**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

MAX DÓRIA COSTA

Avaliação da deformação média gerada nos intermediários e na região peri-implantar durante as etapas de confecção da prótese parcial fixa parafusada – análise com *strain gauges*

**BAURU
2011**

MAX DÓRIA COSTA

Avaliação da deformação média gerada nos intermediários e na região peri-implantar durante as etapas de confecção da prótese parcial fixa parafusada – análise com *strain gauges*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Versão corrigida

**BAURU
2011**

C823a	<p>Costa, Max Dória</p> <p>Avaliação da deformação média gerada nos intermediários e na região peri-implantar durante as etapas de confecção da prótese parcial fixa parafusada – análise com <i>strain gauges</i> / Max Dória Costa – Bauru, 2011.</p> <p>154 p.: il.; 30 cm.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo</p> <p>Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo</p>
-------	---

Nota: A versão original desta dissertação/tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

<p>Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.</p> <p>Assinatura:</p> <p>Data:</p>

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

A **Deus**, detentor de toda a sabedoria, que ilumina o caminho em busca dos meus sonhos.

Aos meus pais, **Neves** e **Marleide** que me conceberam o prazer de viver! Indispensáveis para a minha formação pessoal, sempre dispostos a incentivar e lutar pelos meus objetivos.

Ao meu irmão, **Marcello**, companheiro com o qual divido momentos, idéias e pensamentos inesquecíveis.

À minha namorada, **Andreza**, que me acompanhou e apesar da distância se fez presente em todos os momentos, incentivando e apoiando as minhas decisões.

Amo todos vocês!

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS E AOS PROFESSORES

Em especial ao meu orientador, **Prof. Dr. José Henrique Rubo** sempre amigo e disponível, me acolheu de braços abertos nesta empreitada. Seus ensinamentos foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho e contribuíram decisivamente para o meu crescimento profissional.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo** e ao seu **Departamento de Prótese** em nome dos Professores: **Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Dr. Accácio Lins do Valle, Dr. José Henrique Rubo, Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Dr. Renato de Freitas, Dr. Paulo Martins Ferreira, Dr. Gerson Bonfante, Dr. Carlos Araújo, Dra. Lucimar Falavinha Vieira, Dra. Karin Neppelenbroek, Dr. Vinicius Carvalho Porto, Dr. Wellington Bonachela** pela oportunidade, conhecimentos e amizade transmitidos.

Ao **Prof. Dr. Edson Antônio Capello Souza**, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP, pela amizade e importante ajuda durante a fase experimental deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris**, pela valiosa assessoria na realização da parte estatística deste trabalho.

Às funcionárias e amigas **Hebe** e **Cleusa**, que me trataram com tanto carinho, dedicação e compreensão durante as Clínicas de Pós-Graduação.

Às secretárias do Departamento de Prótese e Pós-Graduação em especial, **Débora, Graciane** e **Cláudia**, que sempre me receberam com consideração e amizade.

Aos técnicos de laboratório **Marcelo Giatti, Rivanildo, Sidnei** e **Rosângela**, por estarem abertos à comunicação e importante troca de experiências.

A **Conexão Sistema de Implantes**, pela doação de parte dos materiais utilizados neste estudo, em especial a **João Meirelles** pela amizade e confiança depositados.

Ao **Fundo de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pela concessão da bolsa, viabilizando meu aperfeiçoamento profissional e execução deste trabalho.

Agradeço a todos os professores que contribuíram para minha formação profissional em Aracaju, em especial **Dr. Carlos Neanes, Dr. André Lucas, Dr. José Eduardo Chorres, Dr. José Mirabeau, Dr. Alexandre Luna Cândido, Dr. Antônio Lafaiete, Dr. Luiz Carlos, Dr. José Carlos Pereira, Dra. Maria de Fátima, Dra. Rosa Bragança** que me incentivaram nesta empreitada e ao curso de Odontologia da **Universidade Federal de Sergipe (UFS)**, por toda base clínica e científica que me deram subsídios para alcançar mais este degrau da minha formação profissional.

Ao **Programa de Aperfeiçoamento de Ensino PAE** pela experiência com atividades didáticas na graduação da FOB USP.

Aos **pacientes** pela generosa compreensão durante o aprendizado.

AGRADECIMENTO AOS FAMILIARES E AMIGOS

À minha família, pais **Neves** e **Marleide**, irmão **Marcello**, avós **Leonor** e **Marlene**, namorada **Andreza**, que sempre me deram muito amor e confiança. Aos meus tios, em especial **Eraldo** e **Marlene**, **Marli** e **Waldemar** (*in memoriam*), **Mardinho** e **Lina**, **Lael** e **Cláudia** que apesar da distância sempre acreditaram e me incentivaram. Aos meus primos, em especial **Anderson**, **Amanda**, **Ana Beatriz**, **Anne**, **André**, **July** e aos mais novos integrantes da família **Pedrinho** e **Yasmim**.

Aos meus amigos de turma mestrado da Reabilitação Oral, **Ana Silvia**, **Carolina Ortigosa**, **Eloisa Nassar**, **Fernanda Stancari**, **Hugo Vidotti**, **Lívia Aguiar**, **Lívia Lopes**, **Lívia Maria**, **Luana Menezes**, **Luiz Alves**, **Matheus Jacobina**, **Max Laurentt**, **Mirian Bueno**, **Mônica Lobo**, **Vitor Guarçoni** pela amizade, carinho, ajuda e por tudo que passamos juntos. Espero que todos tracem um belo caminho profissional e que estas amizades jamais sejam esquecidas.

Em especial para **Max Laurentt**, pelo companheirismo, amizade e experiência transmitida, se fazendo presente em todas as etapas experimentais deste estudo.

Aos amigos do doutorado em Reabilitação oral, **Leandro Martins**, **Fábio Lorenzoni**, **Paulo Maurício**, **Marcelo Ramos**, **Vinicius**, **Daniel Lanza**, **Priscila**, **Bruno**, **Marcela**, **Valdey Suedam**, **Rafael Moretti** além da amizade, por todo apoio nos trabalhos e seminários.

Agradecimento especial a todas as amizades que fiz e se fortaleceram em Bauru, principalmente a grande família ex-Solar Cristiane, **Luiz Alves**, **Luana Mendonça**, **Leandro Martins**, **Luciana Mendonça**, **Flávia Nashan**, **Paulinho Maragon**, **Cintia Nishida**, **Karin Modena**, **Fábio Lorenzoni**, **Paulo Maurício**, **Gustavo Pimentel**, **Drica**, **José Luiz**, **Antônio Alves**, **Daniel Hiramatsu** vocês foram imprescindíveis nos momentos longe da família.

Em especial para **Luiz Alves**, pela grande amizade e confiança depositadas neste período em que dividimos apartamento, compartilhando momentos importantes seja de preocupação ou descontração, além das imprescindíveis aulas de habilidade social e culinárias.

A todos que contribuíram direta e indiretamente para a conclusão desta importante etapa da minha vida.

RESUMO

A adaptação passiva e estabilidade têm se tornado os dois pré-requisitos de maior importância na escolha dos materiais e técnicas de confecção em prótese implantossuportada. A proposta deste trabalho foi avaliar, com auxílio dos *strain gauges* ou extensômetros lineares elétricos, a deformação média ocorrida nos intermediários e na região peri-implantar mediante a instalação da infraestrutura parafusada durante sete etapas de confecção da prótese parcial fixa. Para a investigação, foi utilizado um modelo experimental homogêneo à base de poliuretano com dois implantes hexágono externo paralelos entre si. Sobre os implantes foram acoplados pilares *Multi-unit* de 5 mm de altura que receberam na sua superfície três *strain gauges* dispostos de maneira eqüidistante entre si. Também foram colados na superfície superior do bloco experimental quatro *strain gauges* para cada implante, posicionados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual visando medir as tensões nestas áreas. Os testes foram realizados parafusando os corpos de prova sobre os intermediários utilizando-se para isto um dispositivo eletrônico de torque com força máxima de 10 Ncm. As leituras foram realizadas em sete momentos, obtendo os valores médios de deformação no poliuretano e no intermediário respectivamente: 1) cilindros de cobalto-cromo pré-fabricados usinados como grupo controle (36,4µε e 87,5µε), 2) infraestrutura sobrefundida em monobloco com liga de níquel-cobalto-cromo (340,3µε e 131,4µε), 3) em seguida seccionada com espaço livre para solda (43,2µε e 66,6µε), 4) seccionada com espaço para solda preenchida com resina acrílica quimicamente ativada (Duralay) (74µε e 86,8µε), 5) seccionada e soldada (280µε e 146,2µε), 6) soldada com aplicação de cerâmica (288,7µε e 151,1µε) e 7) finalizada com aplicação do glaze, acabamento e polimento (359,9µε e 197,8µε). Estes resultados mostraram um aumento crescente da deformação média tanto nos intermediários como no poliuretano durante todas as etapas de confecção, com exceção da fundição em monobloco que atingiu altos valores, próximos da prótese finalizada. Desta forma, o procedimento de soldagem diminuiu os níveis de deformação, enquanto a aplicação da cobertura cerâmica, glaze, acabamento e polimento, aumentaram as deformações.

Palavras-chave: implante dentário, prótese dentária fixada por implante, biomecânica, assentamento passivo, *strain gauges*.

ABSTRACT

Evaluation of abutment and simulated bone tissue mean deformation around dental implants, during fabrication stages of screw-retained fixed partial prostheses- *strain gauges* analysis

Passive fit and stability have become the most important prerequisites during the choice of materials and techniques to implant-supported prostheses. Therefore, the aim of this study was to verify the mean deformation in abutments and simulated bone tissue around dental implants, with the use of strain gages, during framework screw retention, analyzing seven fabrication stages of the fixed partial denture. For this research, an experimental model based on homogeneous polyurethane with two external hexagon implants parallel to each other, provided with 5 mm height *multi-unit* abutments. For each, abutment surface received three equidistant *strain gauges* and the experimental block received upper surface four *strain gauges*, positioned on the mesial, distal, buccal and lingual aspects. The tests were performed screwing the specimens on the abutment using an electronic torque with 10 Ncm maximum force. The readings were made in seven moments, with abutment and polyurethane mean deformation, respectively: 1) control group: cobalt-chromium prefabricated machined cylinder (36,4µε e 87,5µε), 2) framework fabricated by 1-piece method in nickel-cobalt-chromium alloy (340,3µε e 131,4µε), 3) framework sectioned with space for welding (43,2µε e 66,6µε), 4) weld space filled with chemically activated acrylic resin (Duralay) (74µε e 86,8µε), 5) framework sectioned and soldered (280µε e 146,2µε), 6) framework welded and ceramic application (288,7µε e 151,1µε) and 7) framework concluded applying glaze, finishing and polishing (359,9µε e 197,8µε). The results showed the mean strain increase in abutment and polyurethane over fabrication stages, except that framework fabricated by 1-piece method reached high values close to finished prostheses. Thus, the welding procedure decreased strain levels in simulated bone tissue around dental implants, while ceramic and glaze application, finishing and polishing procedures, increased strain.

Keywords: dental implants, implant-supported prostheses, biomechanics, passive fit, *strain gauges*.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Distribuição dos 14 extensômetros elétricos lineares: 8 em poliuretano e 6 nos intermediários, vista vestibular, oclusal e lingual.	90
Figura 2 – Placa de circuito com terminações dos <i>strain gauges</i> soldados.	91
Figura 3 – Experimento pronto para execução (Sala de Comutadores - Departamento de Engenharia Mecânica UNESP - Bauru).	91
Figura 4 – Modelo duplicado em gesso tipo IV, com os análogos do intermediário.	92
Figura 5 – Enceramento da infraestrutura de três elementos vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.	93
Figura 6 – Padronização da infraestrutura de três elementos	93
Figura 7 – Infraestruturas de níquel-cromo-cobalto em monobloco, sobrefundidas em cilindros de cobalto-cromo, vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.	95
Figura 8 – Infraestruturas em monobloco após seccionamento.	96
Figura 9 – Fixação para remoção do corpo de prova em posição para soldagem	97
Figura 10 – Matriz em sílica para inclusão no revestimento para soldagem	97
Figura 11 – Infraestruturas incluídas em revestimento para soldagem	98
Figura 12 – Os quatro corpos de prova após a solda: vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.	99
Figura 13 – Matriz em sílica para padronização da cobertura cerâmica.	101
Figura 14 – Os quatro corpos de prova após aplicação da cerâmica, glaze, acabamento e polimento: vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.	101
Figura 15 – Cilindros usinados de cobalto-cromo parafusados no modelo experimental.	102
Figura 16 – Infraestrutura em monobloco parafusada no modelo experimental.	102
Figura 17 – Infraestrutura seccionada parafusada no modelo experimental.	103
Figura 18 – Infraestrutura com Duralay parafusada no modelo experimental.	103
Figura 19 – Infraestrutura soldada parafusada no modelo experimental.	104

Figura 20 – Infraestrutura soldada com cerâmica parafusada no modelo experimental.	104
Figura 21 – Infraestrutura com cerâmica, glaze e polimento parafusada no modelo experimental.....	105
Figura 22 – Desenho representativo da disposição dos <i>strain gauges</i> (SG) e dos implantes (I) no modelo de poliuretano.	107
Figura 23 – Três fases das variações dos valores de deformação: inicial (leitura de 1 a 22), intermediária (leitura 22 a 23) e final (leitura 43 a 400). Canais do poliuretano na quarta repetição do corpo de prova 04, etapa da infraestrutura com cerâmica, glaze e polimento.....	109
Figura 24 – Os 100 últimos valores registrados utilizados para média, na terceira fase de aquisição de dados com deformações estabilizadas em todos os canais do poliuretano e intermediário: quarta repetição do corpo de prova 04, etapa da infraestrutura com cerâmica, glaze e polimento.	110
Figura 25 – Média entre os valores absolutos encontrados nos extensômetros do poliuretano e intermediário em todas as etapas executadas.	114
Figura 26 – Média entre os valores absolutos encontrados individualmente em cada implante nos <i>strain gauges</i> do poliuretano em todas as etapas executadas.	116
Figura 27 – Média entre os valores absolutos encontrados individualmente em cada implante nos <i>strain gauges</i> do intermediário em todas as etapas executadas.	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Especificações do revestimento utilizado para fundição	94
Tabela 2 – Especificações da liga utilizada de níquel-cromo-cobalto	95
Tabela 3 – Especificações do resvestimento utilizado para solda	98
Tabela 4 – Teste ANOVA a um critério para as médias absolutas entre os 08 <i>strain gauges</i> no poliuretano para as 07 etapas.....	114
Tabela 5 – Teste ANOVA a um critério para as médias absolutas entre os 06 <i>strain gauges</i> no intermediário para as 07 etapas..	115
Tabela 6 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos <i>strain gauges</i> do poliuretano em todas as etapas executadas.....	115
Tabela 7 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos <i>strain gauges</i> dos intermediários em todas as etapas executadas.....	115
Tabela 8 – Teste ANOVA a dois critérios para as médias absolutas entre os 04 <i>strain gauges</i> , para cada implante no poliuretano nas 07 etapas.....	117
Tabela 9 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos <i>strain gauges</i> no poliuretano do implante 1 e 2.....	117
Tabela 10 – Teste ANOVA a dois critérios para as médias absolutas entre os 03 <i>strain gauges</i> , para cada implante no intermediário nas 07 etapas.....	118
Tabela 11 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos <i>strain gauges</i> nos intermediário do implante 1 e 2.....	118

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Pd	paládio
Ag	prata
Au	ouro
Co	cobalto
Cr	cromo
Cu	cobre
Ti	titânio
V	vanádio
SG	canal de extensometria
I	Implante
Inter	Intermediário
°C	grau Celsius
g	gramas
L	comprimento final
L₀	comprimento inicial
ΔL	variação do comprimento
mm	milímetros
cm³	centímetro cúbico
Ncm	Newton centímetro
rpm	rotações por minuto
ε	tensão
με	microstrains
μm	micrômetros
MHz	mega hertz
GPa	giga pascal

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	31
2 REVISÃO DE LITERATURA	37
2.1 – Análises de Biomecânica em Prótese sobre Implante	37
2.2 – Passividade em Prótese sobre Implante	46
2.3 – Tensões na região Peri-implantar	55
2.4 – Análises com <i>Strain gauges</i> em Prótese sobre Implante	62
3 PROPOSIÇÃO	85
4 MATERIAL E MÉTODOS	89
4.1 – Modelo experimental	89
4.2 – Obtenção dos corpos de prova	92
4.2.1 – Duplicação do modelo experimental	92
4.2.2 – Enceramento dos corpos de prova	93
4.2.3 – Inclusão e fundição em monobloco	94
4.2.4 – Seccionamento das infraestruturas	96
4.2.5 – União com resina acrílica	96
4.2.6 – Inclusão e soldagem a maçarico	97
4.2.7 – Aplicação da cerâmica	100
4.2.8 – Aplicação do glaze, acabamento e polimento	101
4.3 – Constituição das etapas analisadas	102
4.4 – Realização dos testes	105
4.5 – Captura de dados	107
5 RESULTADOS	113
6 DISCUSSÃO	121
7 CONCLUSÕES	135
REFERÊNCIAS	139
ANEXO A	151
ANEXO B	152
ANEXO C	153
ANEXO D	154

1 INTRODUÇÃO

A primeira descrição da utilização de implantes osseointegrados de titânio para suportar próteses dentárias foi por Brånemark et al. em 1964, em um estudo com cães. A evolução dos estudos em osseointegração levou este mesmo grupo de pesquisadores à utilização dos implantes em seres humanos em 1965. A aplicação inicial foi baseada no tratamento de mandíbulas totalmente edêntulas com a utilização de uma prótese, denominada de “protocolo”, que reabilita toda a arcada inferior, parafusada a implantes osseointegrados. A substituição da prótese total convencional pela prótese total implantossuportada foi uma inovação que mudou os princípios básicos da prótese (TAYLOR; AGAR, 2002).

Devido ao sucesso deste tipo de prótese, os implantes começaram a ser utilizados também para confecção de *overdentures*, próteses parciais fixas e também próteses unitárias. Atualmente, o uso de implantes encontra-se consagrado na Odontologia. Porém, com sua crescente utilização para confecção de diversos tipos de próteses dentárias, surgiram dúvidas relacionadas ao comportamento mecânico e preocupações sobre possíveis falhas que poderiam ocorrer com o sistema prótese/implante/osso. Há também a necessidade de se compreender a biomecânica de distribuição das forças por todo este sistema e seus efeitos nos componentes das próteses e conseqüentemente no osso adjacente aos implantes.

O sucesso em longo prazo dos implantes é dependente de vários fatores, tais como: quantidade e qualidade do tecido ósseo em que estão ancorados, qualidade dos materiais utilizados na sua confecção, técnica cirúrgica e protética adequada e, também, da escolha da infraestrutura e componentes protéticos que possibilitem a distribuição das cargas mastigatórias e parafuncionais em cada implante individualmente. Adaptação passiva e estabilidade têm se tornado os dois pré-requisitos de maior importância na escolha do desenho de uma infraestrutura para prótese implantossuportada.

Sabe-se que, no processo de confecção de uma prótese, desde a fundição da infraestrutura até a aplicação da cobertura cerâmica, podem ocorrer distorções devido aos procedimentos de moldagem, passando pela confecção do modelo, pela expansão do gesso, inclusão no revestimento, técnicas de fundição, contração do metal durante o resfriamento da fundição, acabamento da infraestrutura, até chegarmos à aplicação da cobertura cerâmica e polimento. Desta forma, o assentamento totalmente passivo de uma estrutura metálica sobre os implantes é difícil ou mesmo impossível de ser alcançado e se torna uma questão desafiadora para os profissionais que atuam nesta área (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989; SAHIN; CEHRELI, 2001).

Além disso, antes mesmo de um paciente iniciar a função mastigatória, uma pré-carga é induzida no sistema devido ao torque aplicado no parafuso de retenção da prótese sobre implante, a fim de manter estas estruturas unidas sem que ocorra o afrouxamento deste parafuso (DUYCK et al., 2001). A pré-carga é idealmente gerada quando há um contato adequado entre os componentes e pode ser considerada uma força puramente axial nos intermediários ou diretamente no implante. No caso de uma prótese desadaptada ou não passiva, ocorre uma distorção da infraestrutura que gera tensões nos componentes dos implantes quando é parafusada e conseqüentemente, uma carga adicional é induzida no sistema (DUYCK et al., 2001; MENDES, 2003).

