com quatro implantes.....	99
Tabela 2-	Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I monobloco com cinco implantes.....	99
Tabela 3-	Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I seccionada e soldada a laser para quatro implantes.....	100
Tabela 4-	Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I seccionada e soldada a laser para cinco implantes.....	100
Tabela 5-	Média e desvio padrão para viga I de quatro e cinco implantes...	101
Tabela 6-	Análise de Variância da passividade em viga I em monobloco para quarto e cinco implantes, antes da soldagem.....	101
Tabela 7-	Média e desvio padrão das vigas I de 4 e 5 implantes.....	102
Tabela 8-	Análise de Variância da passividade em viga I em monobloco para quarto e cinco implantes.....	102
Tabela 9-	Teste de Tukey, para comparação da passividade das vigas I de quatro e cinco implantes antes e após solda a laser.....	103
Tabela 10-	Média e desvio padrão, do desajuste vertical, em viga I monobloco para quatro e cinco implantes.....	104
Tabela 11-	Análise de variância das vigas I em monobloco para quatro e cinco implantes.....	104
Tabela 12-	Média e desvio padrão, do desajuste vertical, em viga I seccionada e soldada para quatro e cinco implantes.....	104
Tabela 13-	Análise de Variância para as vigas I de quatro e cinco implantes.....	105
Tabela 14-	Média e desvio padrão das viga I com quatro e cinco implantes antes e após a solda.....	105
Tabela 15-	Teste de Tukey, para comparação do desajuste vertical das vigas I de quatro e cinco implantes antes e após solda a laser.....	105

Lista de Símbolos e Abreviações

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIações

ANOVA- Análise de variância.

μm - micrometro.

$\pm$ - Mais ou menos.

% = unidade de porcentagem.

p = valor de probabilidade.

$p < 0,05$ = probabilidade menor que 5 por cento.

PVT- perioteste.

mm- Milímetros.

ml- mililitros.

Ti- Titânio.

Co- Cromo.

Cr- Cobalto.

Ni - Níquel.

Pd- Paládio.

Ag- Argônio.

$\mu\epsilon$ - micro-deformação.

N- Newton.

Ncm- Newton por centímetro.

MPa- Mega Pascal.

°- Graus.

%- Porcentagem.

Oxigênio/GLP- Gás liquefeito de petróleo.

lib/pol² – Libra por polegada quadrada.

kgf- Quilograma força.

°C- grau Celsius.

V- Volt.

AP- A parafusado.

EP- E parafusado.

TP- Todos parafusados.

SD- Desvio padrão.

Sumário

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

1. INTRODUÇÃO	37
2. REVISÃO DA LITERATURA	43
3. PROPOSIÇÃO	69
4. MATERIAL E MÉTODO	73
4.1. <i>Confecção do modelo de trabalho.....</i>	76
4.2. <i>Confecção da barra em formato de viga I em resina.....</i>	80
4.3. <i>Confecção dos corpos de prova.....</i>	80
4.4. <i>Inclusão e fundição.....</i>	82
4.5. <i>Desinclusão e acabamento.....</i>	84
4.6. <i>Mensuração da adaptação marginal após fundição em monobloco.....</i>	85
4.7. <i>Confecção do modelo fotoelástico.....</i>	86
4.8. <i>Avaliação da tensão ao redor dos implantes após fundição em monobloco.....</i>	90
4.9. <i>Seccionamento das infra-estruturas e procedimento de soldagem a laser.....</i>	93
4.10. <i>Avaliação dos desajustes pilar/implante após solda a laser.....</i>	95
4.11. <i>Avaliação da tensão ao redor dos implantes após o seccionamento e soldagem das infra-estruturas.....</i>	95
5. RESULTADOS.....	97
5.1. <i>Desajuste vertical e passividade antes e após soldagem a laser.....</i>	99
5.2. <i>Resultados da análise fotoelástica.....</i>	106
6. DISCUSSÃO	113
7. CONCLUSÃO.....	123
REFERÊNCIAS	127

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação de pacientes desdentados é um grande desafio para a Odontologia, ao longo dos anos diversas soluções foram desenvolvidas na tentativa de restabelecer as funções mastigatória, fonética e estética dos dentes perdidos. Dentre essas soluções a implantação de pinos de titânio nos ossos alveolares vem sendo destaque nas últimas décadas. A implantodontia moderna surgiu com a descoberta da osseointegração, com a divulgação dos trabalhos do Prof. Branemark. Pacientes totalmente desdentados foram os primeiros a serem tratados com o uso dos implantes osseointegrados e próteses fixas completas implanto-suportadas e implanto-retidas. As altas taxas de sobrevivência dos implantes e das próteses levaram a um desenvolvimento constante da implantodontia (Adell *et al.*, 1990).

O uso de implantes dentários em pacientes total ou parcialmente desdentados tornou-se um tratamento previsível com resultados a longo prazo (Berglundh *et al.*, 2002, Pjetursson *et al.*, 2004, 2007, Jung *et al.*, 2008).

A maior preocupação na reabilitação dos maxilares desdentados sempre esteve focada na biomecânica da prótese protocolo. O efeito *cantilever* da extensão distal das próteses sempre foi um fator preocupante pelo fato de gerar carga excessiva sobre os implantes mais distais, conduzindo a um maior risco de perda desses implantes. Além disso, a adaptação marginal dos pilares sobre os implantes é um fator crítico e que pode levar ao comprometimento do tratamento por meio de perda ou fratura dos parafusos protéticos ou implantes.

Como alternativa viável para a diminuição da extensão *cantilever*, a inclinação distal dos dois implantes mais posteriores tende a aumentar o polígono de

sustentação da prótese (Skalak, 1983), mesmo com um número reduzido de implantes (Brånemark; Van Steenberghe, 1995; Brånemark *et al.*, 1999; Malo *et al.*, 2003, 2005). Os implantes convencionas em posição angulada constituem uma alternativa terapêutica para tratamento de mandíbula ou maxila atrófica. Essa angulação dos implantes têm como princípio a instalação de implantes em sítios ósseos residuais, deixando de lado a necessidade de obtenção de paralelismo entre os mesmos, com o objetivo de limitar os procedimentos de enxerto, tornando menos invasivos o procedimento cirurgico.

A técnica de implantes inclinados foi introduzida para casos específicos na maxila e mandíbula dependendo em primeira instância da anatomia da região. Para próteses mandibulares tipo Protocolo de Brånemark, quando os forames mentais se encontram baixos em relação à crista alveolar, pode-se inclinar as fixações posteriores para distal e aumentar a superfície de ancoragem. A prótese total fixa tipo protocolo utiliza os chamados intermediários convencionais que se conectam às próteses acima do nível gengival. Na maxila, a pneumatização dos seios maxilares e a reabsorção óssea da crista alveolar podem requerer a instalação de implantes com inclinação distal, em áreas de maior densidade óssea, tangenciando a parede anterior do seio maxilar. Sem o uso desses recursos, a necessidade de enxertos tornaria o tratamento mais complexo, aumentando seu tempo, custo e morbidade (Öhrnell, 1999; Bezerra e Azoubel, 2002; Calandriello e Tomatis, 2005).

A interface pilar/implante é um fator significativo na transferência de tensões, respostas biológicas adversas ou complicações na reabilitação protética. Um dos critérios mais importantes para o sucesso do implante a longo prazo é a adaptação marginal. A não adaptação marginal pode gerar dor no paciente e sensibilidade, afrouxamento dos parafusos, fadiga, fraturas dos componentes, perda óssea peri-implante, e até mesmo perda de osseointegração (Tiossi *et al.*, 2008).

Apesar da possibilidade de obtenção de ajustes adequados em infra-estruturas fundidas em monobloco (Calesini *et al.*, 2000), ocorre uma melhora significativa no nível de ajuste vertical após o procedimento de soldagem a laser (Gordon e Smith, 1970; Riedy *et al.*, 1997; Silva, 2001; Alves, 2003; Silva, 2003; Sousa, 2003; Contreras, 2004; Koke *et al.*, 2004; Tiossi *et al.*, 2010).

O desenho da barra metálica em viga I diminui a quantidade de metal necessário para construção de infra-estruturas metálicas sem, no entanto, comprometer a resistência da mesma. As vigas I são elementos estruturais em forma de barras que oferecem resistência muito grande à flexão, tração ou torção. Possuem duas abas paralelas unidas por uma alma central perpendicular proporcionando dois eixos de simetria perpendiculares entre si, que distribuem os esforços ao longo de sua secção, fornecendo resultantes internas (vetores) que são absorvidas pela interação entre as abas e a alma (Miglioranza *et al.*, 2007; Von Gonten *et al.*, 1995).

A técnica da fotoelasticidade foi utilizada em trabalhos para verificação de tensões (Haraldson, 1980; Kinini *et al.*, 1987; Deines *et al.*, 1993; Clelland *et al.*, 1993; Waskewicz *et al.*, 1994; Millington e Leung, 1995; Uludamar e Leung, 1996; Helldén e Dérand, 1998; Damasceno, 2005) e apresenta vantagens como método para análise de tensões, tais como determinação destas tensões em modelo com formas complicadas, observação de tensões resultantes de condições de carregamento complexas e observação das tensões em um modelo completo, permitindo a localização das concentrações de tensões.

Oliveira e Gomide (1990) relataram que o material fotoelástico tensionado é atravessado completamente por uma onda de luz polarizada que se divide em dois feixes de luz, cada um vibrando ao longo da direção da tensão principal, e com

diferentes velocidades, observando-se uma interferência no modelo, a qual é produzida por uma diferença de fase entre estes dois feixes de luz.

A análise das tensões fotoelásticas é baseada na propriedade de determinados materiais transparentes exibirem padrões de cores, quando observados através de luz polarizada. Este efeito é resultado da alteração (refração) da luz polarizada pelas deformações internas resultantes do estado de tensões presente no modelo. Este fenômeno é representado pela “Lei óptica das tensões” (Daily; Riley, 1978).

Apesar do grande número de estudos que afirmam a obtenção de infra-estruturas passivas após procedimentos laboratoriais, poucos trabalhos avaliaram as tensões geradas na região ao redor dos implantes após etapas no laboratório (Waskewicz *et al.*, 1994; Uludamar e Leung, 1996; Héliiden e Dérand, 1998; Damasceno, 2005), nenhum quantificou o nível de tensão, nem aplicaram testes estatísticos durante a análise, utilizando-se apenas avaliação qualitativa.

Modelos experimentais, laboratoriais e clínicos, juntamente com modelos analíticos e computacionais tentam estudar e explicar o comportamento biomecânico das próteses protocolo quanto à variação de número, inclinação e distribuição dos implantes de suporte ao longo de um arco edêntulo. O grau de tensão que estas fixações recebem e a deformação dos componentes protéticos são ainda controversos, principalmente sob cargas funcionais de mastigação e deglutição. Portanto, é necessário avaliar experimentalmente o grau de adaptação de infra-estruturas metálicas e as tensões geradas por uma carga aplicada em próteses tipo protocolo e sua transmissão nos implantes e pilares de acordo com o número, a inclinação e a distribuição dos implantes no arco.

2. Revisão de Literatura

2. REVISÃO DE LITERATURA

Hulling e Clark (1977), avaliaram a distorção de próteses de três elementos em três técnicas: soldagem a laser, solda convencional e fundidas em monobloco. As quinze próteses foram fundidas a ouro, as medidas de distorção foram marcadas em um ponto no modelo mestre e outro na prótese antes e após a soldagem a laser, nos casos de fundição em monobloco as medidas foram realizadas nos padrões em cera e na estrutura fundida. Todos os procedimentos utilizados acarretaram certo grau de distorção. As técnicas de soldagem a laser e fundidas em monobloco produziram menores graus de distorção.

Waskewicz, *et al.* (1994) analisaram a distribuição de tensão de uma prótese fixa sobre implante por meio de análise fotoelástica, avaliando os padrões de tensão ao redor dos cinco implantes. Eles confeccionaram um modelo fotoelástico simulando a curvatura da mandíbula, um implante foi posicionado exatamente na linha média e os outros dois em 7 mm para além de cada lado, dando um total de cinco pontos equidistantes, para a referência os implantes foram numerados de 1 a 5 no sentido horário, os pilares foram parafusados com 20 Ncm de torque, e os cilindros de ouro foram parafusados com 10 Ncm de torque, as estruturas não seccionadas e não soldadas foram consideradas como não passivas depois de seccionadas e soldadas elas passaram a ser consideradas como passivas. O aperto da prótese não passiva gerou um estresse significativo ao redor do implante, considerando prótese seccionada e soldada como sendo passiva, não houve geração de acúmulo de tensão ao redor do implante, quando se apertou os pilares.

Em 1994, Carlson e Carlsson estudaram as complicações protéticas em implantes osseointegrados, nos pacientes que visitaram as clínicas especializadas

em prótese durante os meses de outubro e novembro de 1991. Pacientes estes que faziam acompanhamento regular e os que fizeram visitas em emergência. Dos 600 pacientes examinados, 28% precisavam de algum tratamento protético. As complicações variaram muito, de um simples ajuste até refazer as próteses. As complicações mais comuns observadas foram relacionadas com a parte de resina acrílica das próteses. A frequência foi maior no maxilar do que em próteses mandibulares. Perdas de implantes foram raras (0,3% de todos os 2.709 implantes colocados) e ocorreu em 1% dos pacientes examinados.