Com o apertamento do parafuso da prótese haverá a formação de uma conexão rígida entre prótese/implante/osso. Um implante osseointegrado se mantém em íntimo contato com o osso após um período cicatricial inicial, por isso a sua movimentação é extremamente limitada – em torno de 10 μ m – enquanto o dente natural pode exibir uma movimentação vestibulo-lingual entre 56 a 108 μ m e sofrer uma intrusão sob a ação de cargas axiais de 28 μ m por causa da existência do ligamento periodontal, compensando assim certo grau de imperfeição no assentamento de uma prótese parcial fixa (KARL et al., 2004).

A flexibilidade na interface osso/implante significa que qualquer força de tensão, compressão e momentos introduzidos pela restauração implantossuportada através do desajuste da infraestrutura sem assentamento passivo, certamente permanecerão e podem levar a falhas biológicas (perda óssea ao redor dos

implantes) e falhas mecânicas (afrouxamento e fratura do parafuso de ouro) (KARL et al., 2004). Este efeito negativo das próteses desajustadas é devido ao estresse mecânico no complexo prótese/implante/osso, o qual se acumula durante a fixação da prótese (DUYCK; NAERT, 2002).

Apesar dos pesquisadores enfatizarem que a adaptação passiva é um requisito importante para a longevidade do sistema prótese/implante, um assentamento totalmente passivo deveria, teoricamente, induzir uma deformação absoluta igual a zero nos componentes do sistema e na região peri-implantar na ausência de uma carga externa. Diante da tecnologia odontológica contemporânea usada na fabricação das infraestruturas observa-se que um assentamento absolutamente passivo não pode ser obtido (SAHIN; ÇEHRELI, 2001). Não existem parâmetros que indiquem precisamente qual a tensão gerada por uma prótese para que ela seja considerada perfeitamente assentada sobre o implante.

Existem alguns métodos que são usados para medir a tensão gerada pelo assentamento de uma prótese sobre o implante. Os principais métodos utilizados na análise biomecânica para estudo sobre implantes são: elemento finito, fotoelasticidade e extensometria. Uma opção para as avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais é a análise com *strain gauges* ou extensometria. No entanto, nenhum dos três métodos possui total preponderância, as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam (RUBO; SOUZA, 2001)

A adaptação totalmente passiva ideal do ponto de vista mecânico, é apenas um conceito teórico. Diversas definições de adaptação passiva, do ponto de vista clínico, e formas de obtê-las são descritas na literatura. Entretanto, não existe um parâmetro confiável de comparação. Assim, há que se buscar formas de mensurar e quantificar a adaptação entre os componentes de uma prótese sobre implantes a fim de se determinar as condições que possam favorecer sua longevidade.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 – Análises de Biomecânica em Prótese sobre Implante

Skalak (1983) foi o precursor ao enfatizar a importância da biomecânica nas próteses sobre implante. Publicou um dos primeiros trabalhos a respeito deste assunto afirmando que o sucesso ou a falha deste tipo de prótese tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre os implantes e destes para o tecido ósseo adjacente. Sugerindo que tanto o tecido ósseo como os implantes sejam submetidos somente a forças aos quais estão aptos a receber, salientou que a conexão rígida da prótese parcial fixa com o implante osseointegrado constitui uma unidade e, conseqüentemente, qualquer desalinhamento entre a prótese fixa e o implante resulta em um estresse interno entre prótese, implante e osso. Enfatizou que muito embora esse estresse não possa ser detectado visual ou clinicamente, pode ocasionar falhas, mesmo na ausência de forças externas, destacando a importância da utilização de materiais e técnicas que absorvam e distribuam melhor as cargas.

Segundo Rangert, Jemt e Jörneus (1989), dois tipos principais de forças atuam sobre o sistema prótese, implante e osso: força axial e momento de torção. A força axial é a mais favorável, distribuindo o estresse uniformemente através do implante; já o momento de torção transmite mais estresse ao implante e ao tecido ósseo subjacente. Os autores comentam que o assentamento perfeito de todos os pilares e uma alta rigidez da infraestrutura são requisitos para que o momento seja uniformemente distribuído. Se o assentamento entre o implante e a prótese não é perfeito, algumas unidades receberão maior porção da carga, enquanto outras não serão adequadamente carregadas. Se a rigidez suficiente não é alcançada, a unidade mais próxima da carga irá receber maior parte do momento. Salientaram que o ponto mais fraco do sistema é o parafuso de ouro para fixação da prótese, onde convenientemente as fraturas ocorrem, visto que é facilmente repostado. O afrouxamento é, geralmente, a causa mais comum de fratura do parafuso de ouro. Se este fraturar, apesar de estar bem apertado, pode indicar imprecisão da infraestrutura protética.

Jornéus, Jemt e Carlsson (1992) observaram a estabilidade e resistência de quatro diferentes tipos de parafusos de ouro ou titânio, com cabeça cônica ou plana através da aplicação de forças oclusais máximas (140 a 390N) em coroas unitárias sobre implantes. Os parafusos foram apertados com diferentes torques, entre 20 a 35Ncm, utilizando um torquímetro digital. Cada tipo de parafuso foi testado antes e imediatamente após o apertamento 5 vezes, sendo que em cada teste novos componentes foram utilizados. O afrouxamento é um problema potencial de todos os tipos de parafuso e o apertamento insuficiente e a geometria do parafuso são as causas principais, pois a força de tensão age a partir da cabeça para as roscas do parafuso. A pré-carga deve ser a maior possível para propiciar uma força de contato entre o intermediário e o implante. Quanto mais rígidos forem os materiais, mais estável é a união. Além disso, todos os materiais têm certo grau de elasticidade e o parafuso sofre um alongamento quando submetido a forças de tensão durante o apertamento. Quanto maior o alongamento, melhor a estabilidade final do parafuso.

Os mesmos autores (JORNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992) observaram a ocorrência de dois mecanismos de afrouxamento do parafuso: por flexão e pelos efeitos de assentamento. Uma força de flexão acima da resistência do parafuso resulta em sua permanente deformação, causando a redução das forças de contato entre intermediário e implante, conseqüentemente o parafuso afrouxa. Outro mecanismo baseia-se no fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Mesmo superfícies torneadas apresentam rugosidades quando vistas microscopicamente, desta forma não entram em contato completamente. Quando a interface do parafuso é sujeita a cargas externas, ocorrem micromovimentos entre as superfícies, podendo causar um desgaste nas áreas de contato, aproximando as duas superfícies. Desta forma, destacaram que a qualidade no assentamento do parafuso depende da sua aspereza inicial na superfície e rigidez, bem como da magnitude das forças incidentes. Quando o efeito de assentamento completo é maior que o alongamento elástico do parafuso, o mesmo afrouxa porque não existem forças de contato para segurar o parafuso. Sugeriram que a utilização de parafusos de titânio possibilita uma boa margem de segurança.

Weinberg (1993), ressaltou diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em prótese implantossuportadas e dentossuportadas. A distribuição de forças nas próteses dentossuportadas depende da estrutura rígida do dente e da prótese, contando com a resiliência do ligamento periodontal. Nas próteses sobre implantes, a distribuição das forças depende do grau de deformação dos parafusos de retenção, intermediário, prótese, implante e tecido ósseo, uma vez que a osseointegração não conta com a presença do ligamento periodontal. Portanto, nas próteses sobre implantes, a distribuição de forças é consideravelmente restrita. Enquanto o ligamento periodontal apresenta uma resiliência de aproximadamente 500 μm , a parte mais flexível do sistema de implantes permite uma deformação máxima de 100 μm .

Segundo este mesmo autor (WEINBERG, 1993) quando não se estabelece uma pré-carga suficiente e/ou uma adaptação adequada entre o intermediário e o cilindro, o parafuso de retenção pode sofrer deformação ou fratura. O estabelecimento da pré-carga nessa interface, com o apertamento adequado do parafuso, com torque de 10 Ncm, pode minimizar a força de cisalhamento sobre ele. Entretanto, quando existe uma desadaptação na interface intermediário/cilindro, a força de cisalhamento gerada no parafuso pode ser maior do que ele é capaz de suportar, podendo causar a fadiga do metal e até a sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso é facilmente detectável. Em uma prótese extensa, a falta de adaptação e a subsequente falha do parafuso alteram a distribuição da força oclusal para outras regiões, conseqüentemente os demais implantes podem ser sobrecarregados.

Spiekermann (1995), em artigo relacionado aos métodos de investigação e análise biomecânica em prótese sobre implantes relatou que os principais métodos de estudo são: a análise do elemento finito, análise de birrefringência, a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro* e estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo. Segundo o autor, a análise de elemento finito oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de deformações dentro dos implantes e no tecido de suporte circunvizinho, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada, entretanto a descrição matemática da interface é problemática. A técnica de análise de birrefringência ou fotoelasticidade é realizada através de cargas aplicadas em implantes ancorados em modelos plásticos, utilizando uma luz

monocromática polarizada. Como os implantes são muito largos em relação à espessura necessária para este procedimento, observam-se fenômenos de sobreposição. Com a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro* pode-se obter dados mais precisos em relação às forças exercidas sobre implantes ou dentes e transferidas às estruturas de suporte. Experimentos *in vivo* são de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados (*strain gauges* ou extensômetros) em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico, como biológico. Por outro lado, estudos *in vitro* têm obtido resultados valiosos. Os resultados desses estudos sofrem uma influência significativa das condições experimentais. Com estes testes o autor salienta a possibilidade da aquisição de resultados valiosos, pelo fato das forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas com estas tecnologias.

Utilizando a análise de fotoelasticidade, Millington e Leung (1995) observaram a adaptação individual de uma infraestrutura confeccionada em liga de ouro, parafusada sobre quatro intermediários. Diferentes alturas de discrepâncias verticais foram introduzidas entre intermediário e infraestrutura. Um transdutor foi utilizado para estabelecer o tamanho da fenda. O nível de aumento do estresse com o aumento da fenda não foi proporcionalmente linear. Mesmo desadaptações mínimas de 6µm induziram estresses na infraestrutura. A maior incidência de estresse foi evidenciada sobre os intermediários. Entretanto, observaram que o nível de estresse mostrou um rápido aumento chegando a um platô com a fenda de 55µm. Em fendas maiores que 55µm, o parafuso de ouro não desenvolvia força suficiente para aproximar a infraestrutura e intermediário, ou seja, a pré-carga não era alcançada com o torque utilizado. O intermediário em que a discrepância era criada sofria um efeito significativo quanto à magnitude e direção da transmissão do estresse. Houve ainda uma relação positiva entre o tamanho da desadaptação e a magnitude do estresse na infraestrutura em discrepâncias verticais maiores que 104µm no intermediário mais externo e desadaptações maiores que 55µm no intermediário central.

Carr, Brunski e Hurle (1996) mediram e compararam a pré-carga gerada com a utilização de cilindros de ouro pré-fabricados, cilindros de plástico fundidos e cilindros de plástico fundidos após acabamento e polimento. Para as fundições, foram utilizadas ligas de alta e baixa fusão para verificar a influência da temperatura

na medida da pré-carga. Observaram que uma maior pré-carga foi desenvolvida nos cilindros pré-fabricados quando comparada com os confeccionados a partir de cilindros de plástico. Dentro do grupo cilindros de plástico, as ligas de baixa fusão produziram uma pré-carga significativamente maior que as de alta fusão. Cilindros pré-fabricados de diferentes fabricantes exibiram diferentes valores de pré-carga. O acabamento e polimento fizeram uma diferença significativa para o grupo cilindro de plástico. Estes dados sugerem que o acabamento e polimento dos cilindros, quando padrões plásticos são usados como parte da infraestrutura, deveriam fornecer um aumento na pré-carga. Para situações onde uma pré-carga mais previsível é desejada, escolher cilindros metálicos pré-fabricados sobre os cilindros de plástico oferece vantagens na precisão e magnitude das pré-cargas. A escolha do tipo de cilindro, da liga metálica, do revestimento, das técnicas de acabamento e de polimento podem afetar a pré-carga resultante.

Através de um estudo de análise tridimensional de elemento finito, Sertgöz (1997) simulou uma situação de prótese total fixa no arco mandibular, suportada por 6 implantes com extensões em *cantilever* bilaterais de 16mm. A finalidade do trabalho era determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética quanto à infraestrutura (ligas de ouro, paládio-prata, cobalto-cromo e titânio) e ao material da superfície oclusal (resina acrílica, resina composta e porcelana). Uma carga vertical de 172N foi empregada. O estresse gerado no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de pequena magnitude e bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infraestrutura não alterou o prognóstico biológico das próteses fixas implantossuportadas. A utilização de um material mais rígido para a confecção da infraestrutura diminuiu o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isso, provavelmente, significa que a alta resistência da infraestrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, especialmente em infraestruturas com extensões em *cantilever*. Sugeriram que a utilização de materiais mais rígidos poderia prevenir as falhas protéticas. Biomecanicamente, a infraestrutura em liga de cobalto-cromo com a superfície oclusal em porcelana foi a melhor combinação de materiais.

De acordo com Taylor (1998), avaliando na literatura os tipos de problemas encontrados na implantodontia, observou que a desadaptação dos componentes protéticos tem um importante papel nas falhas mecânicas, salientando que a conexão do intermediário com o implante, que é mantida pelo parafuso, é uma região sujeita aos altos níveis de tensão por estar localizada perto da crista alveolar, sendo esta a região na qual são dissipadas as forças mastigatórias.

Rubo et al. (1999) analisaram a distribuição de estresse entre os implantes através de um programa de análise de elemento finito, simulando uma prótese implantossuportada numa mandíbula humana. Nesse modelo computadorizado, foram simuladas as seguintes variáveis: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do *cantilever*, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (paládio-prata e cobalto-cromo). Para simular a carga oclusal, empregaram uma carga de 100N. Observaram uma tendência de melhor distribuição do estresse entre os implantes e intermediários localizados em uma mandíbula mais estreita, ou seja, com um arranjo mais curvo, com uma extensão em *cantilever* menor, implantes longos e infraestrutura mais rígida. A distribuição do estresse não foi influenciada pela densidade do osso trabecular. Quanto menor o número de implantes, maior estresse resultante sobre os intermediários. Os resultados mostraram ainda que a distribuição de estresse sobre a infraestrutura foi independente da curvatura da mandíbula, sendo menor quando os implantes e intermediários eram mais longos e a liga utilizada, mais rígida.

Em outro estudo, Rubo e Souza, 2001 apresentaram uma revisão de literatura sobre os métodos computacionais aplicados à bioengenharia. Os avanços ocorridos nos últimos anos, tanto na Odontologia como nas Ciências de Computação, permitiram uma aproximação entre estas duas áreas. Assim, tornou-se possível a análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentição comprometida. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise por fotoelasticidade, o método de elemento finito e a extensometria.

Segundo estes autores (RUBO; SOUZA, 2001) a extensometria é a melhor opção para as avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Descreveram os *strain gauges* ou extensômetros como pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que os percorre. Estes pequenos sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação ou tensão sofrida pelo objeto aos quais estão aplicados, quando este é submetido a ação de uma força. Concluíram que nenhum dos três métodos possui total preponderância sobre os outros e que as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam.

No trabalho de Ishigaki et al. (2003), avaliaram a biomecânica de distribuição de forças ao redor de implante simulando a mastigação na região de primeiro molar inferior, utilizando para tanto um modelo de elemento finito tridimensional. Demonstrando que comparativamente ao modelo de dentes naturais, o implante apresentou maior concentração de estresse na região do pescoço do implante, especialmente na região vestibular, onde o tipo de oclusão influenciou na distribuição de forças.

Takarashi e Gunne (2003) realizaram um estudo onde compararam a precisão de assentamento de infraestruturas fabricadas por um sistema de usinagem (Procera®) e fabricadas através de fundição com liga de ouro. A desadaptação foi avaliada pelo uso de uma silicona leve aplicada ao redor dos pilares do modelo mestre e a infraestrutura levada em posição com pressão aplicada sobre sua superfície oclusal. Após a presa do material de moldagem, um fino filme de silicona representava a discrepância entre infraestrutura e o pilar do implante. As medidas deste filme foram realizadas em microscópio. Os resultados mostraram para as infraestruturas usinadas o valor médio total de 26,9µm. Já para as infraestruturas fundidas 46,8µm. A partir destes resultados, os autores puderam concluir que o assentamento da infraestrutura usinada pelo sistema Procera® foi estatisticamente melhor que as fundidas com liga de ouro.

Rubo e Souza (2009) em um trabalho utilizando modelo de elemento finito 3D, avaliaram as variáveis clínicas que influenciam na distribuição de forças em prótese total implantossuportada mandibular, tais como: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do *cantilever*, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (paládio-prata e cobalto-cromo). Para simular a carga oclusal, empregaram uma carga de 100N. Observaram que o estresse aumenta à medida que o implante se aproxima do ponto de aplicação de força. Quanto maior o *cantilever*, maior o estresse e quanto menor o módulo de elasticidade do osso cortical, maior o estresse gerado. O aumento do comprimento dos intermediários levou à diminuição do estresse gerado nos implantes e na infraestrutura. A diminuição do estresse não foi verificada com implantes maiores do que 13mm. Uma infraestrutura mais rígida permite uma melhor distribuição de forças. Concluíram que as propriedades físicas dos diversos materiais envolvidos afetam a maneira como o estresse é distribuído em uma prótese total implantossuportada mandibular.

Segundo Assunção et al. (2009), a aplicação dos conhecimentos de engenharia na odontologia tem ajudado a compreensão dos aspectos relacionados com a biomecânica de implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido utilizadas para avaliar a carga biomecânica dos implantes: análise fotoelástica, análise por elementos finitos e análise com *strain gauges*. A fotoelasticidade fornece informações qualitativas sobre a localização e concentração de tensões, mas produz pouca informação quantitativa. O método serve como uma importante ferramenta para determinar os pontos críticos de tensão em um material e é frequentemente utilizada para determinar fatores de concentração de tensões em geometrias irregulares.

De acordo com estes mesmos autores (ASSUNÇÃO et al., 2009) a aplicação do método de *strain-gauge* sobre implantes dentários é baseado no uso de extensômetros lineares elétricos ou *strain gauges* e seus equipamentos associados, fornecendo tanto *in vitro* como *in vivo* medições das tensões sob cargas estáticas e dinâmicas. No entanto, este método fornece apenas os dados sobre a tensão no local de fixação do sensor. A Análise de elementos finitos pode simular o estresse através de um modelo de computador criado para calcular a tensão, deformação e deslocamento. Essa análise tem a vantagem de permitir que várias

condições sejam alteradas facilmente e possibilita a medição da tensão distribuída ao redor dos implantes em pontos facultativos que são difíceis de analisar clinicamente. Todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico do implante semelhante às condições clínicas, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente na fabricação do modelo (delineamento experimental) e análise de resultados.

No trabalho de Karl et al. (2009), discutem à respeito dos métodos atuais aplicados na análise biomecânica em odontologia. Para fins ilustrativos, o desenvolvimento de tensões de uma prótese fixa implantossuportada sem passividade foi avaliada utilizando quatro técnicas diferentes: fotoelasticidade, *strain gauges*, elemento finito e análise tridimensional da deformação. A fotoelasticidade permite apenas uma avaliação visual das tensões envolvidas na fixação da infraestrutura.

Segundo estes autores (KARL et al., 2009) resultados quantitativos podem ser obtidos tanto com medições com *strain gauges* como análise tridimensional da deformação, que também podem ser utilizados para simular situações de carga nos implantes. Os resultados dos *strain gauges* podem ser utilizados para comparações quantitativas e como base para cálculos de elementos finitos. Para análise com elementos finitos a geometria do objeto estudado deve ser transferida para um modelo numérico, imagens em tomografia computadorizada podem ser utilizadas nesse processo e as propriedades dos materiais que compõem a estrutura do modelo devem ser conhecidas, pois influenciam na distribuição das tensões. A análise tridimensional da deformação é um sistema de inspeção óptica que combina super computadores com câmeras digitais de alta resolução, para realizar medições das tensões em três dimensões. Os autores concluem que as combinações destas técnicas promovem uma base sólida para a interpretação dos resultados e aplicações clínicas.

2.2 – Passividade em Prótese sobre Implante

Zarb e Schmitt (1990) em um estudo longitudinal sobre a efetividade clínica de implantes osseointegrados descreveram os aspectos clínicos e complicações encontradas em 46 pacientes com próteses implantossuportadas. Em um período de 4 a 9 anos, os problemas e complicações encontrados foram observados e registrados em todas as etapas do tratamento. A fratura do parafuso de ouro foi a falha protética mais freqüente. Os autores sugeriram que esse problema poderia ser conseqüência de sobrecargas ou ausência de adaptação passiva da infraestrutura. Afirmaram que a maioria dos problemas encontrados foi de natureza iatrogênica, embora alguns fossem inerentes ao próprio método.

Em outro estudo logitudinal, Jemt (1991) realizou um acompanhamento de 391 próteses parciais fixas sobre implantes ao longo do primeiro ano de instalação. Com relação à perda de implantes, 1,1% falharam entre a instalação do implante e confecção da prótese, enquanto 12% dos implantes que receberam carga falharam durante o primeiro ano de função. As complicações encontradas com mais freqüência foram: problemas com a fala (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação causada pelo *cantilever* (3,1%), problemas gengivais (fístula, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica de ouro (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes (implantes, parafusos e pilares) e 69,3% apresentaram os parafusos estáveis não havendo necessidade de apertamento. Salientou que quando o desenho da prótese é adequado, sendo esta rígida e com adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e a incidência dessa falha é maior no primeiro ano de função. Poucos problemas comprometeram a estabilidade contínua das próteses fixas, a maior parte fácil de serem resolvidos.

Neste mesmo trabalho, Jemt (1991) sugeriu um protocolo para análise de adaptação de próteses sobre implantes. Considerando uma prótese fixa suportada por 5 implantes, numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Através desse procedimento, observa-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com outro parafuso distal (número 5). Uma vez verificada a adaptação, prossegue-se com o apertamento dos parafusos, um de cada vez, iniciando-se pelo

parafuso 2, depois na seqüência os parafusos 4, 3, 1 e, por último, o parafuso 5. Cada parafuso era apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) deveria ser dado na chave para o aperto final. Outro método utilizado por este autor para avaliar a adaptação, foi a quantidade de voltas dadas durante o aperto dos parafusos. A prótese era considerada mal adaptada quando mais de meia volta foi necessária para apertar completamente um parafuso, por este motivo, esta deveria ser separada e soldada.

De acordo com Goll (1991), há uma grande dificuldade em se obter uma infraestrutura com perfeita adaptação já que todos os passos na confecção de uma prótese sobre implantes são críticos. O autor descreveu os erros e distorções que podem ocorrer durante a confecção da infraestrutura de uma prótese total fixa implantossuportada e ressaltou que, apesar disso, as etapas clínicas podem ser controladas através de procedimentos cuidadosos para se obter uma adaptação precisa da peça fundida. Recomendou que se utilizassem, preferencialmente, componentes usinados, porque a adaptação é mais previsível em relação aos componentes plásticos fundíveis. A adaptação do cilindro e dos componentes de moldagem deve ser verificada na primeira consulta para assegurar que todos os componentes se adaptam adequadamente. Recomendou também a fundição da infraestrutura metálica em monobloco, justificando que a soldagem de duas ou mais partes pode alterar as propriedades do metal e, além disso, a peça soldada não pode ser tratada termicamente. Também salientou que os materiais abrasivos utilizados no polimento podem prejudicar a superfície e, conseqüentemente, o assentamento e a adaptação da prótese.

Na pesquisa de Tan et al. (1993) avaliaram a distorção tridimensional em infraestruturas confeccionadas em liga de paládio-prata fundida em monobloco sobre um modelo com cinco implantes. Consideraram o deslocamento dos cilindros de ouro das amostras em relação aos intermediários do modelo mestre quanto aos deslocamentos de translação e de rotação. Para as medições foi utilizada uma máquina de medidas de coordenadas acoplada ao programa de microcomputador AVAIL (*Advanced Validator Interfacing Language*). A localização dos cilindros no arco foi associada a deslocamentos de translação e rotação com direção e magnitude específicas. Pequenas distorções rotacionais promoveram fendas verticais amplas quando realizaram o teste de adaptação inicial com apertamento de

um parafuso. Entretanto, tais distorções podem ser camufladas quando o torque de apertamento é dado nos parafusos, fazendo a infraestrutura parecer adaptada, no entanto provocando tensões externas de pré-carga no sistema.

Yanase et al. (1994) foram convidados a discorrer sobre testes clínicos para analisar o assentamento de infraestrutura fundida para próteses implantossuportada. Este autor inicialmente checava a fidelidade do modelo mestre, e para isto remontava os transferentes de impressão no modelo mestre fabricado. Quando análogos ou réplicas estavam mal posicionados, eram removidos do modelo mestre e reposicionados. Após este teste inicial, as infraestruturas eram fabricadas, podendo ser fundidas em uma única unidade (monobloco) ou em seções que são remontadas e soldadas. Depois de retornar do laboratório a peça era assentada sobre o modelo mestre e avaliada visualmente. Exercia pressão com o dedo no pilar distal esquerdo, direito e do meio em sequência e finalmente nas três localizações para verificar qualquer balanço. Daí os parafusos eram apertados e qualquer balanço ou desajuste visível confirmado, a infraestrutura devia assentar passivamente no modelo de trabalho. Feito isto, a fundição era avaliada intraoral da mesma forma do modelo mestre. Outra ferramenta útil é o *feedback* do paciente a respeito de dor, pressão ou conforto durante o apertamento dos parafusos. Se existirem discrepâncias que sugiram desajustes, a seção e nova soldagem devem ser realizadas e a infraestrutura avaliada novamente antes da conclusão da prótese.

Neste mesmo trabalho (YANASE et al., 1994), iniciam seus trabalhos clínicos com um gabarito de verificação no modelo. Com o modelo de gesso obtido, o técnico coloca cilindros provisórios em cada análogo do implante. Estes análogos são conectados com resina que toma presa durante a noite, a resina é cortada com uma fina serra e novamente unida com o mesmo material. Este gabarito é levado à boca e assentado com pressão dos dedos em várias localizações ao redor do arco. Se o assentamento foi fiel o gabarito é tirado da boca e os análogos são unidos a cada cilindro temporário e um modelo mestre é vazado. Depois de corrigido, o modelo de trabalho pode ser usado para enceramento e fabricação da estrutura. Para um ótimo assentamento o autor usa componentes usinados. As infraestruturas das próteses fixas totais implantossuportadas são fundidas em dois ou três segmentos. O teste de assentamento inicia-se com o exame íntimo das superfícies usinadas que contactarão o implante ou o pilar na boca. A infraestrutura é levada ao

modelo de referência e todas as partes são conectadas com resina acrílica ativada quimicamente e soldadas. Feito isto, leva-se a infraestrutura para a boca e apertam-se os parafusos em cada implante. Se o paciente diz que sente pressão, desconforto e dor quando os componentes são apertados, desajustes existem. Então a infraestrutura é cortada e novamente soldada. Usando-se um gabarito e um modelo mestre de referência eliminam-se virtualmente todas as discrepâncias que afligem as próteses totais fixas implantossuportadas.

Para estes autores (YANASE et al., 1994), a prova da infraestrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a fabricação de uma prótese implantossuportada. O pobre assentamento entre a infraestrutura e o implante pode introduzir estresse quando os parafusos são apertados. O risco de distorção está relacionado a fatores como número de implantes, largura e curvatura do arco, alinhamento dos implantes e escolha do sistema de pilar. Para avaliar o assentamento, a distorção do modelo pode ter papel fundamental na fabricação da infraestrutura, por experiência clínica, fendas de até 150 μm são fechadas pelo aperto dos parafusos. Uma seqüência de aperto dos parafusos é importante e a resposta do paciente frente ao aperto destes parafusos também, a percepção de uma leve tensão que desaparece após alguns minutos pode ser aceitável. O exame visual e sondagem são usados como complemento de identificação da adaptação. Então, o teste para o assentamento deveria focar mais nos níveis de estresse potencial que podem ser induzidos quando a fundição é conectada, do que em consideração ao desajuste entre os componentes. Isto significa que uma infraestrutura com certo nível de assentamento clínico, pode ser aceita em uma situação, mas, não em outra, senão este protocolo poucos problemas podem ser atribuídos ao pobre assentamento.

Yanase et al., 1994, relatam ainda que atenção deveria ser dada às fontes potenciais de imperfeições. Elas podem surgir durante os procedimentos de moldagem, estilo dos transferentes de moldagem e tipo do material de impressão usado, e os transferentes de impressão devem ser cuidadosamente montados sobre os implantes e os análogos corretamente posicionados. Quanto o gesso expande? Quais são as propriedades da liga usada? Como se vê, a avaliação cuidadosa do assentamento de uma fundição é crítica em implantes odontológicos. Um assentamento defeituoso da infraestrutura adiciona estresse desnecessário na

interface entre osso e implante, mesmo antes de uma carga oclusal ter sido aplicada. Obter um assentamento passivo de uma prótese fundida suportada por implantes é um aspecto extremamente importante dos implantes.

Também salientaram (YANASE et al., 1994) que é impossível a obtenção de uma adaptação realmente passiva, apesar de se dispor de vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição e da confecção da prótese como um todo. Sugeriu que a inspeção visual e o apertamento do parafuso são as melhores formas de avaliar a adaptação. Ao se apertar o parafuso mais distal deve-se observar a adaptação do outro lado da peça. Esta técnica é facilmente realizada, tanto no laboratório como na clínica, embora não seja possível de ser observada quando a interface esteja localizada a nível sub-gengival. Neste caso, o autor recomenda observar a quantidade de voltas necessárias para apertar o parafuso e, caso um parafuso exigir mais voltas, pode indicar um desajuste vertical. Os autores ressaltaram, ainda, a necessidade de verificação da fidelidade do modelo obtido e consideraram esse procedimento fundamental para a obtenção de uma peça bem adaptada e para permitir a verificação da adaptação já no próprio modelo.

Na pesquisa de Waskewicz; Ostrowsky e Parks (1994), através de análise fotoelástica compararam os padrões de estresse ao redor do implante ao se parafusar uma infraestrutura com adaptação passiva e não passiva. Para isto foi construído um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula com cinco implantes (3,75 mm X 10 mm). Estes implantes foram numerados de 1 a 5 utilizando-se como orientação o sentido horário e sobre eles foram fixados intermediários convencionais com torque de 20 Ncm nos parafusos. Os cilindros de ouro foram parafusados sobre os intermediários com torque de 10 Ncm e unidos com resina acrílica onde foi realizado o enceramento. Após a fundição em liga de ouro-paládio a infraestrutura se apresentou desadaptada, sem contato íntimo entre os cilindros de ouro e intermediários. Esta peça foi analisada fotoelasticamente sendo parafusada com uma força de 10 Ncm em três seqüências diferentes: (1) 12345; (2) 54321 e (3) 32415. Após a obtenção destes dados, a infraestrutura foi seccionada entre os intermediários, os parafusos de ouro foram reapertados com 10 Ncm de torque e as partes cortadas unidas com resina acrílica ativada quimicamente, incluídas em revestimento e soldadas de modo a se obter uma adaptação passiva.

Os resultados deste estudo (WASKEICZ; OSTROWSKY; PARKS, 1994) mostraram que a infraestrutura parafusada sem passividade gerou estresse ao redor dos implantes observado através de franjas no modelo fotoelástico. Os maiores estresses foram encontrados no terço médio de cada implante com um mínimo de estresse visto nas regiões apicais e cervicais. A infraestrutura soldada e adaptada passivamente não gerou produção de estresse nos implantes. Com relação à seqüência de aperto dos parafusos a geração de tensão na prótese sem adaptação passiva foi indiferente, sendo que a maior concentração de forças ocorreu nos implantes 1 e 5 (extremidades). Os autores recomendam que as infraestruturas sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação mais passiva possível, baseando-se no fato de que é impossível prever a resposta biológica dos implantes em relação a uma força estática quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada.

Segundo Carlson e Carlson (1994) uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão. Porém ressaltaram que não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafuso gera certa deformação da prótese e/ou do osso, induzindo algum estresse ao sistema. Uma prótese mal adaptada gera estresse e tensão adicional que diminui a longevidade dos componentes. Sugeriram duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medindo as forças introduzidas durante o aperto dos parafusos, ou através da medida de extensão da desadaptação por meio de um microscópio de medição. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infraestrutura tem sido questionada como um fator significativo na transferência do estresse, na biomecânica dos sistemas de implante, na ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

Guichet et al. (2000), realizaram um trabalho que teve por finalidade comparar a integridade marginal e o estresse gerado durante o assentamento de próteses parciais fixas sobre implante cimentadas e parafusadas, em uma condição simulada com três implantes de 10 mm de comprimento. Dez restaurações foram fabricadas, cinco do tipo parafusada e cinco do tipo cimentada. A forma esquelética correta foi usada para criar um modelo mestre, molde e o modelo de resina fotoelástica. Os resultados da análise marginal microscópica mostraram que

previamente ao apertamento dos parafusos ou cimentação, a abertura marginal média foi similar em ambos os grupos (parafusadas antes = 46 μm ; cimentada antes = 45 μm). Após o apertamento dos parafusos, o grupo com as próteses parafusadas fechou as margens em média de 65% com uma abertura média de 16 μm , que foi estatisticamente diferente de todos os outros grupos. Sobre a cimentação, as restaurações mostraram uma fraca tendência de abertura o que foi não significativo estatisticamente (cimentada antes = 45 μm ; cimentada depois = 49 μm).

Com relação à análise fotoelástica deste trabalho (GUICHET et al., 2000) foi observado que em condições sem carga, o modelo fotoelástico estava livre de estresse residual. Quando torque era aplicado aos parafusos, o estresse transferido para o modelo ósseo foi notado em quatro das cinco próteses parciais fixas, sendo altamente variável em localização e intensidade. Os maiores níveis de estresse nesse grupo foram vistos no centro do implante na região apical. No grupo de próteses cimentadas, um nível moderado de estresse foi observado localizado coronalmente e interproximalmente. Não existiu localização apical do estresse neste grupo. De uma maneira geral, as próteses cimentadas mostraram menores níveis de estresse que as próteses parafusadas. Os autores concluíram que fendas marginais para ambos os grupos não foram significantes antes e depois da instalação, mas foram significativamente menores nas próteses parafusadas. Um decréscimo da fenda marginal por causa do apertamento dos parafusos foi associado a altos níveis de estresse em próteses parafusadas, já o aumento das fendas marginais vistos nas próteses cimentadas foi associado com a menor geração de estresse no modelo ósseo.

De acordo com Sahin e Çehreli (2001) para fornecer um assentamento passivo, a infraestrutura deveria teoricamente induzir uma tensão absoluta zero nos componentes dos implantes e no osso circundante na ausência de aplicação de carga externa. No entanto, de acordo com a evidência científica atual, os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados na confecção de infraestruturas são inadequados para propiciar tal adaptação, podendo-se concluir que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido. Outra afirmação é que o simples apertamento dos parafusos causa tensões no sistema e esta magnitude depende da quantidade de desajuste. Complicações protéticas como afrouxamento e fratura dos parafusos, intermediário, infraestrutura e material de cobertura têm sido

documentadas e relacionadas à desadaptação das infraestruturas. No entanto, não há estudos clínicos longitudinais comprovando falhas nos implantes atribuídas especificamente à falta de adaptação.

Para estes autores (SAHIN; ÇEHRELI, 2001) uma adaptação marginal aceitável entre os componentes não significa a obtenção de uma adaptação passiva. Sugerem que o método ideal para se determinar a passividade de uma infraestrutura seria a análise de tensão gerada em cada intermediário e/ou componente protético antes e após o apertamento dos parafusos e/ou cimentação da mesma. Tal procedimento só seria possível com a utilização de “*strain gauges*” (extensômetros). Algumas estratégias podem ser utilizadas para conseguir um assentamento das infraestruturas como: minimizar a influência dos materiais de moldagem e confecção do modelo de gesso, uso de ligas metálicas que apresentem baixa contração de fundição, seccionamento das infraestruturas e soldagem posterior. Desta forma, cada passo na confecção da prótese influencia a adaptação final e os materiais e técnicas utilizadas atualmente não são precisos dimensionalmente, havendo necessidade de futuros desenvolvimentos e estudos.

No trabalho de Eisenmann et al. 2004, avaliaram se o assentamento passivo de infraestruturas de restaurações implanto retidas fundidas em monobloco poderia ser melhorado pelo tratamento de eletro-erosão. Cinco implantes foram arranjados na região inter-foraminal, os pilares foram colocados sobre eles e apertados com um torque de 20 Ncm. A partir de um modelo mestre, 12 infraestruturas foram produzidas por fundição convencional: seis em liga de ouro e outras seis em titânio puro. Usando o microscópio eletrônico de escaneamento, os resultados antes do tratamento com eletro-erosão mostraram que as fendas nas infraestruturas de titânio variaram entre 17 µm até 49 µm, enquanto os de ouro entre 9 µm até 19 µm. Após o tratamento de erosão, as fendas variaram entre 4 µm até 10 µm para o titânio e de 5 µm até 7 µm para o ouro. Análise fotoelástica mostrou maior estresse nas infraestruturas de titânio e menores nas de ouro antes do tratamento de eletro-erosão. Após este procedimento uma redução do estresse foi observada em ambas. O sistema de eletro-erosão permite o refinamento do metal independente de suas propriedades físicas, corrigindo erros no assentamento mesmo após a aplicação do material cerâmico.

Longone et al. 2006, avaliaram uma nova técnica para a obtenção do assentamento passivo em *overdenture* barrassuportada. Para reduzir tensões causadas pelo desajuste foi utilizada uma técnica de cimentação intra-oral seguida por soldagem a laser. A metodologia de confecção seguiu três passos: 1 – confecção da infraestrutura; 2 – cimentação intra-oral da barra; 3 – realização da infraestrutura secundária e entrega da *overdenture*. Na confecção da infraestrutura, capas de titânio são posicionadas sobre os pilares e fresadas em uma angulação de 6º, exceto um, que recebe um cilindro calcinável que vai ser encerado junto com a infraestrutura e fundido. Nesta fase também são posicionados os componentes fêmea dos *attachment* bola. A peça é provada para checar a passividade através do único pilar parafusado e avaliação dos espaços relacionados aos outros pilares. A união da infraestrutura com as capas de titânio fresadas é realizada com um agente cimentante resinoso. Em seguida é removida para a realização da solda a laser entre os cilindros de titânio e a infraestrutura. Na terceira etapa inicia-se a confecção da estrutura secundária fundida. Em 12 barras realizadas com este protocolo, nenhum implante falhou e a taxa de sobrevivência foi de 100%. Nenhum afrouxamento e quebra ocorreu na conexão parafusada e também a parte cimentada da barra sobre os cilindros de titânio não se soltou durante um período de acompanhamento de 18 a 24 meses.

Em outro estudo Aguiar-Junior et al. (2009) compararam a precisão do ajuste de três tipos de infraestruturas de três elementos implantossuportadas fundidas em liga de níquel-cromo: fundida em única peça, fundidas em peças separadas na região do pântico com seções transversais ao longo eixo e na diagonal, posteriormente soldadas a laser. Cada grupo com seis corpos de prova. Os autores observaram que no momento em que ambos os parafusos foram apertados, não foram encontradas diferenças estatísticas entre os três grupos. No teste de um único parafuso apertado, com leituras feitas do lado oposto ao apertado, o grupo fundido em monobloco (57 µm) foi significativamente diferente do grupo diagonalmente seccionado (18 µm), mas não diferente do grupo seccionado transversalmente (31 µm). Os resultados deste estudo mostraram que a soldagem de infraestruturas seccionadas diagonalmente reduz os níveis de desajuste da prótese e também melhora os níveis de passividade, quando comparado à fundição em peça única ou monobloco.

2.3 – Tensões na região Peri-implantar

De acordo com Pugh; Rose; Radin (1973), o tecido ósseo remodela sua estrutura segundo a carga que lhe é imposta. A variação desta carga poderá determinar uma remodelação construtiva ou destrutiva. A ausência de carga no implante poderia resultar em atrofia semelhante à reabsorção alveolar após exodontia. Uma sobrecarga oclusal poderia resultar em necrose e perda do implante. Para efeito de cálculo, o osso pode ser considerado puramente elástico a baixas taxas de deformação.