O ajuste preciso e a passividade de próteses dentárias suportadas por implantes é de fundamental importância na obtenção de sucesso a longo prazo. Na prática clínica adequada, a avaliação visual e radiográfica de componentes de implante pode ser limitada. Princípios mecânicos de engenharia mostram uma relação linear entre o grau de aperto e de rotação de um parafuso na precisão de montagem. Em um torque constante, com algumas variáveis controladas, uma rosca fixadora deve retornar para a posição final na mesma rotação de apertos repetidos. Este estudo avaliou as posições finais dos parafusos dos componentes do implante, para o clínico poder confirmar o ajuste das próteses fixas e removível. Foram avaliados três dispositivos diferentes de apertamento dos parafusos: chave de fenda manual (DIE 048; NobelpharmaUSA, Chicago, IL), uma chave de torque manual (DIA 250; NobelpharmaUSA), e um controlador eletrônico de torque (DEA 020; NobelpharmaUSA), usando um calibrador de medição de torque do dinamômetro (Magtrol, Inc, Buffalo, NY). A reprodutibilidade dos limites de viragem foi determinada para ambos os parafusos de titânio e de ouro contido nos cinco implantes de Branemark. Cada conjunto foi submetido a seis ensaios. A posição de cada cabeça do parafuso foi gravada com uma escreva especial sobre folhas de acetato e

transferido para papel milimetrado. Espessuras de 38,1 μm , e 50,8 μm foram usadas para criar impacto e discrepâncias. Ensaios clínicos controlados foram conduzidos, e as mudanças nos limites de rotação para cada parafuso foram registradas. Os seguintes valores foram medidos, pretendendo atingir um torque de 10 Ncm, com base em 10 ensaios: torque com uma chave manual, 6,48 ($\pm 0,85$) Ncm; torquímetro, 7,77 ($\pm 0,56$) Ncm e o Controlador de Torque, 8,54 ($\pm 0,19$) Ncm. O controlador eletrônico de torque mostrou-se um instrumento reproduzível e foi selecionado como o veículo de escolha para o restante do estudo. Os parafusos de titânio tinham um limite de rotação que foi reproduzido dentro de 0.6 ($\pm 0,2^\circ$). Para os parafusos de ouro, verificou-se a necessidade de se parar a rotação 2mm antes da posição final reproduzível dentro de 1,85 ($\pm 1,87^\circ$). Uma relação linear de aproximadamente 0,9 μm foi observada entre as mudanças no limite de rotação e cada espessura subsequente do calço. Nenhum dos métodos conseguiu a quantidade adequada de torque considerada pelo fabricante, o instrumento eletrônico foi o melhor na geração de torque, seguido pelo torquímetro, a chave de mão não apresentou bons resultados (WICKS, 1994).

Brånemark, *et al.* (1997) estudaram a característica da biomecânica de osseointegração durante a cicatrização, realizando ensaio de torção e tração em dispositivos elétricos osseointegrados em titânio comercialmente puro. Os testes foram realizados *in vivo* com um total de 26 ratos. Três dispositivos com diâmetro de 2,0 mm foram instalados bilateralmente na tíbia proximal, em cada animal. O ensaio mecânico foi realizado imediatamente após a instalação, depois de 4, 8 e 16 semanas de cicatrização sem carga. A força de torção começou a aumentar após 4 semanas de cicatrização sem carga e houve um aumento significativo com o tempo durante as primeiras 16 semanas. A carga de tração aumentou rapidamente durante

as primeiras quatro semanas; depois ocorreu um aumento moderado nas semanas seguintes. A avaliação histológica foi realizada após 0, 4, 8 e 16 semanas. Houve significativa correlação entre o torque e o percentual de osso em contato com o equipamento e entre a tração e espessura de osso ao redor do equipamento. Estimativas das tensões de cisalhamento no tecido ósseo e na interface indicaram que o aumento no volume ósseo ao redor do implante melhorou substancialmente a capacidade mecânica durante a cicatrização.

May, *et al.* (1997) estudaram a precisão do ajuste entre a prótese e o pilar de próteses implanto suportadas. Para a investigação das hipóteses *in vitro*, foram utilizadas duas costelas bovinas, simulando uma condição clínica em que radiografias periapicais são realizadas para a verificação de ajuste preciso entre o conjunto de componentes do implante. Nesse estudo, o Perioteste um instrumento utilizado para avaliar a estabilidade das interfaces entre o implante e o pilar, foi utilizado. A hipótese testada é que um valor mais negativo Perioteste (PTV) poderia indicar um ajuste preciso e um valor mais positivo PTV se correlacionam com um ajuste impreciso. Cada modelo continha três implantes auto-atarrachantes, que foram posicionados com uma distância de 7 a 10 mm arranjando uma curvatura razoável. Uma série de condições de montagem dos componentes foi criada em condições precisas e imprecisas de adaptação, com medidores de espessura de 25,4 μm , 50,8 μm e 101,6 μm . Os valores médio do Periotest e SDs para abutments com precisão montados em cilindros de ouro foram $-6,0 + / - 0,32$ e $-3,4 + / - 0,68$, respectivamente. Os valores do Periotest nas condições de montagem foram analisados estatisticamente com a análise de regressão múltipla. O desajuste na interface do pilar e implante resultou em uma tendência de valor mais negativo no Periotest ($r = 0,54$) com o aumento da espessura da bitola. No entanto, a mesma

magnitude do desajuste no pilar na interface do cilindro ouro e implante produziu uma tendência de valor mais positivo Periotest ($r = 0,72$). As tendências PTV foram consistentes com uma maior estabilidade na interface do pilar e implante de acordo com a magnitude de desajuste criado com os medidores de espessura. Em contraste, as tendências de medição observado para o pilar na interface do cilindro de ouro foram consistentes com a diminuição da estabilidade e o aumento da espessura de cada indicador inserido na interface.

Byrne, *et al.* (1998) realizaram um estudo onde avaliou-se a adaptação de pilares pré-usinados, dos pilares pré-usinados modificados em laboratório e dos pilares fundidos para implantes em dois locais: pilar / implante de interface do parafuso no aparafusamento. Seis combinações de pilares e implantes foram estudados: pilares CeraOne juntou-se a implantes Nobel Biocare; STR (Implant Innovations Inc.) juntou-se a 3I de abutments de implantes; Pilar UCLA pilares submetidos a ciclos de disparo de porcelana e juntou-se a implantes 3I ; abutments UCLA fundido submetido a ciclos de queima da porcelana e juntou-se a implantes Nobel Biocare; pilares UCLA pré-usinados fundidos com liga de ouro e paládio submetidos a ciclos de porcelana de queima (mais tarde se juntou a implantes 3I), e pilares UCLA pré-usinados juntou-se a 3I implantes. Cada grupo continha cinco montagens. A adaptação de pilares para implantes estava mais perto e os pontos de contato maior para montagens com pré-usinados e pilares pré-usinados modificados em laboratório que para aqueles com pilares fundidos. O acabamento de costume realizados em pilares requer aperfeiçoamento.

A condição passiva da adaptação das próteses implanto-suportada é um requisito básico para o sucesso do tratamento. O objetivo deste estudo foi avaliar a adaptação da interface intermediário/componentes protéticos (cilindros), fundidos,

em titânio e cobalto-cromo, em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Foram utilizados 30 cilindros torneados em plásticos e 15 barras cilíndricas para a interligação dos componentes protéticos (cilindros). Cada corpo de prova foi produzido, sendo que destes, 5 foram fundidos em titânio e os outros 5 fundidos em liga de cobalto—cromo. As análises e mensurações das interfaces foram feitas antes e após a soldagem a laser, com a utilização de um microscópio comparador. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco (peça única) apresentaram uma maior interface (desajuste médio de 26,164 μm) que as mesmas após a soldagem a laser (desajuste médio de 19,943 μm). Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes também entre os dois materiais utilizados, sendo que o titânio (desajuste médio de 21,262 μm) apresentou melhores resultados que o cobalto-cromo (desajuste médio de 24,845 μm) (Castilio, 2000).

Os procedimentos clínicos e laboratoriais, empregados na fabricação de prótese são inadequados para fabricação de próteses fixas implanto suportadas absolutamente passivas. Embora algumas complicações protéticas fossem atribuídas à falta de ajuste passivo, seu efeito sobre o sucesso do implante ainda é questionável. No entanto, os resultados clínicos parecem promissores na aplicação cada vez maior de tecnologia avançada para melhorar a passividade (Sahin e Çehreli, 2001).

Al-Turki, *et al.* (2002) avaliaram o efeito dos níveis de desajuste da prótese estabilizadas por parafusos. Dois níveis de discrepância vertical-100 e 175 μm foram induzidos entre o implante e o pilar da prótese do tipo protocolo. Um implante da prótese apoiada completamente sem discrepância vertical serviu de controle. Carga cíclica foi entregue verticalmente na parte do cantilever da prótese ao lado do pilar terminal durante 48 horas para cada prótese. Um total de sete conjuntos de novos

parafusos foi testado para cada nível de desajuste. Os resultados relataram significativa instabilidade dos parafusos, tanto no de 100 µm, como no de 175 µm de discrepância. A conclusão do trabalho é de que próteses tipo protocolo com discrepâncias verticais causam instabilidade dos parafusos protéticos.

Todescan, *et al.* (2002), tiveram como objetivo em seu estudo examinar as dimensões e as relações dos tecidos peri-implantares circundantes a osseointegração, em dois estágios, com implantes colocados em diferentes profundidades no osso. Foram utilizados vinte e quatro implantes colocados em mandíbulas de 4 cães. A modificação do protocolo cirúrgico foi introduzida de forma que no grupo I, os implantes permaneceram 1 mm acima da crista óssea e, no grupo II, os implantes foram colocados ao nível da crista óssea e no grupo III os implantes foram posicionados a cerca de 1 mm abaixo da crista óssea. Após 3 meses, os pilares foram posicionados. Após um período de cicatrização de 3 meses os cães foram sacrificados. Um total de 20 implantes estava disponível para análise histométrica. Cortes não descalcificados foram avaliados para as dimensões do epitélio juncional, tecido conjuntivo, nível ósseo marginal e osso-metal em contato. Quando o *microgap* entre os implantes e pilares foi colocado em uma região mais profunda do osso, não houve perda óssea adicional

Várias formulações de ligas alternativas têm sido propostas para a substituição de ouro, entre elas pode-se citar a liga de Ni-Cr-Ti. Em 2003, Costa *et al.* realizaram um estudo que tinha como objetivo, verificar a adaptação marginal de próteses implanto-suportadas, obtidas em liga de Ni-Cr-Ti, em comparação com uma liga semi-nobre Pd-Ag. Oito superestruturas para cada liga foram produzidas para 4 implantes na região anterior da mandíbula. As superestruturas foram colocadas em um torquímetro e o parafuso de fixação do implante foi apertado com

carga de 20Ncm com os outros soltos (teste de Sheffield). A desadaptação (em mm) foi medida num medidor óptico tridimensional em cada implante, nas faces vestibular e lingual. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística. Com base na análise dos dados, é possível concluir que a liga Ni-Cr-Ti possibilita a obtenção de uma peça implanto-suportada com desadaptação menor se comparada ao obtido em liga de Pd-Ag, tradicionalmente indicada para esta situação.

Um dos maiores obstáculos para o sucesso das reabilitações com prótese sobre implante consiste na obtenção de boa adaptação marginal dos componentes protéticos. Não está claro na literatura quais níveis de desajuste são considerados clinicamente aceitáveis, mas sabe-se que a ausência de perfeito ajuste e assentamento passivo pode provocar tensões inadequadas na interface de osseointegração, possibilitando problemas mecânicos e biológicos. A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensão capaz de produzir resultados bastante confiáveis e fiéis aos parâmetros clínicos. Quando estruturas metálicas para próteses sobre múltiplos implantes são fundidas em monobloco, a obtenção de boa adaptação marginal parece ser ainda mais crítica. Contudo, não se verificam estudos que abordem a influência do tipo de metal ou liga empregada nessas fundições sobre os níveis de desadaptação protética. Assim, o presente estudo tem o objetivo de verificar a adaptação marginal entre os pilares intermediários e estruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais; avaliar, pelo método fotoelástico, as tensões impostas aos implantes quando a eles são fixados as estruturas metálicas; e ainda pesquisar possíveis correlações entre os níveis de adaptação marginal e as tensões geradas na interface implante-material fotoelástico. Para tanto, utilizando cilindros calcináveis, foram encerados 15 estruturas para próteses implanto-retidas sobre modelo simulando o posicionamento de cinco

implantes na região intermentoniana. As estruturas foram divididas em grupos de cinco e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro grau I, liga de cobalto-cromo ou liga de níquel-cromo-titânio. A adaptação marginal foi avaliada, em microscópio ótico, quando à passividade, por meio do teste de único parafuso, com aperto alternado nos implantes distais A e E, e quanto aos níveis de desajuste vertical, com todos os parafusos apertados com um torque de 10 Ncm. As tensões geradas na área correspondente à região de crista óssea marginal em torno dos implantes foram avaliadas por meio de análise fotoelástica qualitativa empregando o método de compensação de Tardy. Pode-se concluir que estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Ti cp, seguindo das ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente. Dentro os metais avaliados, a liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes. De um modo geral, não foi verificada correlação entre valores de adaptação marginal e tensões impostas aos implantes (Torres, 2005).

Tiossi (2006) realizou um estudo com o objetivo de avaliar o assentamento passivo de supra-estruturas de prótese fixas implanto-suportadas de três elementos, fundidas em titânio comercialmente puro e em ligas à base de Ni-Cr e Co-Cr. Para esta análise foi utilizado o método de Sheffield (EISENMAN, 1997), e as leituras foram realizadas num microscópio ótico comparador (Nikon, Japão). Foram utilizados dois implantes hexágono interno Master Conect AR (Conexão Sistema de Prótese, Brasil).. A análise dos dados permitiu concluir que: as interfaces, quando o três grupos foram analisados em monobloco e com os dois parafusos apertados, foram mais satisfatórias para o grupo fundido em liga de Ni-Cr (25,00 $\pm$ 7,92 μ m), apesar deste grupo não ser estatisticamente diferente dos outros dois (Co-Cr: 54,23

$\pm 37,10 \mu\text{m}$ e Ti cp: $48,41 \pm 26,69\mu\text{m}$). No teste do parafuso único os três grupos também foram estatisticamente iguais, com os seguintes resultados, no lado parafusado: Co-Cr: $35,01 \pm 27,76 \mu\text{m}$, Ni-Cr: $20,13 \pm 7,97 \mu\text{m}$, e Ti cp: $118,56 \pm 51,35 \mu\text{m}$.