Roberts et al. (1987) apresentaram uma revisão sobre fisiologia e metabolismo ósseo em que conceituam diversos eventos que ocorrem em nível celular, entre eles: 1) Modelação – atividade superficial específica (aposição ou reabsorção) que produz uma mudança no tamanho e/ou forma de um osso. É um processo não pareado, significando que a ativação celular procede independentemente da formação ou reabsorção; 2) Remodelação – definida como renovação ou reestruturação interna de osso pré-existente, um fenômeno pareado, primariamente em nível tecidual. A ativação de células ósseo-precursoras resulta numa seqüência de: a) reabsorção ativa; b) quiescência ou reversão; e c) formação. A remodelação inclui todas as mudanças localizadas em osteons individuais ou trabéculas, renovação, hipertrofia, atrofia ou reorientação.

No estudo de Rieger; Mayberry e Brose (1990) foi avaliado a magnitude das tensões no tecido ósseo ao redor de seis implantes endósseos de diferentes formas através da metodologia do elemento finito bi-dimensional. Sugeriam existir um valor ótimo de tensão em que ocorre um equilíbrio entre reabsorção e formação. Segundo os estudos com elementos finitos, a reabsorção em forma de cálice, resultante de sobrecarga é possível em alguns implantes. Recomendaram pesquisas adicionais, utilizando modelos tri-dimensionais, para todos os implantes disponíveis.

A teoria “mecanostática”, proposta por Frost (1994), pode ser utilizada para quantificar qual a tensão máxima suportada pelo osso, na tentativa de correlacionar as forças transmitidas aos implantes osseointegrados, com os graus de remodelação óssea sofrida pelos tecidos circunjacentes. Estabeleceu a

existência de uma “tensão mínima efetiva” (TME) de 50 $\mu\epsilon$ (microstrain – unidade de deformação) acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, descrevendo “janelas” de atividade. Desta forma, quando os sinais mecânicos da deformação óssea permanecerem abaixo de 50 $\mu\epsilon$ (“janela de desuso”- atrofia) o osso é perdido por aumento da remodelação com balanço negativo entre reabsorção e formação. Entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$ (“janela fisiológica” – remodelação óssea) ocorre o equilíbrio entre formação e reabsorção, quando a deformação ultrapassar 1500 $\mu\epsilon$ (“janela de sobreuso” - hipertrofia) a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$ a 4000 $\mu\epsilon$ (“sobrecarga patológica”) podem gerar reabsorção, e a tensão de fratura do osso está em torno de 25000 $\mu\epsilon$. Este autor sugere ainda, que certos hormônios e agentes bioquímicos podem enganar o sistema, alterando os limites das janelas fisiológicas, permitindo então, que o uso mecânico normal aumente a densidade e resistência óssea significativamente.

Hoshaw; Brunski; Cochran (1994) conduziram um estudo para investigar a hipótese de que cargas mecânicas em implantes, e conseqüentemente campos de tensão e deformação, influenciam a modelação e remodelação óssea na interface osso/implante. Instalaram dois implantes em vinte tíbias de cachorro e os deixaram sem carga por 1 ano. Após a reabertura, os implantes foram submetidos à carga por 12 semanas. Foram feitas análises histológicas e os resultados foram comparados com simulações em elementos finitos. Encontraram perda óssea próxima à porção coronária do implante; uma porcentagem menor de tecido mineralizado no córtex; e diminuição da freqüência de marcadores fluorocrômicos na córtex adjacente ao implante após a carga. A análise de elementos finitos indicou maior tensão na região da superfície do periósteo adjacente aos implantes submetidos à carga. Concluíram que os resultados dão suporte à premissa de que a perda óssea observada ao redor do pescoço dos implantes era conseqüência de modelação e remodelação óssea secundárias, causadas por microlesões resultantes da carga.

Segundo Duncan e Turner (1995) a transdução mecânica desempenha um papel crucial na fisiologia de muitos tecidos, inclusive o ósseo. O processo de transdução mecânica pode ser dividido em 4 partes: 1) estimulação mecânica, em que as forças mecânicas provocam deformação celular; 2) estimulação bioquímica, em que enzimas são produzidas; 3) transmissão de sinal, através de osteoblastos, osteócitos e células da linhagem óssea; e 4) resposta celular, dependente da

magnitude, duração e taxa da carga aplicada. Quatro janelas de uso mecânico ficaram definidas pela teoria mecanostática sendo que cada janela é separada por uma “tensão mínima efetiva” (TME). Na janela de desuso, as tensões são baixas e osso é perdido por causa do aumento da remodelação. Na janela fisiológica, o osso está em seu estado normal e o balanço ósseo é mantido. Na janela de sobreuso, há uma deposição de osso lamelar na superfície óssea por causa do aumento da modelação. Na janela de sobrecarga patológica, osso trançado é adicionado a superfície óssea para reparar a reação. Desta forma, os efeitos do carregamento mecânico são dependentes de fatores como magnitude, duração e taxa de carga aplicada. Carga de longa duração e amplitude mais baixa tem o mesmo efeito na formação óssea que carga de curta duração e amplitude alta, assim sendo, o carregamento deveria ser cíclico para estimular a formação de osso novo.

Com objetivo examinar o efeito que próteses desajustadas exerciam na osseointegração de implantes e no volume de osso Carr; Gerard; Larsen (1996) realizaram um trabalho em que foram utilizadas seis fêmeas adultas de babuínos que tiveram seus dentes posteriores extraídos. Após dois meses de cicatrização foram instalados os dois implantes com 3,8 X 10 mm de dimensões. O segundo estágio cirúrgico foi realizado após três meses de cicatrização, onde foram colocados intermediários cônicos. As próteses foram confeccionadas e instaladas, um grupo rigidamente conectado aos implantes com um bom assentamento e o outro grupo foi conectado com um pobre assentamento. Os animais sacrificados após 24 e 48 horas, 1, 2, 3, e 4 semanas para a remoção das peças que seriam processadas e examinadas. Esta investigação focou sua atenção somente na resposta óssea para as cargas induzidas com a fixação das próteses.

Os resultados obtidos nesta pesquisa (CARR; GERARD; LARSEN, 1996) falharam em distinguir uma diferença na resposta óssea entre os dois níveis de assentamento protético. Segundo os autores, o estudo apresentou muitas limitações e dentro deste contexto puderam concluir que: a avaliação clínica da estabilidade dos implantes não revela diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de próteses; a avaliação radiográfica não quantitativa não revelou diferença significativa; análises de resposta óssea incluindo porcentagem de osseointegração e área óssea não foram estatisticamente significantes. Por fim, como o desenho do estudo não representou a aplicação clínica das próteses desadaptadas, onde as

cargas funcionais dinâmicas são somadas à carga do desajuste, não se pode concluir que, em situações clínicas, o modo com que as próteses são assentadas não altera a osseointegração.

Num estudo histomorfométrico realizado em cães, Beagle; Barbier; Schepers (1997) instalaram implantes que, após três meses de cicatrização, receberam próteses fixas com e sem *cantilever*, simulando cargas axiais e não axiais. Os cães receberam marcadores fluorocrômicos uma semana, três semanas e cinco semanas após a instalação das próteses e então foram sacrificados. A remodelação óssea ao redor dos implantes sob *cantilever* foi mais intensa em todos os períodos, mas a diferença diminuiu ao final. Além disso, foram observados osteoclastos em determinados locais ao redor destes implantes com próteses em *cantilever* que poderiam estar relacionados com perda óssea marginal, se o período de acompanhamento do experimento fosse mais longo.

Em contraste, nesta mesma pesquisa (BEAGLE; BARBIER; SCHEPERS, 1997) quase nenhum osteoclasto, células inflamatórias, ou reabsorção marginal, foram observados nos implantes carregados axialmente, além disso o osso se tornou mais denso na cervical, enquanto a atividade de remodelação em direção apical diminuiu, sugerindo que a ancoragem destes implantes se dava primariamente em função do osso cortical. Nos implantes sob carga não axial, essa diminuição era menos pronunciada, indicando uma ancoragem mais importante em osso medular.

Mish; Qu e Bidez (2000), tentaram estabelecer uma relação entre densidade, módulo de elasticidade e força compressiva do osso trabecular de mandíbulas humanas, determinando ainda a influência que as placas corticais têm nestes valores. Para realização do trabalho foram utilizadas nove mandíbulas humanas frescas, entre as idades de 56 e 90 anos, as quais foram cortadas na região anterior (incisivos e caninos), média (pré-molares), e em secções distais (molares). Foram obtidos 76 espécimes cilíndricos do osso trabecular com medula óssea *in situ*, que foram preparados e testados com compressão no sentido vertical. Estes testes foram executados a uma taxa constante de tensão com e sem a presença das placas corticais. Obtiveram valor de densidade de 0,85 a 1,53 g/cm³, com um valor médio de 1,14 g/cm³ (DP = 0,15). Os resultados de módulo de

elasticidade foram de 24,9 a 240,0 MPa, com um valor médio de 96,2 MPa (DP = 40,6) no osso trabecular com as placas corticais. Sem as placas corticais o módulo de elasticidade variou de 3,5 a 125,6 MPa, com um valor médio de 56,0 MPa (DP = 29,6). A força compressiva final do osso trabecular variou de 0,22 a 10,44 MPa, com um valor médio de 3,9 MPa (DP = 2,7). Concluíram que o osso trabecular na mandíbula humana possui significativamente maior densidade, módulo de elasticidade e força compressiva final na região anterior do que nas regiões médias ou distais da mandíbula, e que a ausência das placas corticais diminui o módulo de elasticidade do osso.

Com relação às tensões na região peri-implantar Melsen e Lang (2001), realizaram uma análise histomorfométrica em mandíbulas de macacos em que avaliaram as reações teciduais nesta área após aplicação de forças ortodônticas definidas relacionando-as com as tensões no osso trabecular com elementos finitos. O grau de osseointegração, a densidade óssea em diferentes distâncias do implante, bem como o grau relativo de reabsorção e a formação do osso alveolar adjacente à interface osso/implante foram avaliados. Os resultados observados na análise de elementos finitos revelou uma relação significativa entre os valores de tensão e da atividade celular na superfície do osso trabecular. A frequência da superfície em equilíbrio ou homeostase óssea foi maior (61,9%) em tensões inferiores à 3400 $\mu\epsilon$. Superfície óssea aposicional foi mais freqüente (62,7%) onde a tensão variou entre 3400 e 6600 $\mu\epsilon$. A maior freqüência de superfície em reabsorção (51,5%) foi encontrada nos valores de tensão muito alta (maiores que 6600 $\mu\epsilon$). Observaram que a carga influência significativamente tanto no *turnover*, volume como na densidade do osso ao redor dos implantes. No entanto, mesmo implantes não submetidos à força mantiveram as características do processo alveolar.

De acordo com Oh et al. (2002) os principais fatores relacionados à perda óssea precoce ao redor dos implantes são: trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, peri-implantite, *microgap* entre intermediário e implante, formação do espaço biológico e desenho do pescoço do implante. Ficou demonstrado na sua revisão que o estresse se concentra na região da crista óssea ao redor dos implantes. Se algum tipo de força excessiva está presente após o carregamento da prótese inicia-se a perda óssea nesta região. Tem sido observado que a densidade óssea afeta a quantidade de perda óssea, e também com o carregamento progressivo dos

implantes esta densidade aumentaria. O estabelecimento do espaço biológico dos implantes poderia contribuir para a perda óssea precoce ao redor dos implantes. Percebe-se que a formação do espaço biológico está relacionada à localização do *microgap* e a localização da superfície lisa/rugosa do pescoço do implante os quais seriam causas contribuintes para a perda óssea precoce da crista. Na opinião dos autores, trabalhos randomizados são necessários para determinar o verdadeiro mecanismo de perda óssea precoce.

Conforme Sahin et al. (2002), diversos fatores influenciam a biomecânica da distribuição das forças nas próteses implantossuportada. Dentre as várias variáveis estudadas foram observados os efeitos biológicos da localização e magnitude das forças aplicadas, efeito do tipo e material da prótese, qualidade óssea e propriedades da interface osso/implante, carregamento imediato dos implantes e métodos de engenharia usados para avaliar a biomecânica dos implantes. Relataram que a sobrecarga mecânica pode acarretar em falhas biológicas, afirmando que quando uma sobrecarga é aplicada em um implante osseointegrado o osso circunjacente a este implante sofre uma deformação (de 2000 a 3000 $\mu\epsilon$). Quando uma sobrecarga patológica ocorre (acima de 4000 $\mu\epsilon$) o estresse e a tensão gerados excedem o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrem microfraturas na interface implante/osso.

Para estes autores (SAHIN et al. 2002) a aplicação de repetidas cargas podem levar a falha por fadiga da interface, diminuindo a densidade óssea peri-implantar e levar a formação de defeito ósseo tipo cratera. Falhas tardias em implantes, após a instalação das próteses, são observadas e estão correlacionadas com complicações biomecânicas e que os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos e a literatura a respeito das influências dos vários fatores biomecânicos é inconclusiva.

Isidor (2006), procurando avaliar a influência das forças ao redor do osso peri-implantar, realizou uma revisão onde abordou tópicos relacionados com as consequências da carga nesta região. O remodelamento a nível celular do osso ocorre através de um equilíbrio entre osteoclastos (reabsorve matriz calcificada) e osteoblastos (sintetizam nova matriz óssea). O osso da maxila, mandíbula e também de todo o corpo sofre uma adaptação de acordo com a carga aplicada. Tem sido

demonstrado, por exemplo, que o osso é mais denso ao redor de implantes carregados mecânicamente quando comparados a implantes que não receberam cargas.

Segundo este autor (ISIDOR, 2006) a carga oclusal durante a cicatrização inicial pode causar micro-danos no osso ao redor dos implantes, já carga de mesma magnitude pode não causar os mesmos danos após a cicatrização e adaptação do osso. Afirmar ainda, que é difícil quantificar clinicamente a magnitude e direção das forças oclusais que ocorrem naturalmente o que torna difícil fazer um correlacionamento com as falhas dos implantes. O conhecimento que se tem a cerca do assunto é pequeno e está restrito a estudos experimentais em animais, o que dificulta as conclusões definitivas. Estes estudos têm demonstrado que a sobrecarga oclusal pode resultar em um aumento da perda óssea marginal ao redor dos implantes o que contrasta com estudos clínicos onde foi observada a perda óssea marginal em áreas de estresse relativamente alto, mas o relacionamento causal com a sobrecarga não pode ser estabelecido.

Numa pesquisa com cães beagle, Kozlovsky et al. (2007) avaliaram o impacto da sobrecarga oclusal na crista óssea em regiões com tecido peri-implantar sadio e inflamado. Observaram que em tecido saudável a sobrecarga oclusal aumentou ligeiramente o grau de reabsorção nesta região, porém não no sentido apical do implante. Já a sobrecarga agravou a reabsorção da crista óssea peri-implantar nas regiões inflamadas. Concluíram que o controle de placa e da carga recebida pelo implante são fatores fundamentais para a longevidade do tratamento.

2.4 – Análises com *Strain gauges* em Prótese sobre Implante

No trabalho publicado por Chao et al. (1988) avaliaram a possibilidade da utilização das ligas de cobalto-cromo na confecção de infraestrutura para próteses fixas implantossuportadas. Foi necessária a duplicação dos cilindros de ouro em resina acrílica para a confecção das infraestruturas de cobalto-cromo, devido à diferença de temperatura de fundição desta liga, a qual não pôde ser fundida sobre a liga de ouro, enquanto que as estruturas de paládio-prata foram confeccionadas sobre os cilindros de ouro. A média de abertura marginal entre infraestrutura e intermediário, para as ligas de cobalto-cromo e paládio-prata foi, respectivamente, 26,4µm e 8µm, analisada através de um microscópio óptico.

Neste estudo (CHAO et al.,1988) visando verificar o comportamento das infraestruturas ao receberem carga, foi utilizada a fotoelasticidade associada à análise com *strain gauges*. As infraestruturas de cobalto-cromo fundidas em monobloco mostraram adaptação aceitável (embora inferior às das infraestruturas de paládio-prata). Os autores atribuíram a esses resultados a possibilidade de ter ocorrido uma maior contração de fundição da liga de cobalto-cromo e também ao menor grau de adaptação dos cilindros duplicados de resina acrílica em relação aos cilindros de ouro. Por serem mais rígidas as ligas de cobalto-cromo apresentaram a maior resistência à deformação do que as ligas de paládio-prata. O que possibilita a confecção de uma infraestrutura com menor volume de metal, mais delicada, sendo essa uma grande vantagem em casos de espaço intra-oral limitado, sem diminuir a capacidade de absorver cargas.

Em uma pesquisa *in vitro*, Isa e Hobkirk (1995) avaliaram os efeitos causados pelo aperto do parafuso de ouro na instalação de uma infraestrutura de 5 elementos com diferentes graus de desajuste marginal. Utilizaram um modelo com 5 análogos metálicas de 10 mm, dispostas linearmente em uma base metálica rígida. Dois *strain gauges* fixados longitudinalmente em cada intermediário foram utilizados para as análises do estresse gerado. Foram produzidos desajustes de 10, 30, 60 e 110 µm nos implantes 1, 3 e 5, através de arruelas de aço inoxidável entre os intermediários e os cilindros de ouro da infraestrutura. O parafuso do intermediário foi apertado com um torque de 20 Ncm e o parafuso de ouro, com 10 Ncm.

Observaram que quando se apertava os parafusos de ouro existiram estresses compressivos sobre o intermediário, mesmo na infraestrutura que aparentemente não tinha discrepância de assentamento, além disso, as forças geradas pelo apertamento dos cilindros de ouro não foram igualmente distribuídas. Verificaram também que tensões foram geradas mesmo em fendas tão pequenas quanto 10 μm e a capacidade do torque de 10 Ncm no parafuso de ouro fechar fendas foi dependente da sua dimensão e localização.

Clelland; Carr; Gilat (1996) realizaram um trabalho que visava medir a tensão transferida para o osso pelo aperto dos parafusos de uma prótese total fundida em monobloco e compará-la a mesma prótese total fundida após seccionamento e soldagem. Para isso, construíram um modelo com resina fotoelástica simulando uma mandíbula desdentada com cinco implantes distribuídos em arco com 7 mm de distância entre os centros. Quatro *strain gauges* foram incorporados à resina em quatro localizações próximas aos implantes terminais do lado esquerdo e direito. Todas as infraestruturas seguiram um protocolo para sua confecção e foram realizadas pelo mesmo técnico em prótese dental. Os dados foram coletados durante e após a instalação das infraestruturas com cinco parafusos de fenda de ouro e torque de 10 Ncm. Em seguida foram seccionadas em duas posições e enviadas ao laboratório para soldagem. Após a soldagem as mensurações foram repetidas para se avaliar as tensões. Todos os procedimentos de medida foram repetidos por três vezes.

Os resultados encontrados por estes autores (CLELLAND; CARR; GILAT, 1996) mostraram uma força de tração que variou de 46 ± 7 até $424 \pm 11 \mu\text{e}$ para o grupo de próteses fundidas e $23 (\pm 6)$ até $309 (\pm 11) \mu\text{e}$ para o grupo soldado. Já as forças compressivas variaram de $-32 (\pm 6)$ até $-196 (\pm 8) \mu\text{e}$ para o grupo fundido e $-3 (\pm 6)$ até $-403 (\pm 12) \mu\text{e}$ para o grupo soldado. De modo geral, existiu uma diminuição na magnitude das tensões após seccionamento e soldagem. No entanto, houve um aumento na magnitude das forças na distal esquerda após a soldagem, o que pode estar relacionado com a seqüência de aperto dos parafusos. Comparando com estudos prévios, os resultados indicam que as forças estão dentro da zona fisiológica do osso. Desta forma, infraestruturas desajustadas criam tensões nas regiões de suporte adjacentes aos implantes e os procedimentos de seccionamento e soldagem aumentam a fidelidade em relação à fundição em monobloco.

No artigo publicado por Clelland e Meade (1997), utilizaram um modelo de resina fotoelástica com 5 implantes. Foram confeccionadas 6 infraestruturas de paládio-prata fundidas em monobloco, a partir da moldagem de transferência do modelo mestre com intermediários de 4 mm de altura, divididas em dois grupos: 03 parafusadas convencionais e 03 cimentadas e parafusadas. Apenas uma foi considerada clinicamente desadaptada, sendo então seccionada e soldada para ser incluída no experimento. O critério de aceitação clínica quanto à adaptação foi a avaliação do apertamento de apenas um parafuso de ouro em diferentes intermediários, sendo a peça considerada desadaptada quando nos demais intermediários desadaptações eram visualizadas. As infraestruturas cimentadas com cimento resinoso dual, à base de Bis-GMA, foram previamente tratadas com jatos de óxido de alumínio e agente adesivo. Após a aplicação do cimento, os parafusos foram apertados seguindo-se a fotopolimerização. As amostras dos dois grupos foram parafusadas com 10Ncm, na seguinte ordem de intermediários: 3, 1, 5, 2, 4. A leitura dos extensômetros foi padronizada, sendo os dados armazenados a partir do apertamento inicial de cada infraestrutura. Cada amostra submetida três vezes ao teste.

Os resultados desta pesquisa (CLELLAND; MEADE, 1997) mostraram uma maior consistência quando as infraestruturas foram cimentadas e parafusadas, enquanto aquelas apenas parafusadas mostraram maior variação das medidas fornecidas pelos dois extensômetros. Todos os parafusos foram parcialmente apertados manualmente e depois apertados com o torquímetro. Possivelmente, a maior pré-carga foi desenvolvida no primeiro parafuso apertado e, conseqüentemente, maior concentração de estresse nessa região do modelo. Os autores concluíram que infraestruturas cimentadas e parafusadas minimizam a transmissão de estresse além de promoverem uma distribuição mais equilibrada.

Watanabe et al. 2000 realizaram um estudo com objetivo de analisar a tensão produzida ao redor dos implantes por infraestruturas fabricadas por quatro métodos diferentes, além de investigar a influência da seqüência de apertamento dos parafusos nas tensões produzidas. Um bloco de poliuretano de 30 X 30 X 40 mm foi utilizado como modelo que recebeu três implantes (4 X 13 mm) dispostos em linha. Sessenta infraestruturas de próteses parciais fixas foram fabricadas em um modelo de trabalho usando quatro diferentes métodos de fundição (fundição em

peça única, seccionamento e soldagem, fundição de peças separadas com posterior soldagem e um método diferenciado de assentamento passivo). Seis *strain gauges* foram colocados na superfície do bloco de poliuretano a 1 mm dos implantes, quatro dispostos na mesial e distal dos três implantes e dois no implante central, um vestibular e outro lingual.

Os resultados encontrados por Watanabe et al. 2000 mostraram que para todos os métodos de fabricação das próteses, tensões foram geradas durante o apertamento dos parafusos e desapareceram quando os parafusos eram desapertados. A ordem de apertamento dos parafusos tinha pouco efeito na quantidade de tensão medida com o método de assentamento passivo. As próteses parciais fixas fabricadas pelo método de soldagem mostraram diferenças nos valores de tensão com a mesma ordem de apertamento dos parafusos. As diferenças nos padrões e magnitudes das tensões foram observadas e atribuídas à localização dos medidores de tensão e métodos de fabricação. Diferenças significantes entre os quatro métodos de fabricação foram encontradas. O método de assentamento passivo mostrou uma tensão média entre sensores dos valores absolutos de 50 $\mu\epsilon$, o método de soldagem 154 $\mu\epsilon$, fundição em peça única 366 $\mu\epsilon$ e o método de fundição única com seccionamento e nova soldagem 737 $\mu\epsilon$.

Nissan et al. 2001 realizaram uma pesquisa com objetivo de avaliar o efeito de diferentes forças e seqüência de apertamento, com diferentes operadores, no estresse gerado em uma infraestrutura implantossuportada parafusada fielmente assentada durante sua fixação em múltiplos modelos de trabalho em gesso realizados com a técnica de moldagem com transferentes quadrados unidos. As deformações foram registradas por meio de quatro *strain gauges* colados à superfície superior da infraestrutura construída sobre um modelo mestre. Sugeriram que modificações na força e na seqüência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como os operadores que conduziram os apertos, não causaram alterações significantes nas deformações registradas na infraestrutura metálica. Os resultados permitiram aos autores concluir que a influência das variáveis analisadas podem ser minimizadas através da técnica de moldagem, a qual garante infraestruturas que assentam fielmente.

No artigo de Duyck et al. (2001) analisaram *in vivo* a pré-carga estabelecida após o apertamento dos parafusos em próteses sobre múltiplos implantes através de *strain gauges*. Este estudo contou com 13 pacientes portadores de próteses fixas do tipo protocolo suportadas por 6 implantes, sendo somente uma com 5 implantes, com tempo médio de instalação de 4,9 anos e consideradas adequadas. Realizaram dois testes em cada paciente. Primeiramente, somente o cilindro de ouro foi apertado separadamente em cada intermediário com torque de 10 Ncm a fim de representar uma adaptação passiva. Depois, a pré-carga foi registrada com o apertamento dos parafusos da prótese nos intermediários. Houve uma grande variação de transmissão de forças de uma mesma prótese nos diferentes intermediários. Segundo estes autores também ocorreu uma distorção na prótese durante o apertamento dos parafusos. A desadaptação altera o estabelecimento da pré-carga, reduzindo a transmissão de forças axiais e aumentando as tensões no sistema, o que resulta em uma carga constante nos implantes. Entretanto, ressaltaram que a pré-carga adicional resultante de desadaptações nas próteses avaliadas não causou problemas clínicos relevantes no período de avaliação dos pacientes.

Duyck e Naert (2002) avaliaram a eficiência de uma técnica, visando compensar os desajustes das próteses implantossuportadas, através da combinação da cimentação e fixação por parafusos sobre os pilares. Foram confeccionadas quatro infraestruturas com três elementos cada: duas com pilares cônicos e duas com pilares cilíndricos, destas, uma de cada tipo foi utilizado um sistema de cimentação. Através de *strain gauges* fixados nos intermediários, as pré-cargas foram medidas em diferentes assentamentos e situações de desajustes, com e sem o uso de sistema de cimentação: 1- boa adaptação de todos os intermediários, 2- intermediário central com uma desadaptação vertical de 100 µm, 3- intermediário central e um terminal com desadaptação de 200 µm no sentido horizontal e 4- dois intermediários terminais com desadaptação de 200 µm no sentido horizontal. Os resultados mostraram que as forças axiais foram menores e o momento de torção foi mais alto nos casos de desajuste em comparação com a situação de assentamento ótimo. O sistema de cimentação não diminuiu a pré-carga registrada. Maiores valores de momento de torção foram registrados nos pilares de suporte quando o sistema de cimentação foi utilizado.

Na pesquisa de Akça et al. (2002), compararam a análise do estresse por elemento finito tri-dimensional com leituras de *strain gauges in vitro*, nas mesmas situações. Obtiveram um aumento estatisticamente significativo nos valores de tensão quando a avaliação foi realizada com extensômetros lineares elétricos nos diversos tipos de forças. Concluíram que há diferenças relativas à quantificação das tensões entre os dois sistemas, porém há um consenso mútuo na determinação do tipo de tensão (tração e compressão) induzida pela aplicação das forças.

Ipikçioğlu et al. (2003) também compararam a análise do estresse gerado no complexo implante-pilar através da análise de elemento finito não-linear com as medições da análise com *strain gauges in vitro*. Para a realização do estudo implantes de 3,3 X 10 mm foram conectados a intermediários com 6 graus de inclinação e 4 mm de altura. Os sensores foram colados na superfície do intermediário e no colar do implante e o conjunto envolvido por resina. A seguir, o implante foi carregado com 75 N centralmente e lateralmente (90 graus) e o teste repetido 5 vezes para cada tipo de carga. Após, obtenção dos dados de cada *strain gauge* as médias foram calculadas. Um modelo de análise de elemento finito também foi construído com as mesmas características. Os resultados mostraram que a quantificação da tensão com ambas as técnicas foi similar, assim como a distribuição nos intermediários. As tensões no colar do implante medidas pela análise de elemento finito foram quase o dobro das obtidas por análise de *strain gauge*.

No estudo de Mendes (2003), avaliou a adaptação passiva de infraestrutura fundida em monobloco, antes e após os procedimentos de secção e soldagem empregando ligas de cobalto-cromo e paládio-prata. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos constituídos por cinco infraestruturas cada um. Dois *strain gauges* foram colados nas faces mesial e distal dos intermediários. Na primeira fase dos testes as infraestruturas em monobloco foram fixadas no modelo mestre e os testes realizados. Os parafusos foram apertados em uma seqüência padronizada até encontrar resistência e observação de uma adaptação clinicamente aceitável. Em seguida, foi utilizado um dispositivo controlador de torque para fazer o aperto final com 10Ncm. Após o armazenamento dos dados da primeira fase, as infraestruturas foram seccionadas em cinco segmentos e unidas com resina acrílica para a realização dos procedimentos de soldagem. Ao término da soldagem dos

dois grupos (cobalto-cromo e paládio-prata), as infraestruturas foram posicionadas no modelo mestre e testadas seguindo os mesmos passos da primeira fase. Considerando a deformação provocada nos intermediários, nenhuma infraestrutura apresentou-se completamente passiva, as de paládio-prata geraram mais deformação por compressão que as de cobalto-cromo e o procedimento de soldagem ocasionou uma melhor deformação por compressão nos intermediários, embora de forma irregular.

No artigo de Heckmann et al. (2004), quantificaram as tensões geradas pelas próteses parciais fixas de três elementos sobre implantes parafusadas e cimentadas, avaliando se tanto as técnicas de moldagem, quando a forma de fabricação influenciavam nestas tensões. O modelo experimental se baseou em um paciente, com dois implantes, que foi moldado e a posição dos implantes transferida para um bloco de resina epóxi, que serviu como base do modelo de medida, onde foram fixados quatro *strain gauges* nas regiões mesial e distal de cada implante, e outro sensor na infraestrutura. Para simular os procedimentos clínicos de fabricação, foram feitas moldagens do modelo de medida para obtenção dos modelos mestres. Seis grupos com 10 amostras foram divididos de acordo com três técnicas de obtenção do modelo (diretamente sobre modelo experimental, moldagem de arrasto e de reposicionamento), dois tipos de fixação da prótese (cimentada e parafusada) e três métodos de fabricação (adesão ou fundição ao cilindro de ouro e cilindro calcinável fundido).

Os resultados encontrados por estes autores (HECKMANN et al., 2004) mostraram o desenvolvimento de tensões para os seis diferentes grupos de próteses. Com relação à técnica de moldagem, as próteses cimentadas fabricadas diretamente no modelo experimental foram estatisticamente diferentes de todas as outras, exceto com relação às próteses cimentadas utilizando a técnica do reposicionamento. Quando se comparou cimentadas, nenhuma diferença foi observada entre a técnica do arrasto e do reposicionamento. As próteses parafusadas utilizando cilindros plásticos calcináveis e cilindros pré-fabricados também não mostraram diferenças estatísticas. As próteses parafusadas aderidas aos cilindros de ouro apresentaram níveis de tensão menores que todos os outros grupos de próteses exceto as parafusadas fundidas aos cilindros de ouro.

Karl et al. (2004) realizaram um trabalho *in vitro* com objetivo de quantificar as tensões geradas por próteses parciais fixas de 5 elementos parafusadas e cimentadas e possivelmente elucidar a importância da carga estática na osseointegração. Adicionalmente investigar um método de fixação inovador com colagem de infraestruturas fundidas em cilindros de ouro pré-fabricados. A posição dos implantes de uma paciente foi transferida com o máximo de precisão para um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas similares ao osso trabecular. O modelo de medição foi equipado com seis *strain gauges* no lado mesial e distal de cada implante, mais dois sensores foram colocados na face oclusal dos pânticos. Primeiramente, no início do procedimento de cimentação foi aplicada uma força de 200 N sobre os pânticos e após trinta segundos a força foi reduzida para 100 N por três minutos. A força foi removida e o cimento endureceu por dois minutos. Os valores finais de tensão foram gravados após seis minutos. Para as próteses parafusadas foi utilizado um dispositivo elétrico controlador de torque e os parafusos foram apertados com 20 Ncm, começando o aperto pelo parafuso do implante central. As tensões foram medidas após seis minutos.

Estes pesquisadores (KARL et al., 2004) observaram quando as próteses cimentadas eram comparadas com as parafusadas fabricadas de forma convencional, nenhuma diferença estatística significativa foi observada. Não existiu também diferença estatisticamente significativa entre próteses fabricadas usando cilindros plásticos calcináveis e aqueles fabricados pela fundição em cilindros de ouro. Próteses parafusadas coladas aos cilindros de ouro no modelo de medição mostraram menores níveis de tensão que qualquer outro grupo.

O trabalho de Akça et al. (2005), avaliou as tensões no tecido ósseo *ex vivo* ao redor de implantes imediatos suportando *overdentures* imediatas. *Strain gauges* do tipo roseta foram colados no osso vestibular da região anterior da maxila em quatro cadáveres humanos completamente desdentados. *Overdentures* foram fabricados para cada cadáver com células de carga na região dos primeiros molares para realização dos experimentos com carga controlada. Para todos os implantes, as forças axiais foram de natureza compressiva e as forças laterais de tração. As tensões axiais absolutas foram maiores que as induzidas em direção lateral, particularmente para os implantes distais, sendo que, as tensões axiais e laterais nos implantes posteriores de ambos os lados foram maiores que nos implantes

anteriores sob todas as cargas. Os autores concluíram que como a força oclusal em humanos tem a tendência de diminuir por causa de fatores com a idade, as tensões máximas ao redor dos implantes imediatamente carregados suportando *overdentures* estejam dentro de níveis fisiológicos.

No estudo de Cehreli et al. (2005), as tensões em tecido ósseo *ex vivo* ao redor de dentes naturais e implantes imediatos suportando próteses unitárias e multi-elementos foram comparadas. Na cortical vestibular da maxila de dois cadáveres foram colados seis *strain gauges* na região entre caninos. Inicialmente os dentes naturais foram carregados através de um *splint* oclusal e as medições das tensões foram realizadas sob uma carga máxima de 100 N, simultaneamente monitorados por um computador ligados a um sistema de captação de dados. Após as extrações dos dentes, implantes com diâmetro de 4,1 mm e 4,8 mm foram instalados nos alvéolos. As medições de tensão para prótese unitária, prótese de três elementos e prótese total foram observadas. Os resultados mostraram que as microtensões foram comparáveis entre si. Concluíram que o osso marginal vestibular não tendo contato com implantes imediatos pode apresentar gradientes de tensão dentro dos níveis fisiológicos para deformação do osso com aplicação de carga. Embora nenhum desenho protético tenha mostrado vantagens sobre o outro, a esplintagem dos implantes pode ser considerada uma medida segura para carga em implantes imediatos.

Karl et al. (2005) avaliaram a carga estática ou pré-carga do implante quantificando as tensões geradas *in vitro* por diferentes tipos de próteses fixas de 5 unidades. Além da técnica de impressão, método de fabricação, tipo de retenção, a influência do revestimento cerâmico sobre o desenvolvimento de tensões foi investigada. Seguindo uma situação clínica, as moldagens foram feitas a partir do modelo de medição usando a técnica de arrasto e reposicionamento. Os modelos foram vazados e um molde padronizado serviu como base para o enceramento, as infraestruturas foram fundidas em liga metálica preciosa para aplicação de cerâmica. Os dois tipos retenção de próteses sobre implante foram testas: cimentadas e parafusadas. Dentre as parafusadas foram utilizadas três métodos de fabricação: cilindro de plástico, sobre fundição ao cilindro de ouro e cimentada ao cilindro de ouro. Em todos os casos foram utilizados intermediários. Um total de 10 infraestruturas unidas por três implantes foram fabricadas e instaladas no modelo

confeccionado em resina epóxi com propriedades mecânicas semelhantes ao osso trabecular. *Strain gauges* foram colocados na resina, adjacentes a cada implante na face mesial e distal. Adaptação cervical foi avaliada por dois profissionais experientes na área através de método visual e tátil para garantir que o assentamento aceitável. As próteses confeccionadas foram avaliadas duas vezes, antes e depois da cobertura cerâmica, durante o processo de cimentação provisória ou aperto do parafuso, seguindo-se um protocolo para a fixação a tensão final foi medida após 6 minutos.

Segundo os resultados encontrados por estes autores (KARL et al., 2005) todas as próteses causaram algum nível de tensão, no entanto o tipo de retenção (parafusada ou cimentada) e o processo de fabricação das próteses parafusadas (sobrefundição dos cilindros de ouro ou fundição de cilindros de plástico) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. A influência da cobertura cerâmica revelou que não existiram diferenças para as próteses cimentadas. Já para as próteses parafusadas fabricadas com cilindro calcinável e sobrefundida, houve um aumento significativo das tensões após a aplicação de cerâmica. Nas próteses cimentadas sobre os cilindros, uma diminuição significativa das tensões foi encontrada após a aplicação da camada cerâmica.

Este mesmo grupo de pesquisadores publicaram outro artigo (KARL et al., 2005) visavando quantificar a deformação gerada por diferentes tipos de prótese parcial fixa implantossuportada, agora com 3 elementos. Além disso, também foi investigada a influência da técnica de moldagem, método de fabricação, tipo de retenção e cobertura cerâmica sobre o desenvolvimento de deformação. Para simular a condição clínica um arranjo real com dois implantes foi escolhido, sua posição foi transferida para um bloco de resina epóxi simulando as propriedades mecânicas do osso trabecular. *Strain gauges* foram posicionados no material do modelo nas faces mesial e distal adjacente aos implantes, e as deformações foram gravadas. Os cinco grupos de próteses parciais fixas de três elementos eram analisados duas vezes, antes e após a aplicação da cobertura cerâmica. Os modelos mestres foram confeccionados moldando-se o modelo de medida pela técnica de arrasto e pela técnica do reposicionamento. O mesmo protocolo era seguido para a confecção de todas as infraestruturas. Após a primeira série de mensurações, as infraestruturas metálicas foram removidas, jateadas e as camadas

cerâmicas foram aplicadas, um molde foi feito para padornizar este material de cobertura.

Desta forma, estes autores (KARL et al., 2005) mostraram que as próteses cimentadas feitas pela técnica do reposicionamento e pela técnica de arrasto, não apresentaram diferença estatisticamente significativa. As próteses cimentadas mostraram desenvolvimento de deformações menores nos três casos, em relação às parafusadas. Estas por sua vez, utilizando cilindros calcináveis ou de ouro usinados não mostraram diferenças estatísticas tanto para a infraestrutura metálica como para a cobertura cerâmica. Já quando as estruturas foram aderidas aos cilindros de ouro, mostraram níveis de deformação menores quando comparadas com os grupos metal e cobertura cerâmica. Próteses fundidas usando cilindros de ouro não revelaram diferenças estatísticas quando comparadas com as infraestruturas coladas a este tipo cilindro, similarmemente após a cobertura cerâmica as parafusadas aderidas ao cilindro protético não mostraram diferenças estatísticas quando comparadas com as cimentadas que foram moldadas com a técnica de arrasto. Os achados deste trabalho revelaram que todos os tipos de próteses parciais fixas implantossuportadas desenvolvem certa quantidade de deformação.

Vasconcelos, 2005 investigou o efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica no assentamento de estruturas metálicas implantossuportadas, bem como analisou a influência do pré-condicionamento térmico no controle das alterações dimensionais no metal em altas temperaturas. Em um bloco experimental de poliuretano, foram posicionados quatro implantes cilíndricos com hexágono externo. Dez estruturas metálicas de prótese sobre implantes, retidas por parafusos, foram confeccionadas com liga nobre e cilindros usinados, empregando-se dois procedimentos: grupo controle – fundição em segmentos, seguida de soldagem a laser; e grupo teste – fundição em segmentos, seguida de pré-condicionamento térmico (simulando o ciclo de oxidação) e soldagem a laser. Após a soldagem, todos os corpos de prova foram submetidos a ciclos térmicos, simulando a aplicação da cerâmica. Com as estruturas metálicas em posição, oito *strain gauges* fixados ao redor dos implantes registraram as tensões. Todas as estruturas geraram micro-deformações ao serem apertados os parafusos de retenção. Os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para a aplicação da cerâmica, determinam alterações significantes nas estruturas metálicas, com conseqüente aumento na

micro-deformação peri-implantar. Estas alterações ocorreram principalmente durante os ciclos realizados após a oxidação da liga. No entanto o pré-condicionamento térmico das estruturas metálicas controlou a alteração dimensional do metal em altas temperaturas.