Neste mesmo estudo também se realizou a secção das peças e posterior soldagem a laser. A soldagem foi conduzida na máquina Desktop Laser (Dentaurum, Alemanha). A análise do assentamento passivo foi novamente realizada pelo método de Sheffield e as leituras foram feitas com microscópio óptico comparador (Nikon). O procedimento de separação das peças em monobloco e posterior soldagem a laser resultou em diminuição estatisticamente significativa nos níveis de desajuste quando analisadas as peças com os dois parafusos apertados para grupo fundido em liga de Co-Cr ($21,49 \pm 9,08 \mu\text{m}$). Para os outros dois grupos, liga de Ni-Cr ($13,10 \pm 1,81 \mu\text{m}$) e Ti cp ($17,10 \pm 11,70 \mu\text{m}$), os resultados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, apesar de apresentarem menores níveis de desajuste marginal. No teste do parafuso único e leitura no lado oposto, apenas o grupo fundido em liga de Ni-Cr ($19,81 \pm 7,36 \mu\text{m}$) não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado a fundição em monobloco. Os grupos em liga de Co-Cr ($41,02 \pm 26,15 \mu\text{m}$) e em Ti cp ($40,42 \pm 27,14 \mu\text{m}$) apresentaram diferenças estatisticamente significante após a soldagem a laser. Na leitura no lado apertado os três grupos foram estatisticamente iguais. A simulação dos ciclos de queima da cerâmica não provocou alteração significativa nas interfaces analisadas sob todas as condições de leitura e aperto dos parafusos. Os grupos fundidos em ligas de Co-Cr e Ti cp quando analisados com apenas um parafuso apertado e as leituras realizadas no lado oposto, apresentaram diminuição dos níveis de ajuste, sendo $26,42 \pm 8,67\mu\text{m}$, após a simulação, quando era $41,02 \pm 26,15$

μm após soldagem a laser para o primeiro e, $40,42 \pm 26,15 \mu\text{m}$ após a simulação, para o segundo, porem sem diferenças estatisticamente significante.

A longevidade das restaurações protéticas é muitas vezes limitada devido à mecânica ou falha corrosiva que ocorrem nos locais onde os segmentos de metal são unidos. O objetivo deste estudo foi determinar qual método de soldagem oferece as melhores propriedades em ligas de cobalto-cromo. Próteses soldadas e dois tipos de solda a laser foram comparados pela sua mecânica e as características de corrosão. Sessenta e oito cilíndricos em cobalto-cromo, com 35 mm de comprimento e 2 mm de diâmetro, foram confeccionados. Dezesseis amostras foram selecionadas para medidas eletroquímicas em uma solução artificial de saliva e divididos em 4 grupos ($n = 4$). No grupo intacto, os espécimes foram deixados como controle. Os espécimes restantes foram seccionadas no centro, perpendicular ao eixo longo, e foram posteriormente soldados por solda convencional ou solda a laser. Outros 16 espécimes foram selecionados para medidas eletroquímicas de uma solução ácida de saliva artificial. Estas amostras também foram divididas em 4 grupos ($n = 4$), como descrito acima. Espectroscopia eletroquímica de impedância e polarização foram utilizados para avaliar potenciais de corrosão, potenciais de degradação, densidade de corrente, impedância total em menor frequência e polarização de transferência de carga resistências. As 36 amostras restantes foram utilizadas para testes de tração. Eles foram divididos em 3 grupos pares de amostras ($n = 6$) foram unidos por soldagem convencional ou solda a laser. A resistência à tração (MPa) foi medida usando uma máquina universal de ensaios.. As superfícies de fratura e defeitos de corrosão foram examinados com um microscópio eletrônico de varredura. Quando a soldagem a laser foi usada, sucesso foi limitado aos aspectos periféricos da solda. As técnicas de soldagem não significativamente afetam a

resistência à tração conjunta. Medidas eletroquímicas indicaram que a resistência à corrosão das articulações soldadas a laser foi melhor do que de solda convencional, principalmente devido a diferenças na capacidade de passivação. Solda a laser proporciona excelente resistência à corrosão em liga de cobalto-cromo, mas a força é limitada devido à penetração de solda superficial. Estruturas em solda convencional são menos resistentes à corrosão, mas têm maior resistência à tração de soldas a laser (Zupancic *et al.*, 2006).

A interface de assentamento de cilindros fundidos em ligas não preciosas a pilares protéticos implanto-suportados, após o uso de retificadores desenvolvidos para reduzir a desadaptação marginal de fundições foi avaliada por Akama, *et al.* (2008). A investigação foi realizada com dois grupos de componentes: Esteticone e Micro-Unit, fundidos em liga de Ni-Cr (Wiron 99,) e Co-Cr (Wirobond C), pela técnica convencional (maçarico) e por indução em alta frequência. Cilindros usinados em ouro foram empregados como padrões de referência. As mensurações das desadaptações marginais dos cilindros fundidos foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em dois momentos, antes e após o uso de retificadores de cilindros. Para os componentes usinados em ouro, a leitura foi efetuada em um único momento, pois não houve retifica destes componentes. A redução da desadaptação marginal foi estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para componentes fundidos em Ni-Cr. Para os cilindros fundidos em Co-Cr, os retificadores não determinaram importantes modificações em todos os grupos testados. Os menores valores de desajuste marginal foram registrados para componentes Micro Unit fundidos convencionalmente (maçarico) em Ni-Cr após a retífica (29,08mm). A desadaptação registrada para este grupo foi estatisticamente semelhante ($p > 0,05$) à obtida com componentes similares usinados em ouro (22,44mm). Concluiu-se que o

uso de retificadores manuais de cilindros fundidos determinou expressiva redução de desadaptação marginal em componentes fundidos, principalmente com liga metálica de Ni-Cr.

Turcio, *et al.* (2009) apresentaram um estudo de literatura comentando sobre a fotoelasticidade, um método laboratorial para avaliação do comportamento de prótese sobre implante, concluindo que a análise fotoelástica tem grande aplicabilidade em odontologia restauradora, pois permite a previsão e minimização da biomecânica em pontos críticos por meio de modificações no planejamento do tratamento, sendo muito utilizada em estudos *in vitro*.

A aplicação de conhecimentos de engenharia na odontologia ajudou a compreender os aspectos relacionados à biomecânica da osseointegração dos implantes. Várias técnicas têm sido usadas para avaliar a carga biomecânica em implantes que compreende o uso de análise fotoelástica, análise de tensões por elementos finitos, e análise por strain gauge. A técnica de fotoelasticidade fornece boas informações qualitativas sobre a localização geral e concentração de tensões, mas produz informações quantitativas limitadas. O método serve como uma importante ferramenta para determinar os pontos críticos de tensão em um material que é frequentemente usado para determinar a concentração de fatores de estresse em geometrias irregulares. A aplicação de método strain gauge em implantes dentários é baseada na utilização de resistência elétrica, medidores de tensão e seus equipamentos associados e oferece, tanto *in vitro* como *in vivo* medições sob cargas estáticas e dinâmicas. No entanto, o método strain gauge fornece apenas os dados referentes à pressão no medidor. Análise de elementos finitos pode simular o estresse usando um modelo de computador criado para calcular tensão, deformação e deslocamento. Essa análise tem a vantagem de permitir que várias condições

possam ser alteradas facilmente e permite a medição da distribuição de tensão ao redor de implantes em pontos opcionais que são difíceis de examinar clinicamente. Todas as metodologias podem ser úteis para avaliar comportamento biomecânico do implante perto da condição clínica, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente na fabricação do modelo (Delineamento experimental) e análise de resultados (Assunção *et al.*, 2009).

Em 2009, Gonçalves teve como objetivo avaliar, *in vitro*, a adaptação marginal por meio da microscopia óptica, de cilindros pré-fabricados de Co-Cr comparados com cilindros calcináveis fundidos em Ni-Cr pelo método convencional e pela fundição por indução, com e sem o uso de retificadores e analisar por meio da extensometria a tensão ao redor do implante gerada com o uso destes componentes parafusados sobre os pilares tipo Micro-Unit. Foram utilizados 36 cilindros tipo Micro-Unit subdivididos em 3 grupos: G1 (controle) – 12 cilindros pré-fabricados de Co-Cr; G2 - 12 cilindros calcináveis fundidos pelo método convencional em liga de níquel-cromo (Ni-Cr); G3 - 12 cilindros calcináveis fundidos pelo método de indução em liga de Ni-Cr. Para todos grupos foram realizadas as leituras no microscópio óptico com um aumento de 200 vezes e realizada a mensuração da tensão pela extensometria. Na análise microscópica foram realizadas quatro leituras para cada face do octógono no qual o implante estava instalado. A extensometria foi realizada durante o aperto do parafuso, com torquímetro eletrônico, do cilindro em questão após o implante estar devidamente posicionado sobre o aparato que garantia que o torque era gerado sem nenhuma influencia do operador. Posteriormente, os cilindros dos grupos 2 e 3 foram retificados formando dois sub-grupos: G2b e G3b, os quais foram novamente analisados em microscópio óptico e na extensometria. Concluiu-se que a retificação dos cilindros fundidos em liga de Ni-Cr tanto pelo método convencional quanto por eletroindução reduz significativamente a desadaptação marginal, tendo

resultado semelhante aos cilindros pré-fabricados. Não houve diferença entre os métodos de fundições em relação à adaptação marginal. Na extensometria observou-se que o método convencional (maçarico) produziu maior tensão (μE) que o método por indução. A tensão gerada ao redor do implante reduziu após a retificação, porém essa diminuição não possui diferença estatística.

É frequentemente descrito na literatura a respeito da importância de se obter adaptação passiva na confecção de próteses. A adaptação passiva tem sido sugerida como um pré-requisito para a osseointegração a longo prazo e, para alcançarmos este resultado, as discrepâncias marginais devem ser sempre minimizadas. Estes desajustes sofrem interferências de diversos procedimentos durante a confecção das próteses como: moldagem, inclusão e fundição, tipo de liga, e no caso específico da prótese sobre implantes, da quantidade de Newtons utilizados no torque do parafuso. Dependendo do grau de desadaptação da estrutura protética sobre os implantes, podem ocorrer complicações biológicas e mecânicas na região da prótese. Diversas são as pesquisas estruturadas com o objetivo de verificar se existe um melhor sistema ou conjunto de materiais que permitam a obtenção da passividade entre os implantes, *abutments* e infraestruturas metálicas, sendo que em muitas condições a passividade do sistema só ocorre por meio de seccionamento das peças e posterior soldagem. LEÃO *et al.* (2010) fizeram uma análise comparativa da desadaptação marginal de prótese parcial fixa sobre implantes com liga de Co-Cr e titânio, já unidas por soldagem a laser, antes e após a cocção da porcelana, e concluíram que houve diferença estatisticamente significativa em ambas as ligas na comparação das estruturas antes e após a soldagem a laser. A estrutura em titânio apresentou um bom desempenho sendo sua utilização viabilizada na clínica odontológica.

Barbosa, *et al.* (2010) fizeram um estudo que teve o objetivo de comparar o ajuste vertical e a passividade de infraestruturas em monobloco confeccionadas em

3 diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Ti cp - G1), cobalto-cromo (Co-Cr - G2) e níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti - G3). Quinze infraestruturas foram obtidas simulando barras para próteses fixas em um modelo com 5 implantes. O ajuste vertical e a passividade da interface da infraestrutura foram medidos usando um microscópio óptico (30×). Os dados foram analisados estatisticamente por meio da ANOVA e teste LSD ($\alpha=0,05$). A média dos valores e o desvio-padrão da passividade e do ajuste vertical estão apresentados respectivamente: Ti cp [472,49 (109,88) μm e 29,9 (13,24) μm], Co-Cr [584,84 (120,20) μm e 27,05 (10,30) μm], Ni-Cr-Ti [462,70 (179,18) μm e 24,95 (11,14) μm]. Para o desajuste vertical, não houve diferença significativa entre o Ti cp e as ligas Co-Cr e Ni-Cr-Ti ($p=0,285$). Para passividade, não houve diferença significativa entre Ti cp e Ni-Cr-Ti ($p=0,844$), mas ambos foram estatisticamente diferentes do Co-Cr ($p=0,028$ e $p=0,035$, respectivamente), o qual apresentou os piores resultados. Pode-se concluir que os materiais utilizados para confecção das infraestruturas não influenciaram o ajuste vertical e que infraestruturas fundidas em monobloco resultaram em inadequados ajustes passivos. A liga de Co-Cr apresentou os piores resultados para a passividade.

CAMPI *et al.* (2010) por meio de revisão de literatura estudaram a passividade da próteses sobre implantes e observaram que prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. Uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração; assim, adaptação passiva foi definida como o nível que não causaria qualquer complicação clínica. O objetivo deste trabalho foi avaliar os artigos sobre a passividade das infra-estruturas metálicas e quais os melhores métodos laboratoriais que deveriam ser adotados de forma que possam ser considerados os

seus resultados clínicos de significância satisfatória. Um ajuste passivo é um requisito importante para próteses implanto-suportadas. Isso limita a quantidade de estresse transferido para a interface osso-implante e garante osseointegração a longo prazo, pois o assentamento passivo absoluto é difícil de ser obtido. O profissional deve realizar os procedimentos de laboratório corretos ou quando necessário seccionar da prótese e soldar as partes com precisão para não haver distorção.

Devido à utilização generalizada de restaurações implanto-suportadas e que o sucesso desse tratamento depende da passividade dos componentes protéticos, uma revisão da literatura foi realizada para destacar questões relacionadas com a passividade no quadro das próteses fixas implanto-suportadas. A busca da literatura foi realizada no MEDLINE (PubMed), centrada nos níveis aceitáveis de passividade, na classificação de desajuste, em problemas relacionados ao desajuste, métodos para avaliar desajuste, fatores gerais que afetam a passividade e na tolerância biológica da presença de desajuste. As informações obtidas na presente revisão sugerem que mesmo que seja difícil obter uma prótese implanto-suportada com a passividade completa, o profissional deve usar os recursos tecnológicos para oferecer melhores condições para seus pacientes. Um nível aceitável de passividade clínica que não causa qualquer problema biológico, estético e aos parâmetros funcionais do paciente deve ser procurado. (Monteiro *et al.*, 2010).

Abreu *et al.* 2010 avaliaram os efeitos dos diferentes materiais na distribuição de tensão em um sistema de retenção tipo barra de overdenture com um desajuste vertical entre implante e a barra. Foi criado um modelo tridimensional de elemento finito, incluindo dois implantes de titânio e uma retenção tipo barra colocado na parte anterior de uma mandíbula severamente reabsorvida. O modelo foi exportado para

simulação mecânica no software, onde o deslocamento foi aplicado para simular o torque do parafuso limitado por 100µm do desajuste vertical. Quatro materiais para a barra foram simulados (liga de ouro, liga de prata paládio, titânio comercialmente puro, liga de cobalto-cromo). Os dados foram avaliados qualitativamente. Os modelos mostraram concentração de tensões no osso cortical correspondente à parte cervical do implante e no osso esponjoso correspondente a parte apical do implante, no entanto, nessas regiões poucas mudanças foram observadas nos níveis de estresse sobre os diferentes materiais analisados. No âmbito barra, parafuso, implante um aumento considerável no estresse foi observado quando o módulo elástico do material da barra aumenta. Os materiais diferentes da barra de retenção da overdenture não apresentaram influência considerável sobre os níveis de estresse no tecido ósseo peri-implantar, enquanto os componentes mecânicos do sistema foram mais sensíveis à rigidez do material.

Pellizzer *et al* 2011 avaliaram a distribuição de tensões dos sistemas de retenção (parafusada e cimentada) para próteses parciais fixas implantadas suportadas, através do método fotoelástico. Dois modelos foram feitos de resina fotoelástica PL-2, com dois implantes, localizado no segundo pré-molar e segundo molar em cada modelo fotoelástico, variando o sistema de retenção (parafusada e cimentada). Foram aplicadas sobre a superfície oclusal forças axial e oblíqua (45 graus) de 100 N. Os resultados foram observados e fotografados no campo de um polariscópio circular e qualitativamente analisados com o auxílio de programas de computador (Adobe Photoshop, San Jose, CA). O sistema de retenção de parafusos apresentou o maior número de franjas quando as cargas foram aplicadas em pré-molar, pântico e molar e mostrou esse comportamento em todas as aplicações de carga, sob carga axial e oblíqua. Concluiu-se que houve uma melhor distribuição de tensão e menor

magnitude do estresse sobre as próteses implanto-suportadas cimentadas, sob cargas axiais e oblíquas. Carga oblíqua causou um aumento em concentrações de tensão em todos os modelos.

Pellizzer *et al.* (2011) estudaram a influencia da inclinação dos implantes em diferentes coroas (parafusada ou cimentada) na distribuição de tensão; três modelos foram confeccionados em resina fotoelástica : modelo 1: implante hexágono externo 3,75 x 10,00 mm com 0 graus de inclinação; modelo 2: implante hexágono externo 3,75 x 10,00 mm com 17 graus de inclinação; modelo 3: hexágono externo 3,75 x 10,00 mm com 30 graus de inclinação. Força axial e oblíqua (45 graus) com carga de (100 N), foi aplicada aos modelos que foram analisados em uma máquina de ensaios fotoelásticos, onde as franjas foram fotografadas por uma câmera digital e visualizadas em um software gráfico para análise qualitativa. No carregamento axial foram visualizados os mesmos padrões de distribuição de tensão. A mais alta concentração de tensão foi encontrada entre o terço médio e apical. O carregamento oblíquo gerou um padrão semelhante de distribuição de tensão similar ao modelo com inclinação dos implantes. O maior valor de estresse foi localizado na região cervical oposta a inclinação do implante e na apical do modelo 3. Os autores concluíram que quanto maior a angulação do implante, maior o valor de estresse, independente o tipo de coroa. As próteses parafusadas exibiram os maiores valores de concentração de estresse, a carga oblíqua gerou maior concentração de estresse que a carga axial.

Bevilacqua *et al.* (2011), estudaram a influencia do comprimento do cantilever e da inclinação do implante na distribuição de estresse em uma maxila com prótese implanto suportada. A proposição de seu estudo foi comparar e analisar por meio do método dos elementos finitos, a transmissão de estresse em implantes

inclinados e verticais, ao redor do osso peri implantar na maxila. Um modelo em 3-D, foi criado, usando um software de computador (FEMAP 8.3). Foram posicionados quatro implantes na pré-maxila, as próteses tinham comprimento constante, com quatro diferentes configurações dos implantes mais distais, com inclinação de 0, 15, 30 e 45 graus, e com cantilever com extensão de 13, 9, 5, 0 mm, respectivamente. Para a análise foi aplicada uma força de 150 N na porção distal do cantilever. A tensão máxima no osso peri-implantar com implante vertical foi de 75.0 MPa (Implante distal), e 35.0 MPa (Implante mesial). Para o implante inclinado com conseqüente redução do cantilever, houve uma diminuição do estresse para todas as variáveis: -12,9%, -18,3%, -11,5% para configuração com 15 graus; -47,5%, -52,6% e -31,3% para 30 graus de inclinação; e -73,5%, -77,7% e -85,6% para inclinação de 45 graus. A análise de tensão por meio dos elementos finitos mostrou que a inclinação dos implantes diminuiu o estresse ao redor do implante.

Spazzin *et al.* 2011 avaliaram a distribuição de tensões em overdenture com diferentes níveis de desajuste vertical usando o método dos elementos finitos. Um modelo de elementos finitos 3D (11718 elementos e 21625 nós) foi criado e incluía dois implantes de titânio e uma estrutura em barra colocada na região medial da parte anterior de uma mandíbula severamente reabsorvida. Simulação mecânica software (NEiNastran 9.0) foi usado, onde os deslocamentos foram aplicadas no final do quadro de barras para simular o fechamento dos desajustes vertical (5, 25, 50, 100, 200, e 300) após o aperto dos parafusos. Os dados foram avaliados qualitativamente. Os modelos mostraram concentração de tensões no osso cortical, correspondendo à parte cervical do implante e no osso esponjoso, correspondente a parte apical do implante, no entanto, nessas regiões poucas mudanças foram observadas no estresse ao desajustes estudados, enquanto, no âmbito do sistema

de retenção da overdenture, um aumento considerável de estresse proporcional à amplificação de desajuste foi observado. Os diferentes níveis de desajuste vertical, não influenciou consideravelmente os níveis de estresse no tecido ósseo peri-implantar, no entanto, componentes do sistema de barra de retenção da overdenture são mais sensíveis à falta de ajuste passivo.

A fotoelasticidade é um método analítico usado para avaliar e calcular as tensões existentes em qualquer ponto da superfície de um material. É uma ferramenta para análise de tensões bidimensionais, usa luz monocromática polarizada e modelos de resina. O objetivo do presente estudo foi comparar as tensões induzidas na interface osso-implante em diferentes planejamentos de próteses fixas totais implantossuportadas – protocolo de Branemark. As variáveis nos modelos foram: número de implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever, inclinação dos implantes distais e secção transversal da infraestrutura. Foram confeccionados 32 modelos fotoelásticos e foram realizadas análises qualitativa e quantitativa das tensões induzidas. Os modelos sofreram carga estática no valor de 50 N na porção central e distal da barra. Os implantes central e distal foram analisados sob as cargas central e distal individualmente. Os pilares receberam torque de 20 N.cm e os parafusos protéticos de fixação da barra receberam 10 N.cm. Antes de qualquer avaliação, foi certificado que os modelos fotoelásticos encontravam-se livres de tensões residuais. A tensão (MPa) acumulada nos implantes distais sob carga distal foi aproximadamente 7 vezes maior que nas outras situações de carga. Além disso, 69% de toda tensão acumulada no sistema se manifestou no implante distal sob carga distal. Houve uma clara vantagem para as estruturas fundidas em cobalto-cromo em relação às fundidas em titânio concernente à distribuição de tensões. A análise da secção transversal demonstrou

que na comparação entre viga convencional e viga I, houve distribuição aleatória de resultados. Também ficou evidente que o número maior de implantes favorece a uma melhor distribuição de tensões. Já quando foram comparadas barras de protocolo apresentando ou não cantilever, as infraestruturas sem cantilever apresentaram um resultado marcadamente superior àquelas com cantilever. Finalmente, as infraestruturas com implantes distais retos apresentaram uma melhor distribuição de tensões. Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que o método de fotoelasticidade é um método laboratorial apropriado para análise de tensões; próteses tipo protocolo de Branemark com 5 implantes provêm uma melhor condição de distribuição de tensões do que com 4 implantes; a secção transversal da supraestrutura metálica e o tipo de liga utilizado na fundição não apresentaram relação direta com o padrão de distribuição de tensões nos implantes; a distribuição de tensões nos implantes dentários em uma prótese tipo protocolo é mais eficiente com implantes distais retos e sem extensão em cantilever (Pinto 2011).

Em 2011 Balik *et al.* observaram que a estabilidade da interface osso-implante é necessária para um resultado clínico favorável a longo prazo. As falhas que ocorrem após o carregamento funcional dos implante estão relacionadas principalmente a fatores biomecânicos. Micro movimentos e vibrações devido a forças oclusais pode levar a complicações mecânicas, tais como afrouxamento do parafuso e fraturas do pilar ou implantes. O objetivo deste estudo foi investigar a distribuição de tensão em diferentes sistemas de conexão pilar-implante sob condições de carga semelhantes. Seis diferentes projetos de conexão implante-pilar a partir de seis diferentes fabricantes foram avaliados. A investigação foi realizada com o uso método dos elementos finitos (FEM). A modelagem geométrica dos sistemas de implantes foram feitos com o software de desenho

virtual CATIA. Segundo a análise, o sistema de conexão implante-*abutment* com ângulo cônico mostrou os maiores valores de tensão e o sistema de conexão interna hexagonal implante-pilar mostrou valores mais baixos de tensão. Implante cônico e hexagonal externo são mais bem sucedidos do que outros sistemas nos casos com dimensão vertical aumentada, particularmente no posterior região.

Um ajuste de próteses inadequadas podem causar estresse sobre a interface implante/osso. O objetivo deste estudo foi comparar tensões transmitidas aos implantes usando diferentes materiais de prótese fixa para investigar uma possível correlação entre desajustes verticais e essas tensões. Quinze peças simulando prótese fixa protocolo em um modelo com cinco implantes foram fabricados e dispostos em três grupos diferentes de acordo com o material usado para seleção de elenco: Ti cp (titânio comercialmente puro), Co-Cr (cobalto-cromo) ou Ni-Cr-Ti (níquel-cromo-titânio). Cada quadro foi instalado sobre o modelo de metal com todos os parafusos apertados com um torque de 10Ncm e, em seguida, os desajustes vertical foram medidos através de um microscópio óptico. As tensões transmitidas aos implantes foram medidas através de análise fotoelástica quantitativa nos valores de tensão máxima de cisalhamento. Correlações entre desajustes verticais e tensão ao redor dos implantes não foram significativas para todos os materiais avaliados. Torres *et al.* (2011).

3. Objetivos

3. OBJETIVOS

Assim, este estudo teve como objetivos:

- a. avaliar por meio de fotoelasticidade as tensões geradas ao redor dos implantes por uma estrutura metálica para prótese tipo protocolo de Branemark com desenho geométrico em viga I fundida em monobloco com liga de cobalto-cromo (CoCr), quando submetida à carga estática no *cantilever* em função da variação do número de pilares e da inclinação dos implantes distais, antes e após o seccionamento e soldagem a laser.
- b. avaliar por meio de microscopia ótica a adaptação marginal entre pilares intermediários tipo mini pilar cônico e uma estrutura metálica para prótese tipo protocolo de Branemark com desenho geométrico em viga I fundida em monobloco com CoCr, em função da variação do número de pilares e da inclinação dos implantes distais, antes e após o seccionamento e soldagem a laser.

4. Materiais e Métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais e equipamentos utilizados encontram-se descritos nos quadros 1 e 2.

Quadro 1- Relação dos materiais utilizados.

Materiais	Descrição	Marca
Implantes		Neodent®, Curitiba, PR, Brasil
cilindros calcináveis		Neodent®, Curitiba, PR, Brasil
mini-pilar		Neodent®, Curitiba, PR, Brasil
Super-Bond®	Adesivo	Henkel Ltda., Düsseldorf, Alemanha
Resina acrílica Duralay		Reliance Dental MFG, USA
Poliéter	Material de moldagem	Impregum Soft- 3M ESPE
Silicone Master		Talmax Produtos de Prótese Dentária Ltda., Curitiba, PR, Brasil
Cera azul para enceramento		Dentaurum, Alemanha
Canais de alimentação em cera		Dentaurum, Alemanha
Redutor de tensão de superfície	Anti-bolha	Lubrofilm®, Dentaurum Ispringen, Alemanha,
Fita Keravlies	Fita para permitir a expansão do revestimento em anel metálico	Dentaurum, Pforzheim, Alemanha
CromoCast	Revestimento	Polidental® Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil
Óxido de alumínio	Jateamento	Óxido de alumínio Jateamento Polidental® Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil
Resina Araldite GY279BR	Resina fotoelástica	Huntsman, Everberg, Bélgica
Endurecedor Aradur 2963	Endurecedor da resina fotoelástica	Huntsman, Everberg, Bélgica

Quadro 2 - Relação dos equipamentos utilizados.