Em outro artigo, Karl et al. (2006) analisaram a situação do estresse em diferentes tipos de prótese parcial fixa implantossuportada *in vitro* usando a técnica do *strain gauge*. Um paciente com três implantes na maxila foi voluntário do estudo, moldado e a posição dos implantes transferida para um bloco de resina epóxi. Impressões foram realizadas e modelos mestres confeccionados para cada infraestrutura: grupo 1 (próteses cimentadas, moldadas pela técnica de reposicionamento e fundidas com cilindros calcináveis), grupo 2 (parafusadas, moldadas pela técnica de arrasto usando cilindros calcináveis), grupo 3 (parafusadas, moldada pela técnica de arrasto sobrefundidas a cilindros de ouro) e grupo 4 (parafusadas, moldada pela técnica de arrasto coladas aos cilindros de ouro).

Os dados foram obtidos neste experimento (KARL et al., 2006) durante os procedimentos de cimentação e aperto dos parafusos. Existiram evidências que não somente as próteses cimentadas e parafusadas, mas também, as próteses coladas aos cilindros de ouro pré-fabricados mostraram tensões mensuráveis. Pode-se concluir que existiram falhas na precisão das infraestruturas e o assentamento passivo verdadeiro não pode ser alcançado. Próteses com cilindros protéticos colados compensam um mínimo de imprecisão resultante da moldagem e procedimentos laboratoriais e isto se aproxima de uma restauração passivamente assentada.

No trabalho de Herckmann et al. (2006), quantificaram a deformação gerada por próteses parciais fixas de três elementos cimentadas e parafusadas por meio de *strain gauges in vitro* e *in vivo*. Uma análise de elemento finito foi conduzida para avaliar a magnitude das cargas sobre o osso causadas pela fixação das infraestruturas. Parte do estudo já havia sido realizada e publicada previamente e como este estudo representava uma situação real, as próteses testadas foram levadas na boca do paciente para medir as deformações *in vivo* seguindo-se os mesmos protocolos. Para a definição da análise de elemento finito o osso foi

considerado como um material isotrópico, o implante e as infraestruturas como corpos elásticos.

Os resultados observados por estes autores (HERCKMANN et al., 2006) mostraram grande variação dos valores de deformação final entre as próteses. As imagens do elemento finito equivalentes aos valores de estresse provocado pela fixação (cimentada ou parafusada) mostraram que os estresses mais altos ocorreram no grupo de próteses parafusadas fabricadas com cilindro de plástico calcinável. Valores menores de estresse foram encontrados no grupo das infraestruturas coladas aos cilindros de ouro. Próteses cimentadas fabricadas diretamente no modelo mestre pela técnica de moldagem por reposicionamento mostraram valores mais baixos de estresse na região peri-implantar.

No estudo de Castilho et al. (2007), compararam a precisão de duas técnicas de obtenção do modelo de trabalho através da análise com *strain gauge*. Baseado em um modelo mestre, 20 modelos de trabalho foram fabricados por meio de uma técnica de moldagem indireta com poliéter após união dos tranferentes quadrados com resina acrílica. Os espécimes foram divididos em 2 grupos (n = 10): gesso especial tipo IV vazado em torno dos análogos de maneira convencional e no outro o gesso foi vertido em duas etapas. Primeiramente espaçadores foram utilizados ao longo dos análogos e o mesmo gesso foi derramado em torno dos análogos de maneira convencional. Após a presa completa do gesso, os espaçadores foram retirados e mais gesso foi inserido nos espaços criados. Seis *strain-gauges* foram posicionados em uma infraestrutura padrão, que foi confeccionada precisamente no modelo de mestre, e registrado os *microstrains* gerados por cada espécime. Não houve diferença estatística entre os dois métodos estudados. Concluindo que novas investigações são necessárias para quantificar o grau de adaptação para evitar complicações biológicas e / ou mecânicas em próteses implantossuportadas.

Seguindo a linha de pesquisa, Karl et al. (2008) realizaram medições do desenvolvimento de tensão em prótese parcial implantossuportada parafusada e cimentada usando a técnica de *strain gauges*. Implantes foram fixados em um modelo que representou uma situação clínica real com *strain gauge* fixado nas faces mesial e distal a estes implantes e nos pânticos das infraestruturas. Foram

confeccionadas próteses parafusadas e cimentadas de três e cinco elementos e estas compradas entre si. Os valores médios de tensão para os quatro grupos foram diferentes e variaram de 26,0 até 637,6 $\mu\text{m/m}$. Quando se comparou os quatro grupos nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada tanto para o tamanho da infraestrutura como para o tipo de fixação.

Em outro experimento, Karl et al. (2008) observaram que o ajuste passivo é difícil de conseguir nas restaurações implantossuportadas com diferentes técnicas de fabricação existentes das infraestrutura. Investigaram se as próteses parciais fixas de três elementos confeccionadas com o sistema CAD/CAM (*Computer-aided design/Computer-aided manufacturing*) com base em impressões ópticas apresentam menor distribuição de tensão do que os métodos convencionais de fabricação das próteses. Um modelo de medição com dois implantes foi criado e *strain gauges* foram fixados ao material do modelo na mesial e distal adjacente aos implantes. Dois grupos de restaurações convencionais cimentadas foram confeccionados através da técnica de moldagem do reposicionamento e do arrasto. Um grupo de próteses foi confeccionado pelo sistema CAD/CAM gerado com base nas impressões ópticas. As tensões desenvolvidas durante a fixação foram registradas. As próteses fabricadas pelo CAD/CAM revelaram o desenvolvimento de tensões significativamente menores do que as feitas a partir de impressões pela técnica do arrasto. Nenhuma diferença significativa foi detectada entre as próteses fabricadas a partir da técnica de impressão de reposicionamento e CAD/CAM. Dentro das limitações do estudo apresentado, pode concluir-se que restaurações fabricadas com base em impressões ópticas, demonstram um nível de ajuste semelhante às próteses convencionais.

Smet et al. (2008) investigaram se a carga precoce controlada aumenta a massa óssea peri-implantar e mantém o contato osso/implante. Três séries de cobaias receberam implantes em ambas as tíbias. Uma semana após a instalação, um implante foi estimulado com uma curvatura de variação senoidal, enquanto o implante contra-lateral serviu como controle sem carregado. Amplitudes de força 0,5, 1 e 2N foram aplicados em um cantiléver com 20 mm de comprimento, resultando em tensões de 133, 267 e 533 $\mu\epsilon$, respectivamente, medidos por um *strain gauge* ligado à superfície do osso da tíbia distal ao implante. A estabilidade do implante foi

observada por meio de análise de frequência de ressonância. O contato osso-implante e massa óssea foram analisados histomorfometricamente.

Diante dos resultados encontrados estes autores (SMET et al., 2008) observaram, um efeito significativamente positivo sobre a massa foi observada na cavidade medular distal peri-implantar para o início estímulo mecânico em uma frequência de 3Hz. Valores ótimos foram atingidos pela carga aplicada, que provoca uma tensão de cerca de 267 $\mu\epsilon$. A estabilidade do implante aumentou gradualmente no tempo, sem que o efeito significativo da estimulação precoce pudesse ser medido. Desta forma, o efeito da estimulação mecânica precoce controlada na região peri-implantar, neste modelo de osso cortical, é fortemente dependente da amplitude da força e estimulação de tensões em baixa frequência.

No trabalho de Akça et al. (2009), o efeito do tipo de prótese e da técnica de impressão na tensão gerada no osso cortical humano ao redor de implantes foi avaliada aplicando-se carga. Foram testadas próteses cimentadas e parafusadas e as técnicas de impressão com moldeira aberta (arrasto) e fechada (reposicionamento). Para medição das deformações no osso, foram instalados implantes em fíbulas de cadáver humano e colados *strain gauges* na superfície óssea. Os grupos testes analisados foram: 1- técnica da moldeira fechada com prótese parafusada diretamente sobre implante, 2- técnica da moldeira fechada, prótese cimentada sobre intermediário do implante, 3- técnica da moldeira aberta, prótese parafusada diretamente sobre implante. Foram confeccionadas 6 infraestruturas unindo dois implantes distantes 15mm, para cada grupo teste. Para padronização a infraestrutura foi confeccionada em forma de barra e não escavado no formato de dente. A adaptação marginal foi avaliada por dois especialistas em prótese. Uma carga externa estática de 150N foi aplicada na região mediana desta infraestrutura. Segundo os resultados, a tensão gerada em todos os grupos foi semelhante, não apresentando diferença estatisticamente significativa. Concluindo assim que em casos de próteses fixas de três elementos a tensão gerada a nível da crista óssea é semelhante tanto nas próteses cimentadas e parafusadas, assim como utilizando a moldagem aberta ou fechada, quando submetidos à carga estática de 150N.

Nishioka et al.(2009) quantificaram *in vitro* o desenvolvimento de tensões na região peri-implantar simulada de três implantes hexágono externo e três implantes hexágono interno posicionados em linha reta e em *offset* (com compensação). Os implantes foram incorporados em um bloco de poliuretano e quatro *strain gauges* foram colados na superfície do poliuretano. Sobre os implantes foram instalados intermediários e um total de 20 infraestruturas foram parafusadas com um torque de 10 Ncm. Os resultados mostraram diferenças entre ambas as condições. Apesar das limitações, a conexão do tipo hexágono interno apresentou valores estatisticamente mais elevados de *microstrain* do que o implante hexágono externo. Não houve diferença estatística na colocação dos implantes em compensação (*offset*) para a redução da tensão ao redor do implante.

Na pesquisa de Paiva et al. (2009) analisaram a tensão em barras de *overdenture* com diferentes ligas avaliando também a seqüência de aperto. Quatro análogos de implante foram embutidos em gesso tipo IV para simular um modelo paciente desdentado mandibular, e dois grupos de quatro barras de *overdenture* foram fabricados. Grupo I quatro barras de ligas fundidas e Grupo II, quatro barras de titânio soldadas a laser. As ligas das barras fundidas incluíram Au-Ag-Pd, Pd-Ag-Au, Au-Ag-Cu-Pd e Ag-Pd-Cu-Au, enquanto as barras soldadas a laser eram todas da liga Ti-Al-V. As barras foram confeccionadas a partir do mesmo modelo mestre, foram aparafusadas em posição, e a tensão total nas barras foi medida através de cinco extensômetros colados à barra entre os implantes. Cada barra com torque de 30 Ncm por parafuso com três seqüências de aperto. Os dados foram processados através de um amplificador de tensão e analisadas por computador. Barras de titânio soldadas à laser tendem a ter tensões inferiores barras fundidas, embora a barra de Au-Ag-Pd não foi significativamente diferente. A passividade das barras de *overdenture* foi avaliada utilizando deformação total da barra quando parafusada (média entre os sensores). Menores valores de tensão média foram observados em ligas fundidas com alto módulo de elasticidade ou utilizando solda a laser. Enquanto o efeito da seqüência de aperto dos parafusos na passividade destas barras foi mínimo.

No experimento realizado por Kokat et al. (2009), procuraram qualificar e quantificar as forças ao redor de implantes imediatamente carregados com prótese fixa implantossuportada variando o número de implantes. O experimento foi

realizado utilizando-se extensômetros colados na cortical óssea mandibular de cadáveres recentes. Próteses fixas totais suportadas por três, quatro e cinco implantes foram fabricadas. Cargas de 100 N foram aplicadas para simular a carga oclusal. O quociente de estabilidade dos implantes variou de 42 até 145 Ncm. Os resultados mostraram que os valores de tensão mais altos foram gravados pela prótese suportada por três implantes, seguido pelo de quatro e cinco implantes respectivamente.

Segundo Hegde et al. (2009) vários artigos na literatura têm utilizado *strain gauges* para estimar a precisão do ajuste das barras do implante. No entanto, a precisão destas medições não foi devidamente documentada. O objetivo deste estudo foi avaliar a resposta de extensômetros para quantias conhecidas de desajuste na barra do implante, passo importante na validação desse dispositivo. Um bloco de aço foi fabricado com cinco plataformas de implante com 4,0 mm e hexágono externo usinados no bloco 7 mm distante. Uma barra de 1,4 cm em liga de ouro foi moldada para encaixar nas duas plataformas. Desadaptações de bronze com espessura variável (150, 300 e 500 μm) foram colocados sob um dos lados da barra para criar desajuste. Um *strain gauge* foi utilizado para registrar as leituras de tensão em cima da barra, uma leitura no primeiro contato da barra e outra no torque máximo do parafuso. *Microgaps* entre a barra e as plataformas de aço foram medidos usando um dispositivo de alta precisão de medição ótica. O experimento foi repetido três vezes. Os resultados mostraram que as espessuras das desadaptações tiveram um efeito significativo nas tensões. Houve uma correlação positiva entre a espessura do calço e tensão, para as tensões de torque máximo, e para medidas de tensão no primeiro contato. Medições do *microgap* não mostraram correlação com as desadaptações crescente.

Suedam et al. (2009) verificaram a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportada em função da altura dos intermediários (4 mm, 5,5 mm e 7 mm de altura) e de ligas metálicas de cromo-cobalto e paládio-prata, através de um estudo no qual utilizaram corpos de prova simulando infraestruturas de prótese total fixa mandibular com *cantilever* sobre um modelo-mestre. Aplicaram uma carga estática vertical de 100 N na extremidade livre, a uma distância de 15 mm para distal do intermediário terminal para cada altura de intermediário e para cada tipo de liga, medindo a distribuição de forças através do

uso de *strain gauges*. Os resultados demonstraram que o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica, independente da altura do intermediário e da liga utilizada. Observaram também que o aumento na altura dos intermediários promoveu o aumento da tensão gerada no intermediário próximo à aplicação da carga e que esta deformação é influenciada pelo tipo de liga utilizada na confecção da infraestrutura.

Em outro trabalho Suedam (2009), realizou um experimento como objetivo de verificar a deformação gerada na região peri-implantar de prótese parcial fixa mandibular. Para isto foi utilizado um modelo de poliuretano em forma de U simulando o osso mandibular com dois implantes hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento, nos quais foram fixados intermediários. O trabalho apresentou dois grupos divididos de acordo com o tipo de liga das infraestruturas (cobalto-cromo ou paládio-prata) os quais foram submetidos a quatro situações de aplicação de carga. Foram aplicadas forças de 300 N, nos pontos de referência pré-determinados na barra entre os implantes e na extremidade livre (5 mm, 10 mm e 15 mm de *cantilever*). Foram realizadas leituras das deformações geradas na distal, lingual, mesial e vestibular de cada implante, com o uso de *strain gauges*. Os resultados do estudo demonstraram que a deformação é influenciada pelo ponto de aplicação de carga e pelo módulo de elasticidade da liga da barra. A deformação é diretamente proporcional ao comprimento do *cantilever*, onde comprimentos maiores do que 10 mm provocam tensões que superam a tensão máxima fisiológica proposta pela teoria de Frost.

Moretti-Neto et al. (2009) visando a obtenção de dados relacionados à adaptação passiva em prótese implantossuportada, analisaram a quantidade de deformação que ocorre no intermediário da prótese após o aperto do parafuso tanto do cilindro de paládio-prata como de cobalto-cromo. Um modelo mestre foi usado para simular uma mandíbula humana com cinco implantes. *Strain gauges* foram colados nas faces mesial e distal de cada intermediário. Os intermediários foram montados sobre as réplicas dos implantes e os parafusos foram apertados com um torque de 20 Ncm e as leituras gravadas. Após este passo, os parafusos tanto dos cilindros de paládio-prata como de cobalto-cromo foram apertados com um torque de 10 Ncm e as leituras também foram gravadas. Estas medições foram repetidas por cinco vezes. Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as tensões

geradas tanto pelos cilindros de paládio-prata como os de cobalto-cromo. No entanto, existiram diferenças com relação à qualidade da tensão. A deformação gerada pelo aperto dos parafusos dos cilindros de cobalto-cromo foi de compressão e o aperto dos parafusos dos cilindros de paládio-prata gerou forças de compressão e tração.

Em outro estudo Moretti-Neto et al. (2009) analisaram se o processo laboratorial de confecção de coroas metalocerâmicas resulta em alterações das tensões no osso ao redor dos implantes. Para isto foi utilizado um modelo de poliuretano em forma de U simulando o osso mandibular com dois implantes de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento, nos quais foram fixados intermediários *multi-unit*. Os corpos de prova foram confeccionados com dois tipos (cobalto-cromo e paládio-prata), e três tipos de cilindros protéticos (calcinável, usinado de cobalto-cromo e usinado de Ouro). As leituras de deformação foram realizadas em dois momentos: 1- após a fundição das infraestruturas e 2 – após estas infraestruturas terem recebido cobertura cerâmica. Os testes foram realizados parafusando os corpos de prova sobre os intermediários utilizando-se para isto um dispositivo eletrônico de torque com força máxima de 10 Ncm. Os resultados mostraram que, após a aplicação da cobertura cerâmica, ocorreu aumento dos valores de deformação dos intermediários. O mesmo não foi detectado quando se avaliou a deformação do osso simulado, já que os valores de deformação não indicaram diferenças antes e após a aplicação da cerâmica.

Nishioka et al. (2010) utilizando *strain gauges*, quantificaram as tensões desenvolvidas durante o aperto do parafuso de fixação de próteses fixas implantossuportadas variando o tipo de conexão dos implantes e também o tipo de cilindro protético utilizado. Os implantes foram inseridos num bloco de poliuretano com características semelhantes ao osso mandibular. Intermediários do tipo *micro-unit* foram instalados com torque de 20 N sobre três implantes hexágono externo e três hexágono interno em cada bloco. Cilindros protéticos usinados de cobalto-cromo e de plástico, foram parafusados no modelo e receberam uma matriz padronizada para confecção das infraestruturas em cera, que foram fundidas em liga de cobalto-cromo. Quatro *strain gauges* foram colados na superfície do bloco no sentido horizontal, nas regiões mesial e distal de cada implante. Utilizando um torquímetro manual as infraestruturas foram parafusadas sobre os intermediários

com torque de 10 Ncm. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes quanto ao tipo de conexão ou cilindro utilizado. Desta forma, as conexões do tipo hexágono externo e interno, cilindros fundidos e usinados, apresentaram comportamento mecânico similar em condições de fixação do parafuso.

Na pesquisa de Duyck et al. (2010) compararam o comportamento do osso, e suas tensões utilizando *strain gauges*, em torno de um projeto experimental de instalação com um torque de inserção alta. Foram extraídos os pré-molares e primeiro molar de *minipigs* para proporcionar espaço para dois implantes em cada quadrante. Um primeiro conjunto de 40 implantes foram colocados três meses após a extração e 40 implantes adicionais foram instalados mais 2 meses depois. Os animais foram sacrificados três meses após a primeira instalação do implante. A avaliação radiológica foi realizada no início, 1 mês, 2 meses e 3 meses após a instalação do implante. A profundidade e área do defeito, as alterações do nível ósseo, densidade de contacto entre o osso e o implante, e proporção óssea peri-implante foram medidos histomorfometricamente. De acordo com os resultados, a análise radiológica revelou uma perda de massa óssea significativamente maior em torno do implantes experimentais. Análises histomorfométrica confirmou significativamente mais perda óssea, maiores defeitos ósseos marginais, e uma menor fração óssea global peri-implantar ao redor dos implantes experimentais, com as medidas dos *strain gauges* indicando tensões marginais excessivas em torno de 4000 e -3000 $\mu\epsilon$.

Tahmaseb et al. (2010) descreveram uma nova técnica para medir a desadaptação de infraestruturas implantossuportadas digitalmente projetada e fabricada de acordo com um novo conceito baseado em cirurgia guiada por computador em combinação com a instalação prévia de mini-implantes. Além disso, a infraestrutura criada digitalmente foi comparada com uma estrutura usinada baseada na impressão com análise de *strain gauges*. Modelos em resina acrílica e gesso foram preparados para representar a mandíbula desdentada. Após a inserção de três mini-implantes no modelo de resina acrílica, uma tomografia *cone-beam* foi realizada. Os dados foram importados para o *software* de planejamento, onde seis implantes foram inseridos virtualmente. Um guia cirúrgico e uma infraestrutura de titânio foram projetados e usinados utilizando um protocolo de CAD/CAM. Seis

implantes foram inseridos com o guia cirurgico fixados pelos mini-implantes. Em seguida foi realizada uma moldagem do modelo de resina acrílica, com seis implantes, e o segundo modelo em gesso foi preparada. Uma segunda infraestrutura de titânio foi usinada após digitalização óptica do modelo de resina acrílica. As medições com *strain gauges* foram realizadas em ambas as estruturas ligados a estes dois modelos. Para validar os resultados, um sistema industrial óptico de varredura com alta precisão foi utilizado para capturar toda a geometria de conexão e as medidas foram comparadas. Os autores concluíram que a desadaptação projetada via digital e produzidos nos implantes inseridos e planejados digitalmente foram clinicamente insignificante.

Hollweg et al., 2011, avaliaram a deformação que ocorre nos pilares dos implantes com a fixação de infraestruturas, confeccionadas em liga de cobalto-cromo e paládio-prata. As amostras simulando uma prótese mandibular protocolo implantossuportada foram fabricadas e parafusadas sobre pilares *standard* posicionados em um modelo mestre contendo cinco réplicas dos implantes. Dois *strain gauges* foram fixados sobre as faces mesial e distal de cada pilar para capturar deformação durante o aperto dos parafusos de retenção. Uma combinação de forças de compressão e tração foi observada em ambos os pilares para infraestruturas cobalto-cromo e paládio-prata. Não houve evidência de diferenças significativas nas médias das deformações do pilar em nove das dez faces dos pilares. Apesar de visualmente apresentarem bem adaptadas, não necessariamente transmissão de carga aos pilares ocorre de maneira uniforme. O uso de ligas de cobalto-cromo para estruturas de próteses implantossuportadas podem ser consideradas clinicamente aceitáveis como a liga paládio-prata.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho é avaliar, com auxílio dos *strain gauges* a deformação média gerada nos intermediário e na região peri-implantar simulada (poliuretano), mediante a instalação com torque de 10 Ncm de quatro infraestruturas de três elementos, durante as etapas de confecção da prótese parcial fixa sobre implantes, verificando:

1. A quantidade mínima de deformação com o aperto do parafuso de fixação dos cilindros usinados pré-fabricados em intermediários isolados;
2. A influência da inserção e polimerização de resina acrílica ativada quimicamente utilizada na união para solda da infraestrutura seccionada.
3. A comparação da fundição da infraestrutura em peça única ou monobloco, antes e após o procedimento de seccionamento e soldagem.
4. A influência da aplicação de cerâmica, glaze, acabamento e polimento.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1– *Modelo experimental*

Para esta pesquisa foi utilizado um modelo experimental homogêneo à base de poliuretano (Axson - Cergy, França), com propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 GPa e osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (RUBO;SOUZA, 2001; MIYASHIRO et al., 2011; MORETTI-NETO et al., 2011).

Este modelo utilizado nas pesquisas de SUEDAM, 2009 e MORETTI-NETO, 2009, foi construído com auxílio de uma matriz metálica em forma de “U” simulando o arco mandibular. Dois implantes (Brånemark System Mk III RP, Nobel Biocare – Gotemburgo, Suécia) de 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento foram posicionados na matriz paralelos entre si. O poliuretano foi proporcionado, manipulado e por fim vazado na matriz com os implantes em posição. Após sua presa, os implantes apresentaram íntimo contato com o material. O modelo obtido apresenta as seguintes dimensões: 13 mm de diâmetro interno, 52 mm de diâmetro externo, 35 mm de comprimento, 13 mm de largura e 19 mm de altura. Os dois implantes se encontram paralelos entre si, posicionados 14 mm distantes de centro a centro, com o centro do implante mesial distante 7 mm da linha média. Sobre os implantes foram parafusados dois intermediários do tipo *multi-unit* de 5 mm de altura (Nobel Biocare – Gotemburgo, Suécia).

Uma base metálica rígida foi desenvolvida para fixação e estabilização deste modelo experimental. Esta fixação se fez necessária para que não ocorressem movimentações do conjunto no momento da realização dos testes, com o intuito de não interferir na deformação do modelo de poliuretano e de não absorver as forças aplicadas durante os testes.

Para a realização deste experimento foram utilizados 14 *strain gauges* ou extensômetros elétricos lineares (KFG -02-120-C1-11, Strain Gages, Kyowa

Electronic Instruments – Tóquio, Japão) distribuídos da seguinte forma: quatro ao redor de cada implante nas faces mesial, distal, vestibular e lingual; e três na superfície lateral de cada intermediário, equidistantes entre si (Figura 1). Estes sensores foram fixados utilizando uma cola a base de cianoacrilato (Strain Gage Cement CC-33 A, Kyowa Electronic Instruments – Tóquio, Japão), após uma limpeza prévia com acetona da superfície externa do modelo de poliuretano e dos intermediários.

Figura 1 – Distribuição dos 14 *strain gauges*: 8 em poliuretano e 6 nos intermediários, vista vestibular, oclusal e lingual.

As terminações dos *strain gauges* foram soldadas em uma placa de circuito elétrico que foi afixada sobre a superfície do modelo mestre (figura 2). A partir desta placa, cada um dos sensores fixados no poliuretano foi conectado a um canal do dispositivo de aquisição de dados (dois módulos NI9237, *National Instruments* – Texas, USA), conectados a um chassis (NIcDAQ-9172, *National Instruments* – Texas, USA) capaz de medir a deformação dos *strain gauges* e transmiti-las para um computador com processador *Intel Atom*, 1Gb por meio de uma conexão USB 2.0, onde os dados foram visualizados utilizando o programa *LabVIEW* 8.1 para *Windows* (*National Instruments* – Texas, USA) (Figura 3). Enquanto os sensores fixados nos intermediários foram conectados a uma placa de aquisição de dados (SC – 2042 – SG, *National Instruments* – Texas, USA) que enviava sinais a uma placa de leitura (PCI – MIO – 16 XE – 10, *National Instruments* – Texas, USA), instalada em um computador *Pentium II* 133 MHz, 16 Mb. Os dados obtidos eram visualizados no monitor do computador, utilizando-se o programa *LabVIEW* 5.1 para *Windows* (*National Instruments* – Texas, USA).

Figura 2 – Placa de circuito com terminações dos *strain gauges* soldados.

Figura 3 – Experimento pronto para execução (Sala de Computadores - Departamento de Engenharia Mecânica UNESP - Bauru).

- A. *Strain gauges* colados ao modelo experimental e soldados à placa de circuito.
- B. Canais de extensometria da placa conectados ao dispositivo de aquisição de dados.
- C. Visualização dos dados no programa *LabVIEW* 8.1 no computador.
- D. Dispositivo eletrônico de controle de torque.

4.2– Obtenção dos corpos de prova

4.2.1– Duplicação do modelo experimental

Previamente à colagem dos *strain gauges*, foi realizada a moldagem de transferência dos intermediários do modelo mestre para a confecção dos corpos de prova. Após a instalação dos dois transferentes de moldeira aberta para intermediário *multi-unit* (Conexão Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil), estes foram laçados com fio dental e unidos com resina acrílica quimicamente ativada (*Duralay, Reliance Dental* – Chicago, USA) realizando incrementos pela técnica do pincel. Em seguida foi realizada a moldagem de arrasto, utilizando a técnica da moldeira aberta com dupla mistura da sílica de adição (*Express, 3M - St. Paul, USA*).

Desta forma o modelo mestre foi duplicado em gesso especial (*Durone IV, Dentsply* – Rio de Janeiro, Brasil) manipulado conforme as orientações do fabricante, com 2 análogos de intermediário *multi-unit* (Conexão Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil) (Figura 4).

Figura 4 – Modelo duplicado em gesso tipo IV, com os análogos do intermediário.

4.2.2 – Enceramento dos corpos de prova

Inicialmente dois cilindros protéticos pré-fabricados usinados de cobalto-cromo (Conexão Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil) foram posicionados sobre os análogos do modelo em gesso. Em seguida, foi realizado o enceramento (Cera Verde, Rainbow – São Paulo, Brasil) de uma infraestrutura de três elementos, com um elemento suspenso entre dois pilares fixos, todos com formato anatômico de pré-molares (Figura 5).

Figura 5 – Enceramento da infraestrutura de três elementos vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.

A partir deste, uma matriz foi confeccionada com silicona (Zetalabor, Zhermack Spa – Badia Polesine, Itália) para que os próximos enceramentos apresentassem as mesmas características anatômicas com relação as suas dimensões promovendo assim uma padronização da infraestrutura dos corpos de prova (Figura 6).

Figura 6 – Padronização da infraestrutura de três elementos

4.2.3 – Inclusão e fundição em monobloco

Após o enceramento de todos os quatro corpos de prova, estes foram unidos aos canais de alimentação e fixados a uma base formadora de cadinho (Polidental – São Paulo, Brasil). Neste momento foi aplicado um agente redutor de tensão superficial (Surdacer, Polidental – São Paulo, Brasil) e o revestimento (*Heat Shock*, Polidental – São Paulo, Brasil) (Tabela 1) foi proporcionado em 90 g de pó para 22,5 ml do líquido, manipulado a vácuo e vertido para o interior do anel sob vibração, para que o material envolvesse todos os padrões dos corpos de prova sem que bolhas pudessem estar presentes.

Tabela 1 – Especificações do revestimento utilizado para fundição, segundo fabricante.

Revestimento	Tempo de Trabalho	Tempo de Presa	Expansão Térmica	Expansão de Presa	Resistência a Compressão
<i>Heat Shock</i> (Polidental –São Paulo, Brasil)	2 a 6 min.	10min.	1,45%	1,2%	5,4Mpa

Completados 30 minutos após a espatulação e presa do revestimento, os anéis de fundição foram levados ao forno para eliminação da cera, partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional até atingir-se a temperatura de 250°C a qual foi mantida por 30 minutos. Em uma segunda fase a temperatura do forno foi aumentada de 250°C para 560/600°C e mantida por 40 minutos com a finalidade de se eliminar o carvão e carbono residuais aderidos nas paredes do revestimento. Por fim, para o aquecimento interno do anel, a temperatura alcançou 850/900°C por 90 minutos.

Após estes procedimentos, a sobrefundição foi realizada respeitando-se as características técnicas da liga de níquel-cromo-cobalto utilizada (Tabela 2). Atingida a temperatura final, o anel foi posicionado numa centrífuga mecânica e três lingotes desta liga foram colocados no cadinho também aquecido. A fundição foi realizada com um maçarico a gás-oxigênio ajustado para 10 Psi e 20 Psi de pressão para o gás butano/propano e o oxigênio respectivamente. Após a fundição e injeção

da liga na centrífuga, o cilindro de revestimento tinha um resfriamento natural até atingir a temperatura ambiente. Foram realizadas duas fundições, utilizando 03 lingotes de metal para cada fundição com 02 infraestruturas de três elementos. As 04 infraestruturas foram fundidas em peça única ou monobloco.

Tabela 2 – Especificações da liga utilizada de níquel-cromo-cobalto, segundo fabricante.

Liga	Conteúdo	Intervalo de Fusão	Peso Específico
Dan Ceramalloy (Nihon Shika Kinzoku – Osaka, Japão)	Ni 56%, Cr 20%, Co 12%, Mo 5%, Ti 2%, Outros 5%	1205 – 1250°C	8,0g/cm ³

Com o resfriamento dos anéis em temperatura ambiente, as fundições puderam então ser removidas do revestimento. Procedimentos laboratoriais padrão foram utilizados nesta etapa do trabalho. Para a limpeza dos corpos de prova e visando preparar sua superfície para receber a cobertura cerâmica foi empregado jato de óxido de alumínio de 50 µm com 60 Psi e acabamento com brocas carbide e pedras sinterizadas especiais para o preparo do metal.

Durante estes procedimentos, os corpos de prova foram fixados sobre um análogo a fim de minimizar possíveis danos na região da interface intermediário/cilindro protético (figura 7).

Figura 7 – Infraestruturas de níquel-cromo-cobalto em monobloco, sobrefundidas em cilindros de cobalto-cromo, vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.

4.2.4 – Seccionamento das infraestruturas

Após a fixação da infraestrutura em monobloco no modelo de gesso, a área da junta a ser soldada foi obtida por meio de um corte transversal da peça utilizando um disco diamantado sinterizado, com espessura conhecida de 0,30 mm (HDS, Dhpro – Paraná, Brasil) em motor elétrico. Os padrões seccionados apresentavam um espaço de aproximadamente 0,60 mm entre os dois fragmentos (Figura 8), aferidos na região mais central do seccionamento com paquímetro digital (Mitutoyo Digital – São Paulo, Brasil).

Figura 8 – Infraestruturas em monobloco após seccionamento vista vestibular e lingual.

4.2.5 – União com resina acrílica

As duas partes da infraestrutura seccionada foram alinhadas e parafusadas no modelo experimental protegido com lençol de borracha azul, com torque de 10 Ncm utilizando o dispositivo eletrônico de controle de torque (*Nobel Biocare Torque Controller*, Nobel Biocare - Gotemburgo, Suécia). Foi observado o espaço suficiente para solda e ausência de contato entre as duas superfícies, então toda a área da junta era recoberta por resina acrílica quimicamente ativada *Duralay* (*Dental Reliance* – Chicago, USA) realizando os incrementos com a técnica do pincel, visando uma imobilização suficientemente rígida (Figura 9).

Figura 9 – Fixação para remoção do corpo de prova em posição para soldagem

Depois da polimerização da resina, o conjunto era removido e estocado em um recipiente com gaze umedecida em água para posterior inclusão de soldagem.

4.2.6 – Inclusão e soldagem a maçarico

Para que houvesse uma uniformidade na inclusão para soldagem dos corpos de provas, foi produzida uma matriz em silicona (*Zetalabor*, Zhermack Spa – Badia Polesine, Itália) a partir de um bloco de revestimento simulado. Esse padrão apresentava a forma retangular medindo 30 mm de comprimento por 20 mm largura e 15 mm de altura (Figura 10). Todo o interior da matriz era pulverizado com um agente redutor de tensão superficial (Waxit, Degussa – São Paulo, Brasil).

Figura 10 – Matriz em silicona para inclusão no revestimento para soldagem

Na inclusão das peças para soldagem convencional a maçarico, foi usado revestimento de alta fusão (*Termocast*, Polidental – São Paulo, Brasil) (Tabela 3) manipulado com água destilada numa proporção de 16 ml de água para 100 g de pó. O revestimento era manipulado mecanicamente a vácuo e vazado sob vibração através da abertura superior da matriz até o seu completo preenchimento. Os análogos foram parafusados aos corpos de prova e o conjunto a ser soldado era posicionado no interior da matriz de silicona preenchida com o revestimento. A parte que correspondia ao pântico ficava exposta em toda a sua extensão para que houvesse acesso a área da junta para os procedimentos de soldagem. Com a presa final do revestimento, 15 minutos após o início da sua manipulação, removia-se o bloco de revestimento de dentro da matriz. (Figura 11).

Tabela 3 – Especificações do resvestimento utilizado para solda, segundo fabricante.

Revestimento	Tempo de Trabalho	Tempo de Presa	Expansão Térmica	Expansão de Presa	Resistência a Compressão
<i>Termocast</i> (Polidental – São Paulo, Brasil)	2 a 4 min.	8 min.	1%	1%	4,9Mpa

Figura 11 – Infraestruturas incluídas em revestimento para soldagem

Os blocos de revestimento contendo os corpos de provas a serem soldados foram colocados no forno para anéis e aquecidos até 320°C por 40 minutos, a partir da temperatura ambiente com a finalidade de eliminar a resina acrílica que recobria e fixava a área da junta. Após o seu resfriamento as áreas de juntas foram jateadas com óxido de alumínio de 50 μm , para a remoção dos óxidos

formados durante o aquecimento no forno e resíduos de carbono, resultantes da queima da resina.

Todos os corpos de prova foram soldados segundo a técnica convencional com um maçarico para solda (*Draeger*, Labor Dental - São Paulo, Brasil) com um orifício de 1,0 mm de diâmetro. De acordo com as orientações do fabricante, a mistura butano-propano/oxigênio foi regulada.

Todo o conjunto peça e revestimento eram aquecidos uniformemente até que a peça se apresentasse com uma tonalidade vermelho brilhante, quando então a chama era posicionada sobre a área da junta. Nesse momento, uma vareta de solda (*Ceramic Flo Solder* – Bordent, São Paulo, Brasil) com ponto de fusão de 971 a 1076 °C, segura por uma pinça mosquito de ponta reta tinha a extremidade imersa no fluxo para solda (*Fluxsol*, Bego – Bremen, Alemanha) e era levada até tocar a área da junta, quando recebia a chama do maçarico a solda se fundia e fluía para o interior da junta. O resfriamento da peça ocorria naturalmente até que atingisse a temperatura ambiente.

Após a desinclusão, os excessos de solda sobre a área da junta foram removidos com discos (*Ultra Cut*, Dhpro – Paraná, Brasil) e pedras de óxido de alumínio (*Dedeco* – Nova York, USA) e jateados com óxido de alumínio de 50 µm a uma pressão de 60 Psi. Todas as peças foram analisadas quanto a imperfeições nas juntas soldadas (Figura 12).

Figura 12 – Os quatro corpos de prova após a solda: vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.

4.2.7 – Aplicação da cerâmica

Para a oxidação do metal, as infraestruturas foram levadas ao forno de cerâmica pré-aquecido a 600° C e esta temperatura foi elevada em incrementos de 30° C até atingir 900° C permanecendo assim por 5 minutos sob vácuo parcial. Após esta fase, foi realizada a queima das camadas de opaco usada para mascarar a infraestrutura metálica. As temperaturas utilizadas em todas as fases de aplicação da porcelana seguiram as recomendações do fabricante. Neste trabalho foi utilizada a cerâmica *Duceram Kiss* (*Degudent Hanau* – Wolfgang, Alemanha). Para este sistema cerâmico a aplicação do opaco seguiu o seguinte protocolo: no opacificador em pasta, a temperatura inicial do forno foi 575° C permanecendo nesta temperatura por sete minutos e aumentada em incrementos de 30° C atingindo a temperatura final de 960° C e mantida por três minutos. Após o resfriamento foi realizada a queima da segunda camada de opaco em pasta, mais espessa. A temperatura inicial do forno foi de 575° C permanecendo nesta temperatura por cinco minutos e aumentada em incrementos de 30° C atingindo a temperatura final de 960° C e mantida por dois minutos.

Após a aplicação do opaco, duas camadas de cervical foram aplicadas de maneira semelhante: temperatura inicial do forno de 575° C mantendo-se nesta temperatura por sete minutos, elevação da temperatura em incrementos de 32° C até atingir a temperatura de 920° C mantida por um minuto. Para a aplicação das duas camadas cerâmicas (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575° C mantendo-se nesta temperatura por seis minutos. A seguir a temperatura foi elevada em 32° C até atingir 910° C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Para a segunda camada de porcelana (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575° C mantida por quatro minutos, após o que a temperatura foi elevada em 32° C até atingir 900° C permanecendo nesta temperatura por um minuto.

A partir da aplicação da cerâmica finalizada no primeiro corpo de prova, foi confeccionada uma matriz em silicona visando à padronização da cobertura cerâmica para os demais corpos de prova (Figura 13).

Figura 13 – Matriz em silicone para padronização da cobertura cerâmica.

4.2.8 – Aplicação do glaze, acabamento e polimento

Na realização do glaze os corpos de prova foram introduzidos no forno pré-aquecido à temperatura de 575°C por três minutos e aumentado a temperatura em incrementos de 100°C por minuto até atingir 890°C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Todas as fases da aplicação estratificada da porcelana exceto a queima do glaze foram realizadas sob vácuo de 50 hPa.

Como conclusão do trabalho protético foi realizado o acabamento e polimento da cinta metálica com predas de óxido de alumínio, borrachas verde e azul (Dedeco – Nova York, USA) e borracha de silicone para o brilho final (Dedeco – Nova York, USA) (Figura 14).

Figura 14 – Os quatro corpos de prova após aplicação da cerâmica, glaze, acabamento e polimento: vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.

4.3 – Constituição das etapas analisadas

Foram utilizados quatro corpos de prova que passaram por 07 diferentes etapas, nas quais as tensões sobre os intermediários e base de poliuretano eram mensuradas através da fixação com parafusos hexagonais de titânio (Conexão Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil). Para cada corpo de prova testado e em cada etapa, foram utilizados parafusos novos, excluindo a possibilidade de interferências relacionadas ao desgaste do parafuso.

- Etapa 01 – Cilindros protéticos pré-fabricados usinados de cobalto-cromo (Conexão Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil) (Figura 15).

Figura 15 – Cilindros usinados de cobalto-cromo, parafusados no modelo experimental.

- Etapa 02 – Infraestrutura fundida em monobloco na liga de níquel-cromo-cobalto sobre cilindros utilizados na etapa 01 (Figura 16).

Figura 16 – Infraestrutura em monobloco, parafusada no modelo experimental.