Materiais	Descrição	Marca
Espatulador elétrico	Turbomix	EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil
Forno elétrico de aquecimento	Moldelo Edg10p-s, para expansão do revestimento e eliminação da cera	EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil
Centrifuga elétrica		EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil
Máquina de fundição	Modelo Discovery Plasma	EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil
Microscópio óptico	Estereomicroscópio óptico comparador, modelo DFC 295	Leica, Heebugg, Suíça
Modelos em acrílico		Oficina do Departameno de Materiais Dentários e Prótese FORP- USP
Polariscópio		PS-100 Polarimeter Systems Strainoptics Inc., EUA
Projetor de perfil		Mitutoyo, Japão
Câmera digital Japão		EOS Rebel, Canon.
Célula de carga		Kratos, SãoPaulo, SP, Brasil
Máquina ISOMET 1000	Máquina de corte	Buhler®, Düsseldorf- Alemanha
Máquina de solda a laser		Desktop Dentaaurum, Alemanha

4.1 - Confeccção do modelo de trabalho

Para realização do projeto foram utilizados dois modelos mestres metálicos em forma de arco simulando a curvatura da mandíbula. O **modelo 1** é composto por cinco perfurações, três paralelas entre si e distribuídas da seguinte forma: uma na linha média e outras duas de cada lado da primeira, com distância padrão de 4,5 mm, e duas perfurações distais com inclinação de 45° de distal para mesial, tangenciando o forame mentual. O **modelo 2** é composto por quatro perfurações, paralelas entre si e equidistantes. Nas perfurações de ambos os modelos foram

rosqueados implantes de conexão cone morse, estabilizados por meio de parafusos de fixação colocados na face anterior do modelo. Sobre esses implantes foram posicionados mini pilares cônicos. Em seguida foram parafusados os cilindros calcináveis em cada mini pilar cônico presente na modelo mestre metálico, sobre eles foi posicionado a barra metálica em viga I, que foi unida aos cilindros calcináveis com cera azul para enceramento. Ao final, os análogos do mini pilares cônicos foram colados com Adesivo instantâneo universal, ao modelo mestre metálico.

Posteriormente a barra metálica foi desparafusada, restando no modelo mestre metálico apenas os análogos do mini pilar, nestes foram posicionados os transferentes de arrasto do mini pilar cônico, unidos por fio dental (figura 1). Para que a posição dos análogos do mini pilares fosse copiada, sem alteração de sua posição, foi inserida resina Duralay sobre o fio dental, de modo a cobri-lo totalmente (figura 2).

Figura 1- Guia de transferência em fio dental.

Figura 2- Guia de transferência em fio e resina Duralay.

Para a confecção do modelo de trabalho, moldou-se a posição dos análogos do mini pilares, com moldeira individual em resina acrílica, que foi confeccionada sobre um alívio em cera nº 07 com 3mm de espessura, equivalente a duas lâminas de cera nº 07, sobre os transferentes do mini pilar cônico e do fio dental com a resina Duralay(figura 3).

Figura 3 - Alívio com cera nº 07 do guia de transferência, para confecção da moldeira individual.

Ao final de sua polimerização a moldeira foi retirada e os transferentes de arrasto desparafusados, para a realização de ajustes e confecção de orifícios que serviram para extravasar o material de moldagem. Foi aplicado na porção interna da moldeira e na borda externa, o adesivo para poliéter, e esperou-se cerca de oito minutos até a sua secagem total.

Para a moldagem foi utilizado poliéter, manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Após a presa do material de moldagem, os parafusos foram soltos e o molde removido; novos análogos foram parafusados aos transferentes de arrasto, em seguida realizou-se o encaixamento do molde em poliéter com cera 07, em toda a sua extensão (figura 4).

Figura 4 - Encaixamento do molde em poliéster com cera nº 07.

O gesso para troqueis de alta expansão, para liga metálica não nobre, foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, e vazado sobre o molde em constante vibração (Figura 5).

Figura 5 - Modelo em gesso com análogos do mini pilar cônico, corretamente posicionados.

Após a presa do gesso os componentes de transferência foram desparafusados obtendo-se o modelo de trabalho com as réplicas dos mini pilares. Estes procedimentos foram realizados para os modelos mestre metálicos 1 e 2.

4.2. Confeção da barra em formato de viga I em resina

Para confecção em resina acrílica da barra em viga I para quatro implantes (figura 6), e viga I para cinco implantes (figura 7), utilizou-se uma matriz metálica cilíndrica fixada com cera nº 07 em uma placa de vidro, dentro dela de forma centralizada posicionou-se uma barra metálica com formato de viga I, e manipulou-se cerca de 100 ml de silicone para 135 gotas de catalisador, que foram vertidos em vibração constante no interior na matriz metálica, esse procedimento foi realizado para as barras de quatro e de cinco implantes.

Figura 6 - Características da Viga I para quatro implantes, com cantilever.

Figura 7- Características da Viga I para cinco implantes, sem cantilever.

4.3. Confeção dos corpos de prova

Decorridas 24 horas, removeu-se a barra metálica do interior do molde (Figura 8) e iniciou-se a confecção da barra em resina Duralay, que foi feita em duas

etapas como forma de minimizar a contração de polimerização do material. Primeiro manipulou-se a resina que foi vertida no molde sob vibração constante. Após sua polimerização final, foi realizada uma nova manipulação da resina Duralay, que foi vertida novamente no molde (Figura 9).

Figura 8 - Molde em silicone da barra metálica com formato de viga I, para cinco implantes.

Figura 9 - Vazamento da resina duralay no molde da barra metálica em viga I.

Completado o tempo de polimerização, fez-se a desinclusão do padrão em resina do molde. Esses padrões foram lixados, sobre uma placa de vidro, de forma a ficarem planos e com espessura uniforme, de acordo com as mensurações já apresentadas; as medidas foram conferidas por meio de um paquímetro digital. Foram realizados dez padrões em resina Duralay, cinco com formato de viga I para

quatro implantes e cinco com formato de viga I, para cinco implantes. As barras para quatro implantes tinham extensão distal em *cantilever* de 10 mm.

Após a finalização da acrilização, os cilindros calcináveis foram medidos e cortados de acordo com o tamanho da barra em resina, e depois foram parafusados nos análogos do mini pilar cônico fixado no modelo de trabalho, em seguida os cilindros calcináveis foram fixados na barra em resina com cera azul para enceramento (Figura 10).

Figura 10 - Cilindro calcinável parafusado no análogo do mini pilar cônico, e fixado com cera, no padrão em resina duralay.

4.4- Inclusão e fundição

Sobre a superfície livre do corpo em resina foram posicionados canais de alimentação em cera com 4 mm de diâmetro e angulação de 45°, que foram unidos entre si e unidos a base de formadora do cadinho (Figura 11). O padrão de cera foi pulverizado com spray redutor de tensão de superfície com secagem à temperatura ambiente. O anel de fundição recebeu alívio interno com fita Keravlies e foi adaptado e fixado à base formadora do cadinho. (Figura 12).

Figura 11- Posicionamento dos canais de alimentação com angulação de 45°, unidos entre si e unidos a base de formadora do cadinho.

Figura 12 - Anel de fundição com alívio interno com fita Keravlies (Dentaurum, Alemanha).

Foi utilizado o revestimento CromoCast proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante e espatulado a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico. A inclusão foi realizada em duas etapas. Primeiro, o revestimento foi pincelado na superfície interna dos cilindros para formar uma “boneca”, e posteriormente, foi completado o preenchimento total do anel sob vibração, evitando a formação de bolhas.

Cada anel assim preparado permaneceu à temperatura ambiente até o início da cristalização do revestimento. Após 40 minutos a camada mais superficial do

revestimento foi removida em recortador de gesso e o anel foi levado ao forno elétrico de aquecimento para expansão do revestimento e eliminação da cera e resina. O ciclo térmico seguiu as recomendações do fabricante, conforme figura 13. As fundições foram realizadas em centrífuga elétrica, a fusão do metal ocorreu por chama de Oxigênio/GLP.

Figura 13 - Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr

4.5- Desinclusão e acabamento

Após o processo de fundição e adequado resfriamento, as estruturas foram desincluídas e os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum. Em seguida, os corpos de prova foram jateados com óxido de alumínio de granulação de 100 mesh, sob pressão de 80lib/pol², tomando-se o cuidado de evitar que o jato danificasse as regiões de assentamento sobre os pilares. O acabamento consistiu na remoção de nódulos com brocas de tungstênio em alta rotação, sob refrigeração constante. Não foi executado polimento a fim de manter a uniformidade das peças.

4.6. Mensuração da adaptação marginal após fundição em monobloco

As leituras dos desajustes verticais foram realizadas em um estereomicroscópio, sob aumento de 20X, com parafusamento das barras no modelo de trabalho. (figura 14).

Figura 14 - Imagem obtida a partir do estereomicroscópio, na imagem pode-se observar a barra adaptada ao seu respectivo pilar, com aumento de 20X.

O modelo mestre foi posicionado em uma matriz que permitia o giro do modelo em 360°, possibilitando a visualização de todas as áreas desejadas.

Para melhor organização, os implantes foram caracterizados por letras sendo o mais distal do lado direito o “A” e o mais distal do lado esquerdo o “E”, tendo no modelo mestre de 4 implantes a seguinte sequência: “A”, “B”, “D”, “E”, e no de 5 implantes: “A”, “B”, “C”, “D”, “E”, pois havia um implante centralizado na região anterior.

Para a análise de passividade, a estrutura metálica recebeu o teste do parafuso único, ou seja, com o aparafusamento único do pilar “A”, e leitura no pilar

“A” e “E”, em seguida o pilar “A” é desparafusado e o “E” recebe o aparafusamento, realizando posteriormente a leitura nos pilares “A” e “E”.

A leitura de desajuste vertical foi realizada com todos os pilares parafusados, onde se parafusa os pilares manualmente com posterior aplicação de torque de 20 N.cm com auxílio de um torquímetro manual, na sequência: “B”, “E”, “D”, “A” para viga I com 4 implantes e “C”, “A”, “E”, “B”, “D”, para viga I com cinco implantes.

Um único examinador realizou três medidas em cada implante em três regiões diferentes de um mesmo implante, nas regiões vestibulares e linguais, obtendo-se então uma média de desajuste vertical e passividade (Figura 15).

Figura 15 - Medição em três regiões diferentes da passividade, em uma viga I em monobloco para quatro implantes, no pilar do implante não parafusado do lado oposto, ao parafusado.

4.7. Confeção do modelo fotoelástico

Para obtenção do modelo fotoelástico foram confeccionados dois modelos em acrílico como referência (Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese – FORP-USP). O primeiro modelo assumiu uma forma geométrica em quatro planos para utilização de quatro implantes, e o segundo tinha cinco planos para utilização

de cinco implantes, mantendo espessura uniforme e respeitando a curvatura do arco vestibular do modelo mestre. Essa adequação foi necessária para viabilizar a análise quantitativa das franjas fotoelásticas, já que é necessário um modelo plano.

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizado uma guia de transferência, confeccionado para a moldagem de transferência e confecção do modelo de trabalho. Esse guia é desincluído da moldeira individual, e parafusado novamente sobre os análogos do mini pilar cônico fixado no modelo mestre metálico (Figura 16).

Figura 16 - Guia de transferência posicionada sobre o modelo mestre metálico.

Sobre o modelo metálico foi posicionado um conformador metálico que serviu de encaixe para vazamento do silicone Master (figura 16). Após a presa total da borracha, em 24 horas, os parafusos dos transferentes foram afrouxados e a matriz de silicone removida da caixa molde, e sobre ela o modelo em acrílico foi posicionado; o conjunto então foi fixado em uma placa metálica onde se realizou um novo encaixamento com cera nº 07, para confecção de uma matriz de silicone para reproduzir a forma do modelo em acrílico e a posição exata dos implantes (Figura 17).

Figura 17- Encaixamento do modelo em acrílico, para confecção da matriz de silicone.

Em seguida, foi feito um alívio em cera 07, ao redor do mini pilar cônico e do mini pilar angulado, já fixados aos implantes com torque de 20 N.cm, e posicionados dentro da matriz de silicone. Os implantes angulados foram posicionados nas distais do molde para cinco implantes, o molde para quatro implantes só recebeu implantes retos (Figura 18).

Figura 18 - Implantes posicionados no molde em silicone Master, para confecção do modelo fotoelástico.

A resina fotoelástica foi manipulada na proporção de 20ml de resina Araldite GY 279 para 10ml do endurecedor Aradur 2963. Os dois componentes foram

vertidos em um *becker* e manipulados com bastão de vidro, com movimentos lentos e circulares por 15 minutos, quando se observou a ausência total de estrias na mistura. O *becker* foi levado ao interior de uma câmara de vácuo por 20 minutos para eliminação de bolhas resultantes da manipulação e da reação inicial entre os componentes da mistura, (figura 19).

Figura 19 - Resina fotoelástica na câmara de vácuo para eliminação de bolhas

A câmara do molde foi completamente preenchida e aguardou-se a polimerização final da resina sob temperatura ambiente em local fechado por 72 horas.

Decorrido este período de tempo, os parafusos dos transferentes foram desparafusados e o modelo fotoelástico removido da matriz de borracha. Desparafusou-se o mini pilar CM, do implante cone Morse retirando-se todo o excesso de resina fotoelástica. O mini pilar CM recebeu torque de 32 N.cm, com um torquímetro manual e para a remoção da tensão, o modelo foi colocado em estufa á temperatura de 50 °C, por 10 minutos, e depois se esperou seu esfriamento por mais 10 minutos.

Em seguida, o modelo foi levado a um polariscópio, figura 20, adaptado a um projetor de perfil para certificação da ausência de tensões no material fotoelástico, representado pela total ausência de franjas, e só então o modelo foi liberado para realização das leituras experimentais. A presença de franjas nesta fase indica que há tensões residuais no modelo, contra-indicando seu uso.

Figura 20 - Polariscópio preparado para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 - Primeiro filtro polarizador; 3 - Aplicador de carga; 4 - Segundo filtro polarizador e analisador; 5 - Máquina fotográfica; 6 - Leitor de carga

4.8. Avaliação da tensão ao redor dos implantes após fundição em monobloco

As infra-estruturas metálicas foram instaladas no modelo fotoelástico com torque de 10 N.cm nos parafusos protéticos por meio de torquímetro manual.

A análise de tensão cisalhante máxima foi feita com parafusamento da viga I ao modelo fotoelástico sem aplicação de tensão, com a aplicação de uma carga

central e com a aplicação de uma carga distal. A leitura foi feita nos implantes “A”, “B” em caso de viga I para 4 implantes, e “A”, “B”, “C”, em caso de viga I para 5 implantes. As análises foram feitas em dois pontos tangenciando as regiões mesial e distal de cada implante. Essa posição foi padronizada para todas as leituras com o auxílio de uma grade impressa em folha transparente e transferidas ao modelo fotoelástico fazendo perfuração no ponto desejado da folha de acetato com uma agulha curta que tocava totalmente o modelo e marcando-se o ponto com caneta de retroprojeto fina.

Estes pontos corresponderiam às áreas de concentração de estresses na região equivalente à crista óssea. A grade contém um traçado de perfil do implante e um quadriculado para identificação de pontos para leitura.

Registros fotográficos de cada carregamento foram realizados utilizando-se uma câmera digital acoplada ao polariscópio. A aplicação de carga foi realizada por um dispositivo composto por célula de carga de 50 kgf (490,33N).

Após o término de cada leitura das franjas fotoelásticas em torno dos implantes, o modelo fotoelástico recebia o alívio das tensões ficando dez minutos na estufa com temperatura de 50°C, e mais dez minutos fora da estufa para resfriamento. Em seguida o modelo era checado no polariscópio quanto à ausência total de franjas. O modelo deveria ser substituído se houvesse acúmulo de tensões residuais no material fotoelástico durante os ensaios.

Para a análise quantitativa o polariscópio foi ajustado no modo polarização circular. A ordem de franja de um ponto do modelo pode ser determinada fotografando ou traçando em papel as ordens de franja inteiras que correspondem às fases múltiplas do comprimento de onda e luz utilizada. No caso de luz branca, o espectro observado apresenta colorações típicas para ordens de franja. Assim, os

modelos fotoelásticos foram analisados após a aplicação das cargas nos diferentes pontos, conforme discriminado a seguir.

Barra com 4 implantes e cantilever:

- a) carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 21)
- b) carga distal (12 mm atrás do centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 21)

Figura 21 - Carga central (ponto médio entre os dois implantes centrais), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal).

Barra com 5 implantes sem cantilever:

- a) carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal). (Figura 22)
- b) carga distal (no centro do implante distal), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal) (Figura 22)

Figura 22 - Carga central (no centro do implante central), análise de tensões no implante 1 (central) e implante 2 (distal).

4.9. Seccionamento das infra-estruturas e procedimento de soldagem a laser

Depois da avaliação das infra-estruturas após a etapa de fundição, as mesmas foram seccionadas através da máquina ISOMET 1000 (figura 23), nas regiões interpilares, mantendo-se os espaços os mais uniformes possíveis, (figura 24). Foram realizados, também, cortes com 1mm de largura em uma viga I que foi descartada após processo de fundição por apresentar bolhas, esses cortes serviram como material de preenchimento para a realização da soldagem a laser. A infra-estrutura seccionada foi instalada sobre o modelo de gesso com torque no parafuso protético de 10 N.cm com o objetivo de padronizar o grau de aperto dos diferentes segmentos e assim minimizar a possível contração após a soldagem, e os cortes foram posicionados entre as secções da viga I.

Figura 23 - Máquina ISOMET 1000 (Buhler®, Düsseldorf- Alemanha).

Figura 24 - Viga I seccionada e posicionada no modelo de gesso para a soldagem.

A máquina de solda a laser foi ajustada em 320V e pulso de 9ms. Dois pontos de solda foram inicialmente realizados em regiões diametralmente opostas para cada pilar, e em seguida finalizada com a soldagem das regiões restantes.

4.10. Avaliação dos desajustes pilar/implante após solda a laser

Após a etapa de soldagem a laser foram realizados os mesmos procedimentos para a avaliação dos desajustes vertical e passividade, realizados nas infra-estruturas fundição em monobloco.

4.11. Avaliação da tensão ao redor dos implantes após o seccionamento e soldagem das infra-estruturas.

A avaliação da tensão ao redor dos implantes após seccionamento e soldagem das infra-estruturas foi realizada da mesma forma, da análise da tensão ao redor dos implantes após a fundição em monobloco.

5. Resultados

5. RESULTADOS

5.1. Desajuste vertical e passividade antes e após soldagem a laser.

As siglas das tabelas 1 a 4 representam: AP – lado A aparafusado. EP – lado E aparafusado, TP – todos aparafusados, LA, LB, LC, LD, LE – implantes A, B, C, D ou E respectivamente.

A tabela 1 apresenta as médias de desajuste vertical com todos os pilares parafusados e passividade com “A” e “E” parafusados da viga I em monobloco para quatro implantes.

Tabela 1- Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I monobloco com quatro implantes.

	AP		EP		TP			
	LA	LE	LA	LE	LA	LB	LD	LE
CP1	0,042	0,712	0,934	0,095	0,163	0,032	0,292	0,036
CP2	0,050	0,395	0,358	0,075	0,042	0,028	0,048	0,037
CP3	0,161	0,493	0,519	0,145	0,033	0,096	0,104	0,081
CP4	0,033	0,664	1,032	0,081	0,036	0,035	0,054	0,074
CP5	0,040	0,374	0,427	0,077	0,050	0,046	0,049	0,094

A tabela 2 apresenta as médias de desajuste vertical com todos os pilares parafusados e passividade com “A” e “E” parafusados da viga I em monobloco para cinco implantes.

Tabela 2- Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I monobloco com cinco implantes.

	AP		EP		TP				
	LA	LE	LA	LE	LA	LB	LC	LD	LE
CP6	0,175	1,284	2,484	0,274	0,933	0,564	0,350	0,051	0,394
CP7	0,122	0,520	0,289	0,024	0,032	0,034	0,037	0,040	0,045
CP8	0,088	0,943	0,465	0,116	0,035	0,037	0,069	0,140	0,106
CP9	0,322	1,237	0,577	0,059	0,363	0,036	0,067	0,039	0,175
CP10	0,074	1,026	0,308	0,132	0,166	0,038	0,060	0,083	0,072

A tabela 3 apresenta as médias de desajuste vertical com todos os pilares parafusados e passividade com “A” e “E” parafusados da viga I seccionada e soldada a laser para quatro implantes.

Tabela 3- Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I seccionada e soldada a laser para quatro implantes.

	AP		EP		TP			
	LA	LE	LA	LE	LA	LB	LD	LE
CP1	0,024	0,351	0,427	0,042	0,018	0,021	0,026	0,041
CP2	0,067	0,149	0,275	0,038	0,055	0,034	0,042	0,038
CP3	0,030	0,465	0,437	0,060	0,023	0,020	0,073	0,174
CP4	0,025	0,328	0,245	0,054	0,020	0,023	0,022	0,038
CP5	0,025	0,216	0,352	0,045	0,019	0,037	0,017	0,062

A tabela 4 apresenta as médias de desajuste vertical com todos os pilares parafusados e passividade com “A” e “E” parafusados da viga I seccionada e soldada a laser para cinco implantes.

Tabela 4- Média de desajuste vertical com todos os pilares parafusados, e da passividade com “A” e “E” parafusados, para viga I seccionada e soldada a laser para cinco implantes.

	AP		EP		TP				
	LA	LE	LA	LE	LA	LB	LC	LD	LE
CP6	0,026	0,269	0,205	0,090	0,022	0,031	0,025	0,016	0,078
CP7	0,009	0,016	0,204	0,012	0,016	0,022	0,095	0,030	0,020
CP8	0,115	0,123	0,090	0,019	0,043	0,031	0,020	0,022	0,025
CP9	0,048	0,376	0,219	0,022	0,022	0,033	0,027	0,032	0,013
CP10	0,030	0,278	0,314	0,049	0,016	0,110	0,089	0,028	0,021

Os dados foram submetidos à análise estatística. A tabela 5 apresenta a média e o desvio padrão dos G1 (Prótese com quatro implantes) e G2 (Prótese com cinco implantes). A passividade e o desajuste vertical considerando-se a quantidade de implantes, se quatro (G1) ou cinco implantes (G2), por se tratarem de dados

independentes foram analisados pela Análise de Variância “ANOVA”, com grau de significância de $p \leq 0,05$. (tabela 6)

Tabela 5- Média e desvio padrão para viga I de quatro e cinco implantes.

Prótese	Implante	Média	Desvio Padrão	N
G1	1	.0799	.04371	10
	2	.5908	.23888	10
	Total	.3354	.31085	20
G2	1	.1386	.09447	10
	2	.9133	.66230	10
	Total	.5260	.60823	20
Total	1	.1092	.07772	10
	2	.7521	.51203	10
	Total	.4306	.48643	40

Tabela 6- Análise de Variância da passividade em viga I em monobloco para quatro e cinco implantes, antes da soldagem.

	Soma dos quadrados	DF	Valor quadrático médio	Frequência	Significância
Prótese	.363	1	.363	2.869	.099
Leitura no implante	4.132	1	4.132	32.628	.000
Erro	4.559	36	.127		
Total	16.646	40			
Total corrigido	9.228	39			

Pelo teste de Análise de Variância “ANOVA”, tabela 6, observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa, entre as vigas I em monobloco de quatro ou cinco implantes com relação a passividade ($p=0,09$), porém houve diferença significativa na passividade entre o lado parafusado e o lado não parafusado ($p=0,000$).

A Análise de Variância após a solda a laser (tabelas 7 e 8), revela que houve diferença estatisticamente significativa comparando-se a viga I seccionada e soldada

a laser de quatro e cinco implantes, resultando em maior passividade ($p=0,025$), para o G1- quatro implantes em relação ao G2 - cinco implantes, e passividade maior no implante parafusado comparando-se com o lado oposto, implante não parafusado ($p=0,000$).

Tabela 7- Média e desvio padrão das vigas I de 4 e 5 implantes.

Prótese	Implante	Média	Desvio Padrão	N
G1	1		.01547	10
	2	.0410	.10313	10
	Total	.3245	.16218	20
		.1827		
G2	1	.0420	.03502	10
	2	.2094	.10864	10
	Total	.1257	.11639	20
Total	1	.0415	.02635	10
	2	.2669	.11880	10
	Total	.1542	.14229	40

Tabela 8- Análise de Variância da passividade em viga I em monobloco para quatro e cinco implantes.

	Soma dos quadrados	DF	Valor quadrática médio	Frequência	Significância
Prótese	.033	1	.033	5.447	.025
Leitura no implante	.508	1	.508	85.057	.000
Erro	.215	36	.006		
Total	1.741	40			
Total corrigido	.790	39			

A comparação das vigas antes e depois da soldagem a laser são dados pareáveis, e sua análise estatística foi feita pelo Teste de Tukey, com a comparação das médias, e grau de significância para o teste de $p \leq 0,05$.

Ao avaliar as médias de passividade antes e após a solda a laser nas vigas I parafusadas em quatro (G1) ou cinco implantes (G2), pelo Teste de Tukey (tabela 9), observou-se que há diferença estatística de passividade entre as vigas I, antes (AS) e após (DS) a solda a laser, $p=0,000$, mostrando maior passividade nas vigas I seccionadas e soldadas.

Tabela 9- Teste de Tukey, para comparação da passividade das vigas I de quatro e cinco implantes antes e após solda a laser.

Teste com amostras pareadas								
	Média	Desvio padrão	Erro padrão	95% Intervalo de confiança		t	df	Significância
				Inferior	superior			
Desajuste AS	.27643	.42642	.06742	.14005	.41280	4.100	39	.000
Desajuste DS								

As tabelas 10 e 12 apresentam os resultados de média e desvio padrão das vigas apoiadas sobre 4 ou 5 implantes, antes (AS) e após (DS) soldagem a laser, respectivamente.

Para a análise de desajuste vertical, ou seja, com parafusamento de todos os pilares, foi utilizado o Teste de Análise de Variância “ANOVA”, tabela 11 e 13, onde não se observou diferença estatisticamente significativa quando se comparou viga I em monobloco para quatro implantes e viga I em monobloco para cinco implantes ($p=0,063$) e nem na comparação de viga I seccionada e soldada para quatro implantes e viga I seccionada e soldada para cinco implantes ($p=0,616$).

Tabela 10- Média e desvio padrão, do desajuste vertical, em viga I monobloco para quatro e cinco implantes.

	Prótese	N	Média	Desvio padrão	Erro padrão
Desajuste AS	G1	20	.0715	.06180	.01382
	G2	25	.1586	.02140	.04281

Tabela 11- Análise de variância das vigas I em monobloco para quatro e cinco implantes.

		Teste de Levene para igualdade de variância		Teste-t para igualdade de médias						
									95% Intervalo de confiança	
		F	Sig	T	DF	Sig. (2-tailed)	Média	Erro padrão	Inferior	Superior
Desajuste AS	Variâncias Iguais	9.001	<u>.004</u>	-1.759	43	.086	-.08714	.04953	-.18703	.01275
	Variâncias Diferentes			-1.937	28.847	<u>.063</u>	-.08714	.04498	-.17916	.00488

Tabela 12- Média e desvio padrão, do desajuste vertical, em viga I seccionada e soldada para quatro e cinco implantes.

	Prótese	N	Média	Desvio padrão	Erro padrão
Desajuste DS	G1	20	.0402	.03519	.00787
	G2	25	.0355	.02686	.00537

		Teste de Levene para igualdade de variância		Teste-t para igualdade de médias						
									95% Intervalo de confiança	
		F	Sig.	T	DF	Sig. (2-tailed)	Média	Erro padrão	Inferior	Superior
Desajuste DS	Variâncias Iguais	.053	<u>.820</u>	.505	43	<u>.616</u>	.00467	.00925	-.01398	.02332
	Variâncias Diferentes			.490	34.851	.627	.00467	.00953	-.01467	.02401

Na comparação entre as vigas I com quatro e cinco implantes, antes e após a solda a laser, utilizando Teste estatístico de Tukey ($p \leq 0,05$) tabela 14 e 15, observou-se que houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,003$) com desajuste médio antes de 0,169 mm (SD: 0,025), e após a solda desajuste médio de 0,030 mm (SD: 0,004).

Tabela 14- Média e desvio padrão das viga I com quatro e cinco implantes antes(AS) e após(DS) a solda.

	Média	N	Desvio padrão	Erro padrão
Desajuste AS	.1199	45	.16898	.02519
Desajuste DS	.0376	45	.03056	.00456

Tabela 15- Teste de Tukey, para comparação do desajuste vertical das vigas I de quatro e cinco implantes antes e após solda a laser.

Teste com amostras pareadas								
	Média	Desvio padrão	Erro padrão	95% Intervalo de confiança		t	df	Significância
				Inferior	superior			
Desajuste AS								
Desajuste DS	.08236	.17417	.02596	.03003	.13468	3.17 2	44	.003

5.2. Resultados da análise fotoelástica

As vigas I em monobloco e a soldada e seccionada, para quatro e cinco implantes foram submetidas a análise fotoelástica afim de se visualizar a distribuição de tensão em cada situação. Cada situação clinica foi simulada apenas uma vez, impossibilitando a aplicação de análise estatística. As figuras 25 e 26 mostram as fotos dos implantes central e distal sem tensão, com tensão central e com tensão distal, para os quatro tipos de viga I. A escolha da viga I para a análise fotoelástica foi aleatória.

Figura 25 - Fotos da análise fotoelástica dos modelos com quatro e cinco implantes, e viga I em monobloco.

Figura 26 - Fotos da análise fotoelástica dos modelos com quatro e cinco implantes, e viga I seccionada e soldada.

As tabelas 16, 17 e 18 mostram os valores de tensão obtidos nos pontos de leitura, antes e após a soldagem a laser das vigas I, sem aplicação de tensão, com aplicação de tensão central, e com aplicação de tensão distal respectivamente.

Tabela 16- Valores de tensão ao redor do implante obtidos pela análise fotoelástica, sem aplicação de tensão, nos modelos com viga I em monobloco para quatro e cinco implantes, e nos modelos com viga I seccionada e soldada para quatro e cinco implantes.

	Sem Tensão					
	1	2	3	4	5	6
MONOBLOCO 4 IMP	0,06	0,55	0,48	0,27		
SOLDADA 4 IMP	0,11	0,06	0,19	0,46		
MONOBLOCO 5 IMP	0,00	0,00	0,21	0,00	2,90	0,21
SOLDADA 5IMP	0,04	0,00	0,47	0,96	0,80	0,75

Tabela 17- Valores de tensão ao redor do implante obtidos pela análise fotoelástica, com aplicação de tensão central, nos modelos com viga I em monobloco para quatro e cinco implantes, e nos modelos com viga I seccionada e soldada para quatro e cinco implantes.

	Tensão Central					
	1	2	3	4	5	6
MONOBLOCO 4 IMP	0,88	1,85	0,15	0,26		
SOLDADA 4 IMP	0,22	0,05	0,57	0,54		
MONOBLOCO 5 IMP	0,00	0,11	0,00	0,61	1,03	0,59
SOLDADA 5IMP	0,65	0,44	0,35	0,98	0,83	1,65

Tabela 18- Valores de tensão ao redor do implante obtidos pela análise fotoelástica, com aplicação de tensão distal, nos modelos com viga I em monobloco para quatro e cinco implantes, e nos modelos com viga I seccionada e soldada para quatro e cinco implantes.

Tensão Distal						
	1	2	3	4	5	6
MONOBLOCO 4 IMP	1,73	0,31	0,36	1,44		
SOLDADA 4 IMP	0,14	2,51	0,15	0,05		
MONOBLOCO 5 IMP	0,85	1,28	0,11	0,20	1,17	0,80
SOLDADA 5IMP	1,03	2,82	0,16	0,78	0,37	0,45

Figura 27- Gráfico representativo da tensão gerada pelas vigas I, ao redor dos implantes, antes e depois da solda a laser.

A figura 27 mostra o gráfico onde a viga I com cantilever, ou seja, viga I para quatro implantes, após a solda, gera uma melhor distribuição de tensão em comparação a todas as outras situações estudadas, seja a carga aplicada central ou distalmente. A viga I apoiada sobre cinco implantes, sem cantilever, em monobloco

apresenta melhor distribuição de tensão em comparação ao monobloco 4 implantes e soldada 5 implantes .

As cargas aplicadas distalmente, ou seja, em cantilever não geram maiores tensões aos implantes

Quando não há a aplicação de carga, as vigas I seccionadas e soldadas a laser geram melhor distribuição de tensão, independentemente se apoiadas em 4 ou 5 implantes, pois o seccionamento e soldagem das vigas I geram melhor adaptação.

6. Discussão

6. Discussão

Novos materiais altamente eficazes e técnicas de tratamento têm sido desenvolvidos na odontologia, permitindo a reabilitação oral cada vez melhor de pacientes parcialmente ou totalmente desdentados, com aparelhos fixos, removíveis, ou com prótese implanto suportada (Turcio *et al.*, 2009).

A prótese protocolo de Branemark teve um impacto decisivo e duradouro sobre a vida de milhões de pessoas em todo o mundo desde seu advento nos meados dos anos 1960, proporcionando uma mudança radical na qualidade de vida de seres humanos totalmente desprovidos de dentes, também chamados de inválidos orais.

Um dos principais requisitos de uma prótese é que ela consiga resistir às demandas mecânicas, e para a sua avaliação podemos utilizar os seguintes métodos de análise: (1) análise de elementos finitos, (2) análise birrefringentes (fotoelasticidade), (3) análise por *strain-gauge*, e (4) avaliação de resistência de ligação entre o implante e o tecido ósseo, através de cisalhamento, tração e compressão. A fotoelasticidade é um método experimental para determinar a distribuição de estresse de um material, é usada principalmente para avaliar a possibilidade de falha de um dispositivo específico. Juntamente com outros métodos de análise, ela permite o cálculo das condições existentes em cada ponto da superfície do material (tensões e deformações), ou pelo menos nos pontos supostamente críticos (Turcio *et al.*, 2009, Assunção *et al.*, 2009).

Alguns aspectos devem ser levados em consideração na escolha do sistema de retenção de prótese sobre implantes, tais como a reversibilidade, previsibilidade de retenção, estética e dificuldade técnica. Em casos

extensos, particularmente na presença de cantilever e do espaço desdentado limitado, o uso de uma prótese parafusada é sugerido devido à sua capacidade de reversibilidade e previsibilidade de retenção (Pellizzer *et al.*, 2010). As próteses do presente estudo foram todas parafusadas.

Em alguns casos a anatomia e morfologia do rebordo residual podem gerar a necessidade de utilização indesejada de implantes angulados, para a reabilitação protética. Em geral, os implantes são inseridos com uma angulação ideal, mas podem ocorrer casos em que a anatomia e morfologia do rebordo residual podem ditar uma angulação implante indesejáveis para a reabilitação protética (Clelland *et al.*, 1995, Balshi *et al.*, 1997).

O estudo da interface pilar e implante é bastante importante para o sucesso do tratamento reabilitador. A fundição em monobloco possibilita a avaliação imediata do ajuste, menor tempo clínico, pois não há o procedimento de soldagem, máxima resistência dos conectores, porém o maior comprimento da estrutura em monobloco gera maior desadaptação (Schiffleger *et al.*, 1985).

Sahin e Cehreli (2001), afirmaram que as discrepâncias marginais devem ser minimizadas, buscando-se sempre um assentamento passivo desta prótese. A desadaptação da prótese pode gerar desaperto do parafuso (Kallus e Bessing, 1994). Aparentemente a estabilização de uma prótese por todo o arco dental por alguns implantes previne micromovimentos desses implantes durante a fase inicial de cicatrização, o que permite aposição óssea direta e osseointegração ao invés da formação de encapsulamento fibroso (Gaber *et al.*, 2001).

A micromovimentação é prevenida com o menor índice de desaperto da prótese, causando conseqüentemente maior união entre pilar e implante (Binon, 1995; Khrsist *et al.*, 2006).

Nas situações de análise de passividade, sem aplicação de cargas, as vigas I seccionadas e soldadas geraram melhor distribuição de tensão, pois o seccionamento e soldagem das vigas I geraram melhor adaptação.

Devido ao alto custo da ligas áuricas, outras ligas estão sendo avaliadas para a confecção de infra-estrutura de prótese sobre implante. Por possuir alto módulo de elasticidade, biocompatibilidade, resistência a corrosão, baixo custo, baixo peso específico, a liga utilizada para esse trabalho foi a liga de cobalto-cromo. Como possui alto ponto de fusão fica impossibilitada a utilização de cilindro pré-fabricado de ouro, sendo necessária a utilização de cilindros calcináveis fundíveis, isso pode gerar problemas quanto à adaptação marginal (Goll *et al.*, 1991). Além disso, o alto custo dos cilindros usinados em metais nobres, bem como das ligas preciosas utilizadas em conjunto, popularizou em mercado os componentes calcináveis. Confeccionados em plástico, podem ser submetidos a processo convencionais de fundição, em ligas metálicas não nobres.

O teste do parafuso único já é bastante conceituado na literatura, para avaliação da passividade (Silva, 2003; Souza, 2003; Chang *et al.*, 2005; Barbosa, 2006).

O seccionamento e soldagem das peças para melhorar o desajuste vem sendo bastante empregado nos estudos em odontologia (Waskewicz *et al.*, 1994; Lang Lang, 1997; Watanabe *et al.*, 2000, Torres *et al.*, 2011).

Barbosa (2006) realizou um trabalho avaliando o ajuste do pilar UCLA/implantes e a tensão gerada ao redor do implante após procedimento de fundição em monobloco e soldagem a laser das infra-estruturas confeccionadas em Ni-Cr-Ti, Co-Cr, Ti cp, e observou que se obtém uma estrutura mais passiva após a soldagem

a laser, mais não se consegue obter a passividade total da estrutura mesmo após a soldagem.

Nesse estudo observou-se que o seccionamento e soldagem a laser da viga promovem menor desadaptação vertical e maior passividade. Barbosa (2006), também observou uma melhor adaptação das estruturas quando elas eram submetidas a seccionamento e soldagem a laser. Assim como em seu estudo, as estruturas desse trabalho não se apresentavam passividade no teste de parafuso único, com a leitura de passividade do implante oposto. Esses resultados mostraram que a passividade com a viga I em monobloco, não é diferente para prótese de quatro e cinco implantes, porém após a soldagem a viga I para quatro implantes foi mais passiva que a viga I para cinco implantes, isso se deve provavelmente pela extensão da peça para cinco implantes ser maior e com maior quantidade de implantes para se ajustar.

Jemt e Book (1996), estudaram o desajuste e a perda óssea radiograficamente em 14 pacientes (7 maxilas e 7 mandíbulas), por um ano, observando que nenhuma prótese apresentou-se completamente passiva, os autores também notaram que não houve mudança da perda óssea marginal entre os diferentes graus de desadaptação encontrado.

Para a avaliação da distribuição de tensão após carregamento mecânico sobre barras apoiadas em 5 implantes, com implantes distais inclinados ou em 4 implantes equidistantes foi utilizada a análise fotoelástica, uma técnica segura e conceituada pela literatura (Akama *et al.*, 2008).

Chao *et al.*, (1988) utilizaram a fotoelasticidade para avaliar a possibilidade de usar uma liga de cromo-cobalto para construção de estruturas metálicas em

próteses parciais fixas implanto-suportadas. Em 2009, Turcio *et al.*, concluíram que a fotoelasticidade tem grande aplicabilidade na reabilitação em odontologia.

Com a ajuda da fotoelasticidade para a avaliação da distribuição de tensão, foram obtidos resultados que mostram que a viga I com cantilever, ou seja, viga I apoiada sobre quatro implantes após a soldagem a laser, gerou uma melhor distribuição de tensão quando comparada a viga I apoiada sobre quatro implantes em monobloco. Já, na viga I apoiada sobre cinco implantes, em monobloco, a distribuição de tensão foi melhor que a viga I apoiada em cinco implantes seccionada e soldada a laser. Esses resultados obtidos podem ser atribuídos ao ponto de solda, que é um ponto frágil da infraestrutura.

Um dos problemas da solda a laser é a dificuldade de soldagem em materiais de alta condutibilidade térmica e a possibilidade de formação de porosidades na região soldada devido sua rápida solidificação (Liu *et al.*, 2002). Se a abertura na região do corte para soldagem for grande uma maior quantidade de pulsos de laser e adição de metal extra serão necessárias, resultando em grande susceptibilidade de falhas (Aguiar *et al.*, 2009). Para Zulpancic, *et al.* (2006) a solda a laser promove excelente resistência à corrosão nas uniões de ligas de Co-Cr, mas a resistência é limitada devido a pouca penetração da solda.

De acordo com Al-Bayaa *et al.* (2011) a técnica de soldagem a laser pode não ser apropriada em estruturas de ligas de cobalto cromo, pois numa análise por microscopia de varredura de estruturas de Co-Cr soldadas a laser observou-se a presença de fendas, poros e constricções da superfície externa das estruturas a despeito do índice de penetração da solda de 70%. Tartari *et al.* (2011) observaram que corpos de prova de Co-Cr soldados a laser e analisados por microscopia de

varredura mostraram que a microestrutura da liga fundida foi alterada na região da solda.

Para Nunez-Pantoja *et al.* (2011) a fadiga pode ocorrer devido a presença de defeitos como inclusão de bolhas, modificadores da rugosidade superficial e variáveis metalúrgicas. Assim, a despeito de uma melhor adaptação, uma estrutura soldada a laser pode não apresentar a mesma resistência a fadiga quando comparadas a estruturas intactas.

Assim, possivelmente essas desvantagens da solda a laser provocou alguma alteração na resistência da barra apoiada sobre 5 implantes, que após a soldagem pode não ter uma resistência favorável à carga aplicada, levando a uma distorção da barra, concentrando os esforços na área mais distal. Novos estudos, com repetição de modelos fotoelásticos ou por análise utilizando-se elementos finitos podem esclarecer se tal fato é verdadeiro.

Aliado a esse problema a localização do ponto de solda pode ter influenciado os resultados. Na barra apoiada sobre cinco implantes a solda está localizada entre os dois implantes distais e a carga foi aplicada sobre o implante mais distal, portanto, próxima ao ponto de solda. Já na barra apoiada sobre os quatro implantes eqüidistantes o ponto de solda ficou localizado entre os dois implantes, e a carga foi aplicada para distal desse ponto, sobre a região do cantilever, portanto numa distância maior do ponto de solda, conforme pode ser visualizado na figura 28. Essa região, supostamente mais resistente, pode distribuir as tensões ao osso de modo mais uniforme e numa área mais extensa.

A viga I permite a utilização de menos metal no processo de fundição, por ter infra-estrutura mais estreita em alguns pontos, consequentemente são mais leves, com mesma resistência que as vigas convencionais e com menor custo. Mas no

caso da soldagem haverá menor quantidade de metal na área soldada o que pode levar ao enfraquecimento da barra, podendo ter sido mais um fator que influenciou os resultados do presente estudo.

Figura 28- Barra confeccionada sobre cinco implantes e os pontos de solda central e distais.

7. Conclusão

7 - CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos no presente estudo e literatura revista pode-se concluir que:

1. Passividade e desajuste vertical em vigas I em monobloco:
 - A passividade em monobloco para viga I de quatro e cinco implantes, é menor na leitura do pilar oposto, mas não há diferença de passividade entre as vigas de quatro e cinco implantes;
 - Não há diferença entre as vigas I em monobloco com relação ao desadaptação vertical;
2. Passividade e desajuste vertical em vigas I seccionada e soldadas:
 - A passividade em viga I de quatro e cinco implantes seccionados e soldada, é menor na leitura do pilar oposto;
 - A viga I para quatro implantes apresentou maior passividade do que a viga I para cinco implantes, após procedimento de seccionamento e soldagem a laser;
 - Não há diferença entre as vigas I seccionada e soldada com relação a desadaptação vertical;
3. Comparação de passividade e desajuste vertical entre as vigas I, antes e após a soldagem a laser (monobloco x soldada):
 - Houve uma melhora na passividade e desadaptação vertical nas vigas I após a soldagem a laser.

4. Análise da distribuição de tensão antes e após a soldagem a laser das vigas I:
- Houve uma melhor distribuição de tensão, na viga I para quatro implantes, após a soldagem a laser;
 - Não houve melhora na distribuição de tensão na viga I para cinco implantes após a soldagem a laser;
 - Na leitura sem aplicação de tensão a distribuição de tensão foi menor após a soldagem a laser para as duas vigas I.

Referências

REFERÊNCIAS

1. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont*. 2010; 19(6):425-431.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4):347-359.
3. Aguiar FA Jr, Tiossi R, Rodrigues RC, Mattos Mde G, Ribeiro RF. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *J Prosthodont*. 2009; 18(3):230-4.
4. Al-Bayaa N, Al-Bayaa NJ, Clark RK, Juszczak AS, Radford DR. The fatigue life of a cobalt-chromium alloy after laser welding. *Eur Prosthodont Restor Dent*. 2011; 19(1):11-4.
5. Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(1):38-42.
6. Alves BP. Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após a soldagem a laser. 2003. 101 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2003.
7. Akama CM, Klee De Vasconcellos D, Jóias RM, Balducci I, Bottino MA. In vitro evaluation of cast cylinders rectifiers in the marginal misfit of implant-supported prosthesis. *Revista Odonto*. 2008; 37(1):19-29.
8. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009; 20(4):1173-1177.
9. Barbosa GAS. Avaliação do ajuste pilar UCLA/implante e da tensão gerada ao redor dos implantes após procedimentos de fundição em monobloco e soldagem a laser de infra-estruturas confeccionadas em diferentes materiais. Ribeirão Preto. 2006. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

10. Barbosa GAS, Neves FD, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/Abutment Vertical Misfit of One-Piece Cast Frameworks Made with Different Materials. *Braz Dent J*. 2010; 21(6):515-519
11. Balik A, Ozdemir Karatas M, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the force distribution around commercially available dental implants: A 3d finite element analysis. *J Oral Implantol*. March 2011, 37(1): 133-140.
12. Balshi TJ, Wolfinger, G.J. Immediate loading of Branemark implants in edentulous mandibles: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 6(4) :83-88.
13. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent*. 2011; 105(1):5-13.
14. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jan-Feb; 14(1):69-71.
15. Bezerra FJB, Azoubel E. Técnica de implantes inclinados para tratamento da maxila edêntula. *Innovations Journal*, São Paulo, 2002; 6(31): 31-35.
16. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(2):62-78.
17. Branemark PI, Engstrand P, Ohnrell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Brånemark Novum®: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 1999;1(1):16-22.
18. Branemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*. 1995; 6(4):227-231.
19. Brånemark R, Ohnrell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials*. 1997; 18(14):969-978.

20. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29:197-212.
21. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(2):184-192.
22. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clinical Implant Dentistry Related Research*. 2005; 7(1):12-21.
23. Calesine G, Bruschi GB, Scipioni A, Micarelli C, Di Felice A. One-piece castings in fixed prosthodontics: A study of marginal adaptation using computerized SEM images. *Int J Prosthodont, Lombard*. 2000; 13(4):271-281.
24. Campi J, Laurito et al. Passividade da prótese sobre implante. *Innov. Implant. J., Biomater. Esthet. (Online)* 2010; 5(3): 53-59.
25. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence publishing. 1987; 1:185-203.
26. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(1):90-94.
27. Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. 2000. 103 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia (Reabilitação Oral)) - Universidade de São Paulo. Bauru, 2000.
28. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard*. 1995; 8(5):541-548.
29. Contreras EFR. Influência da soldagem “laser”, eletroerosão e ciclos de cocção da porcelana no desajuste marginal de próteses fixas implanto-retidas fundidas em titânio comercialmente puro e titânio-alumínio-vanádio. 2004. 131 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2004.

30. Costa HMF, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. *Braz. Dent. J.* [online]. 2003; 14(3):197-202.
31. Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implants framework castings from 2 casting system. In *J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20(5):720-752.
32. Chao Y, Zarb GA, Judes H. A study into the use of chromium-Vs-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. *Clin Mater*. 1988; 3:309-315.
33. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(5):541-548.
34. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*. 1995; 4(2):95-100.
35. Damasceno, ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. 2005. 111f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2005.
36. Deines D, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993; 13(6):549-541.
37. Garber DA, Salama MA, Salama H. Immediate total tooth replacement. *Compendium*. 2001; 22(3):210-216.
38. Gonçalves MC. Influência do tipo de fundição e uso de retificação na interface pilar/cilindro na adaptação marginal e tensão peri-implantar sobre conexão protética tipo Micro-Unit. 2009. 86f. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2009.
39. Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant framework: Part.1 – Clinical procedures. *J Prosth Dent*. 1991; 66(3):377-384.

40. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. *J Prosthet Dent.* 1972; 3(3):63-64.
41. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1980; 14(3):209-214.
42. Hélliden LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13(2):190-196.
43. Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res.* 1977; 56(2):128-134.
44. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(8):557-564.
45. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11:620–625.
46. Jung UW, Choi JY, Kim CS, Cho KS, Chai JK, Kim CK, Choi SH. Evaluation of mandibular posterior single implants with two different surfaces: a 5-year comparative study. *J Periodontol.* 2008; 79(10):1857-1863.
47. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *J Oral Maxillofac Implants, Lombard.* 1994; 9 (2):169-178.
48. Kinini ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 2(1):11-14.
49. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil, Denmark.* 2004; 31(5):477-82.
50. Leão SM, Feltrin PP, Inoue RT, Auler M. Comparative analysis of marginal misfit of Co-Cr, laser welded, implant-supported fixed partial prosthesis before and after porcelain build-up. *Innov Implant J, Biomater Esthet.* 2010; 5(2): 9-13.

51. Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. *Dent Mater*. 2002; 18(2):143-148.
52. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*, Hamilton. 2003; 5(1):2-9.
53. Maló P, Rangert B., Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*. 2005; 7(1):88-94.
54. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1997; 77(5):497-502.
55. McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent*. 1993; 70(1):17-20.
56. Migliorança RM, Nagahisa RT, Mayo, T, Viterbo R, Barletta S; Coppedê A, Pinto HO, Dias SC, Icvila GB. Uma nova abordagem protético reabilitadora para o tratamento dos desdentados totais. *Implant News*. 2007; 4(1):131-137.
57. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*. 1995; 8(6):511-516.
58. Monteiro DR, Goiato MC, Gennari Filho H, Pesqueira AA. Passivity in implant-supported prosthesis. *J Craniofac Surg*. 2010; 21(6):2026-2029.
59. Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strenght of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil*. 2011; 38(3):196- 201.
60. Öhrnell LO. Surgical aspects, zygomatic fixture: talk of the time. Nobel Biocare, Stockholm. 1999; 4(1):1-8.
61. Oliveira, S. A. G. e GOMIDE, H. A., 1990, "Fotoelasticidade plana- material e técnica". *Anais do IX CBECIMAT*. Águas de São Pedro- SP, p. 608-614.

-
62. Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol*. 2011 Aug;37(4):401-10.
 63. PINTO, HO. Análise da distribuição das tensões em implantes suporte de prótese total fixa em função do número e inclinação dos implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever e forma da secção transversal da infraestrutura. Ribeirão Preto, 2011. 232 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.
 64. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after na observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15(6):667-676.
 65. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007; 18:97-113.
 66. Riedy SJ, Lang BR, Lang B.E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent, Saint Louis*. 1997; 78(6):596-604.
 67. Sahin S, Çehreli MC. The signifi cance of passive framework fi t in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2):85-92.
 68. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent*. 1985; 54(6):770-776.
 69. Silva TBP. Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo, 2001. 98 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2001.
 70. Silva, TBP. Influência de componentes protéticos, soldagem a laser e eletroerosão na passividade de próteses sobre implantes. 2003.101.f. Dissertação (Doutorado em clínica odontológica)- Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

71. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983; 49(6):843-848.
72. Sousa SA. Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão. 2003. 84 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2003.
73. Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. J Prosthodont. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont*. 2011; 20(4):280-285.
74. Tartari A, Clark RK, Juszczuk AS, Radford DR. Tensile strenght of laser welded cobalt-chromium alloy with and without an argon atmosphere. *Eur Prosthodont Rrestor Dent*. 2010; 18(2):60-5.
75. Tiossi, R. Avaliação da precisão de adaptação de prótese sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr e Co-Cr e em Ti cp, antes e após soldagem a laser e após a simulação da aplicação da cerâmica. 2006. 131p. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
76. Tiossi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont*. 2008; 21(2):121-123.
77. Tiossi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabil*. 2010; 37(5):359-63.
78. Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(4):467-472.
79. Torres, E.M. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco-análise fotoelástica. 2005. 129f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral)-Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

-
80. Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and trasmitted to implants from metal frameworks. *J Biomechanics*. 2011; 44(9):1735-1739.
 81. Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic Analysis of Stress Distribution in Oral Rehabilitation *J Craniofac Surg*. 2009; 20(2):471-474.
 82. Uludamar A.; Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II : efficacy of the preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(1):16-20.
 83. Vasconcellos DK. Controle da alteração dimensional térmica em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: estudo in vitro. [Mestrado]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2002. 64p.
 84. Von Gonten A.S, Medina T Jr, Woolsey GD, Hill DR. Modifications in the design and fabrication of mandibular osseointegrated fixed prostheses frameworks. *J Prosthodont*. 1995; 4(2):82-89.
 85. Zupancic R, Legat A, Funduk N Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(4):273-282.
 86. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant phostesis. *Int J Oral Maxilofac Implants*. 2000; 15(2):209-218.
 87. Waskewiks GA, Ostrowiski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fi xed prothesis attached of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(4):405-411.
 88. Wicks RA, deRijk WG, Windeler AS. An evaluation of fit in osseointegrated implants components using torque/turn analysis. *J Prosthodont*. 1994; 3(4):206-212.
 89. Zupancic R, Legat A, Funduk N. Tensile strength and corrosion resistance of brazed and laser-welded cobalt-chromium alloy joints. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(4):273-282.