- Etapa 03 – Infraestrutura utilizada na etapa 02 após secção com disco diamantado na região do pântico, livre de contato entre as superfícies (Figura 17).

Figura 17 – Infraestrutura seccionada, parafusada no modelo experimental.

- Etapa 04 – Infraestrutura utilizada na etapa 03 unida na região da secção com resina acrílica *Duralay* visando remoção para solda (Figura 18).

Figura 18 – Infraestrutura com *Duralay*, parafusada no modelo experimental.

- Etapa 05 – Infraestrutura utilizada na etapa 04 após o procedimento de solda convencional com maçarico (Figura 19).

Figura 19 – Infraestrutura soldada, parafusada no modelo experimental.

- Etapa 06 – Infraestrutura utilizada na etapa 05 após aplicação da cobertura cerâmica (Figura 20)

Figura 20 – Infraestrutura soldada com cerâmica, parafusada no modelo experimental.

- Etapa 07 – Infraestrutura utilizada na etapa 06 após aplicação do glaze, acabamento e polimento da cinta metálica (Figura 21).

Figura 21 – Infraestrutura com cerâmica, glaze e polimento, parafusada no modelo experimental.

4.4 – Realização dos testes

Previamente à realização dos testes com os corpos de prova, em de cada uma das etapas, foram fixados sobre os implantes, os intermediários *multi-unit* com torque de 20 Ncm aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller – Gotemburgo, Suécia) obtendo os dados de deformação para cada intermediário individualmente e observando assim o funcionamento adequado do experimento.

Após a realização das medidas de deformação em função do aperto do parafuso dos intermediários, uma nova análise foi realizada para obtenção das medidas de deformação dos intermediários e poliuretano com relação à fixação dos corpos de prova. Após o posicionamento do corpo de prova sobre os intermediários no modelo de poliuretano, os parafusos protéticos de titânio hexagonais para *multi-unit* (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo, Brasil) foram apertados com uma chave hexagonal manual até oferecerem resistência, confirmando a adaptação. A seguir, foi empregado um torque de 10Ncm, através do dispositivo eletrônico de controle de torque. Para padronização, primeiramente o torque foi efetuado no pilar distal e em seguida no mesial.

A leitura da deformação gerada em cada *strain gauge* foi iniciada assim que começou o apertamento dos parafusos de titânio hexagonais para fixação dos corpos de prova, e o acionamento do torquímetro digital. Através do programa *LabVIEW* os dados foram visualizados no monitor do computador e armazenados, obtendo-se dados numéricos de microdeformação ($\mu\epsilon$) com uma frequência de 20 MHz durante todo o tempo necessário para ocorrer a estabilização da deformação em todos os canais, cerca de cinco minutos para cada corpo de prova. Para dar fidelidade e consistência aos dados de deformação foram realizadas quatro repetições do aperto dos parafusos de cada corpo de prova em todas as etapas, e os parafusos trocados após cada teste. As deformações foram registradas e gravadas para posterior tratamento estatístico.

Ao todo, foram empregados quatorze *strain gauges* colados no modelo de poliuretano e no intermediário para cada teste, os quais foram conectados a quatorze canais dos dispositivos de aquisição de dados (Figura 18). A leitura da microdeformação gerada no modelo de poliuretano ao redor dos implantes foi captada pelos oito *strain gauges* colados nas faces distal, lingual, mesial e vestibular de cada implante e por mais seis sensores na face lateral dos intermediários distribuídos três em cada um de maneira eqüidistante.

- Canal 0 (SG0) – superfície do modelo distal do Implante 1 (Distal I1);
- Canal 1 (SG1) – superfície do modelo lingual do Implante 1 (Lingual I1);
- Canal 2 (SG2) – superfície do modelo mesial do Implante 1 (Mesial I1);
- Canal 3 (SG3) – superfície do modelo vestibular do Implante 1 (Vest. I1);
- Canal 4 (SG4) – superfície do modelo distal do Implante 2 (Distal I2) ;
- Canal 5 (SG5) – superfície do modelo lingual do Implante 2 (Lingual I2);
- Canal 6 (SG6) – superfície do modelo mesial do Implante 2 (Mesial I2);
- Canal 7 (SG7) – superfície do modelo vestibular do Implante 2 (Vest. I2);
- Canal 8 (SG8) – superfície do intermediário do Implante 1 (Inter' I1);
- Canal 9 (SG9) – superfície do intermediário do Implante 1 (Inter'' I1);
- Canal 10 (SG10) – superfície do intermediário do Implante 1 (Inter'''I1);
- Canal 11 (SG11) – superfície do intermediário do Implante 2 (Inter' I2);
- Canal 12 (SG12) – superfície do intermediário do Implante 2 (Inter'' I2);

- Canal 13 (SG13) – superfície do intermediário do Implante 2 (Inter” I2);

Figura 22 – Desenho representativo da disposição dos *strain gauges* (SG) e dos implantes (I) no modelo de poliuretano. Adaptado de Moretti-Neto (2010)

4.5 – Captura de dados

O extensômetro linear elétrico ou “*strain gauge*” é um dispositivo elétrico capaz de medir a tensão sofrida por um objeto. A tensão (ϵ) representa a quantidade de deformação de um corpo quando submetido a uma determinada força, que pode ser de tração (+) ou de compressão (-) (BOUCHART e ZARO, 1982).

Quando um material é tensionado ele sofre um alongamento, denominado de deformação absoluta (ΔL), que é proporcional à força nele aplicada. A proporção entre a variação do comprimento (ΔL) de um corpo e seu tamanho inicial (L) corresponde à deformação específica (ϵ), expressa pela fórmula:

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L} \frac{(\text{mm})}{(\text{mm})}$$

Como as unidades de medida de ΔL e L são as mesmas, pode-se entender que a deformação específica é uma medida adimensional, isto é, não representa uma unidade. Indica apenas que o número por ele representado refere-se a um valor de deformação específica, ou a uma porcentagem de deformação. A

medida de deformação fornecida pelos extensômetros é representada por “*micro strain*” ($\mu\epsilon$), em que o micro (μ) corresponde à potência de 1×10^{-6} ou 0,000001.

Os extensômetros constituem-se resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito elétrico de ponte de *Wheatstone* (BOUCHART; ZARO, 1982). Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados.

Esta, por sua vez, transforma os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador. Através do programa *LabVIEW* para *Windows* (*National Instruments Corp.*, Austin, Texas, USA), os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real.

Após o aperto dos intermediários com torque de 20 Ncm, os corpos de prova em cada etapa foram posicionadas e parafusados com torque de 10 Ncm. Os *strain gauges* realizaram a medida dos valores respectivos à tensão sofrida pelo apertamento dos parafusos hexagonais de titânio.

Todos os dados foram gravados no computador como arquivos de extensão TXT. Em seguida, transferidos como arquivos de extensão XLS para o programa *EXCEL*, a fim de que fosse realizada a análise e seleção dos dados.

Os valores de deformação medidos por cada um dos extensômetros lineares elétricos passam por 3 fases distintas (Figura 23):

- Na fase inicial ocorrem variação de baixa magnitude, que correspondem ao período compreendido entre o momento em que se liga a aparelhagem e a estabilização das leituras; estas variações são da ordem de +16,648 a -16,648 $\mu\epsilon$ e correspondem ao limite de sensibilidade dos *strain gauges*.
- Na fase intermediária observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que se inicia o aperto dos parafusos até

atingir o torque de 10 Ncm; a deformação é crescente em função do tempo.

- Na fase final, os valores de deformação se estabilizam e permanecem num patamar de deformação máxima para a carga aplicada (Gráfico 1).

Figura 23 – Três fases das variações dos valores de deformação: inicial (leitura de 1 a 22), intermediária (leitura 22 a 43) e final (leitura 43 a 358). Canais do poliuretano na quarta repetição do corpo de prova 04, etapa da infraestrutura com cerâmica, glaze e polimento.

As leituras foram realizadas a uma frequência de 20 MHz por um período de 5 minutos corridos após o início do aperto dos parafusos. Durante este período o programa nos forneceu em torno de 300 à 400 leituras de deformação para cada experimento. Para efeito de cálculo da deformação média, foram utilizados os 100 últimos valores de deformação, os quais corresponderam à terceira fase de aquisição de dados quando as leituras de deformação estavam estabilizadas (Figura 24).

Figura 24 – Os 100 últimos valores registrados utilizados para média, na terceira fase de aquisição de dados com deformações estabilizadas em todos os canais do poliuretano e intermediário: quarta repetição do corpo de prova 04, etapa da infraestrutura com cerâmica, glaze e polimento.

Visando uma maior fidelidade dos resultados, para cada corpo de prova em todas as etapas, foram realizadas quatro repetições no aperto dos parafusos, obtendo então o cálculo da média em cada *strain gauge* individualmente.

5 RESULTADOS

Inicialmente, os valores numéricos de tensão obtidos pelos 14 *strain gauges* localizados tanto no poliuretano (08) como no intermediário (06) são expressos por tração (valores positivos) e compressão (valores negativos). A média e o desvio padrão dos quatro corpos de prova, após as quatro repetições do aperto dos parafusos com torque de 10Ncm nas sete etapas avaliadas (cilindros de cobalto-cromo, infraestrutura em monobloco, monobloco seccionada, seccionada com duralay, seccionada com solda, soldada com cerâmica e infraestrutura com cerâmica, glaze, acabamento e polimento) para cada sensor individualmente estão nas tabelas em anexo (ANEXO A e B) representados em *microstrain* ($\mu\epsilon$).

No entanto, para a realização dos testes estatísticos a quantidade de tensão observada é mais importante do que a qualidade da deformação (valores positivos ou negativos), pois estes valores poderiam mascarar resultados ao efetuarmos as médias de deformação entre corpos de prova e entre *strain gauges* que apresentem sinais (+/-) contrários. Desta forma, foram utilizados valores absolutos de deformação. Estas médias finais e desvio padrão de cada *strain gauge*, obtidas pelos valores absolutos nas quatro repetições, dos quatro corpos de prova, em cada uma das sete etapas executadas são apresentadas nas tabelas em anexo (ANEXO C e D).

Visando a elaboração de uma análise geral dos resultados encontrados, para facilitar a compreensão do montante de deformação nas etapas executadas, foi realizada a média total entre os valores médios absolutos encontrados nos extensômetros lineares elétricos localizados no poliuretano e no intermediário para cada uma das etapas (Gráfico 3).

Figura 25 – Média entre os valores absolutos encontrados nos extensômetros do poliuretano e intermediário em todas as etapas executadas.

Em seguida, foi aplicado o teste estatístico, Análise de Variância (ANOVA) a um critério de classificação, levando em consideração estas médias totais entre *strain gauges* para as 07 etapas, primeiramente para os valores no poliuretano (Tabela 4) e em seguida no intermediário (Tabela 5). Posteriormente, foi utilizado o teste de Tukey para verificar entre quais etapas existem diferenças estatisticamente significantes (Tabela 6 e 7).

Tabela 4 – Teste ANOVA a um critério para as médias absolutas entre os 08 *strain gauges* no poliuretano para as 07 etapas. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Etapas	6	18	84412,0234	9781,9169	8,6293	0,000164*

Tabela 5 – Teste ANOVA a um critério para as médias absolutas entre os 06 *strain gauges* no intermediário para as 07 etapas. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Etapas	6	18	8500,8720	1211,0267	7,01955	0,000568*

Tabela 6 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos *strain gauges* do poliuretano em todas as etapas executadas. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Etapas:	Poliuretano		
	Média	Tukey	DP(±)
Cilindros de CoCr	36,4	A	6,8
Infraestrutura Monobloco	340,3	C	146,5
Infraestrutura Monobloco Seccionada	43,2	A	11,2
Infraestrutura Seccionada e Duralay	74,0	A B	23,5
Infraestrutura Seccionada e Soldada	280,0	B	200,5
Infraestrutura Soldada com Cerâmica	288,7	B C	167,5
Infraestrutura com Cerâmica, Glaze e Polimento	359,8	C	94,0

Tabela 7 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos *strain gauges* dos intermediários em todas as etapas executadas. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Etapas:	Intermediários		
	Média	Tukey	DP(±)
Cilindros de CoCr	87,5	A B	17,6
Infraestrutura Monobloco	131,4	A B C	26,2
Infraestrutura Monobloco Seccionada	66,6	A	6,9
Infraestrutura Seccionada e Duralay	86,8	A	28,5
Infraestrutura Seccionada e Soldada	146,2	A B C	33,4
Infraestrutura Soldada com Cerâmica	151,1	B C	17,4
Infraestrutura com Cerâmica, Glaze e Polimento	197,8	C	73,8

Foi realizada também uma avaliação dos valores médios absolutos entre os *strain gauges* encontrados no poliuretano e no intermediário para cada implante individualmente. Desta forma foi realizada para o implante 1 (Implante distal – primeiro a receber o torque de 10Ncm) a média entre os *strain gauges* localizados no poliuretano (quatro: distal, lingual, mesial e vestibular) e no seu intermediário (três: posicionados eqüidistantes), e o mesmo procedimento foi realizado no implante 2 (Mesial – último a receber o torque de 10Ncm) (Figura 26 e 27).

Figura 26 – Média entre os valores absolutos encontrados individualmente em cada implante nos *strain gauges* do poliuretano em todas as etapas executadas.

Figura 27– Média entre os valores absolutos encontrados individualmente em cada implante nos *strain gauges* do intermediário em todas as etapas executadas.

Analisando aos valores médios absolutos entre os quatro *strain gauges* encontrados no poliuretano para cada implante, foi utilizado Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios de classificação, levando em consideração estas médias para os implantes 1 e 2 e as 07 etapas (Tabela 8). Em seguida o teste de Tukey foi aplicado para verificar entre quais valores existem diferenças estatisticamente significantes (Tabela 9).

Tabela 8 – Teste ANOVA a dois critérios para as médias absolutas entre os 04 *strain gauges*, para cada implante no poliuretano nas 07 etapas. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Etapas	6	18	168824,046	19563,834	8,6293	0,000164*
Implantes	1	3	4939,7388	98239,015	0,05028	0,836976
Interação	6	18	8063,7871	21090,533	0,38234	0,88071

Tabela 9 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos *strain gauges* no poliuretano do implante 1 e 2. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Etapas:	Poliuretano					
	Implante 1			Implante 2		
	Média	Tukey	DP (±)	Média	Tukey	DP(±)
Cilindros de CoCr	34,3	A	7,7	38,5	A	15,8
Infraestrutura Monobloco	384,5	C	294,9	296,2	C	123,4
Infraestrutura Monobloco Seccionada	49,4	A	16,4	37,2	A	8,7
Infraestrutura Seccionada e Duralay	104,1	A B	34,1	44,0	A B	13,5
Infraestrutura Seccionada e Soldada	293,2	B C	201,2	266,9	B C	333,2
Infraestrutura Soldada com Cerâmica	348,6	B C	224,2	228,8	B C	183
Infraestrutura, Cerâmica, Glaze e Polimento	362,6	C	134,5	357,1	C	256,5

Analisando aos valores médios absolutos entre os três *strain gauges* encontrados nos intermediários para cada implante, foi utilizado novamente Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios de classificação, levando em consideração estas médias para os implantes 1 e 2 e as 07 etapas (Tabela 10). Em seguida o teste de Tukey foi aplicado para verificar entre quais valores existem diferenças estatisticamente significantes (Tabela 11).

Tabela 10 – Teste ANOVA a dois critérios para as médias absolutas entre os 03 *strain gauges*, para cada implante no intermediário nas 07 etapas. Valor da probabilidade menor que 0,05 significa estatisticamente significativa ($p < 0,05$)*.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Etapas	6	18	17001,7441	2422,0535	7,0195	0,000568*
Implantes	1	3	448,5285	12763,9160	0,0351	0,863264
Interação	6	18	7675,0664	2051,1885	3,7417	0,013584*

Tabela 11 – Teste de Tukey com média e desvio padrão entre os valores absolutos encontrados nos *strain gauges* nos intermediário do implante 1 e 2. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Etapas:	Intermediários					
	Implante 1			Implante 2		
	Média	Tukey	DP ($\pm$)	Média	Tukey	DP($\pm$)
Cilindros de CoCr	84,5	ABC	17,2	90,4	ABCD	18,1
Infraestrutura Monobloco	63,9	A	18,6	198,8	CD	55,7
Infraestrutura Monobloco Seccionada	63,3	A	2,7	69,8	AB	12,8
Infraestrutura Seccionada e Duralay	96,8	ABCD	29,1	76,7	ABC	38,6
Infraestrutura Seccionada e Soldada	116,1	ABCD	17,0	176,3	ABCD	67,1
Infraestrutura Soldada com Cerâmica	140,1	ABCD	38,3	162,0	ABCD	68,7
Infraestrutura, Cerâmica, Glaze e Polimento	187,4	BCD	103,1	208,3	D	119,8

6 DISCUSSÃO

A aplicação dos conhecimentos de engenharia na Odontologia tem ajudado a compreensão dos aspectos relacionados com a biomecânica de implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido utilizadas: análise fotoelástica do estresse, análise de tensões por elementos finitos e análise com *strain gauges* ou extensometria (SPIEKERMANN, 1995; RUBO; SOUZA, 2001; KARL et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009).

Os *strain gauges* ou extensômetros são pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que os percorre. Estes sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, deformações ou tensões sofridas pelo objeto aos quais estão aplicados, quando este é submetido a ação de uma força (RUBO; SOUZA, 2001). Os resultados dos *strain gauges* podem ainda ser utilizados para comparações quantitativas e também como base para cálculos de elementos finitos (KARL et al., 2009).

No presente estudo utilizamos a análise com *strain gauges*, pois segundo Rubo e Souza 2001, é a melhor opção para as avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. A aplicação deste método em prótese sobre implante é baseado no uso de sensores e seus equipamentos associados, podendo fornecer tanto *in vitro* como *in vivo* ou *ex vivo* medições das tensões sob cargas estáticas e dinâmicas (ASSUNÇÃO et al., 2009). No entanto, os experimentos *in vivo* são de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico, como biológico. Por outro lado, estudos *in vitro* têm obtido resultados valiosos (RUBO; SOUZA, 2001; ASSUNÇÃO et al., 2009).

Desta forma, realizamos um estudo *in vitro* utilizando *strain gauges* fixados nos intermediários e na região peri-implantar simulada. Estas regiões foram escolhidas, pois a conexão do intermediário com implante é uma região sujeita a

altos níveis de tensão por estar localizada próximo à crista alveolar, sendo esta a região na qual são dissipadas as forças mastigatórias (TAYLOR, 1998; RUBO et al., 1999). Diversos autores (HOSHAW; BRUNSKI; OCHRAN, 1994; WASKEICZ; OSTROWSKY; PARKS, 1994; OH et al., 2002; ISHIGAKI et al., 2003) concordam que o estresse se concentra na superfície do periósteo na região da crista óssea ao redor dos implantes.

Apesar de existirem trabalhos na literatura (AKÇA et al., 2005; CEHRELI et al., 2005, AKÇA et al., 2005; CEHRELI et al., 2005; KOKAT et al., 2009) a utilização de maxila ou mandíbula humana fresca para a realização deste tipo de estudo é limitada devido suas características anisotrópicas, apresentando grande variação de módulo de elasticidade e densidade, além da dificuldade de colagem dos *strain gauges* em razão da umidade e oleosidade. Adicionalmente, para uma adequada padronização dos testes, é importante a utilização de um material com características elásticas isotrópicas e que, ao mesmo tempo, tenha o módulo de elasticidade semelhante ao da região mandibular estudada. De acordo com Bonnetta et al. (2009), o uso de modelos isotrópicos, são fundamentais para o estudo biomecânico de simulações numéricas. O poliuretano que foi utilizado possui estas características, podendo ser utilizado para simulação do osso mandibular como demonstrado em outros estudos (SUEDAM, 2009; MORETTI, 2010; MIYASHIRO et al., 2011; MORETTI-NETO et al., 2011).

O presente estudo analisou as tensões no intermediário e no osso simulado em função do torque de 10Ncm no parafuso de fixação da prótese parcial fixa. A deformação captada individualmente pelos *strain gauges* colados no intermediário e no poliuretano apresentou valores positivos e negativos (Anexos A e B) indicando que em determinadas áreas a deformação ocorria por compressão (números negativos) e em outras por tração (números positivos).

No entanto, para realização dos testes estatísticos, a quantidade de tensão observada é mais importante do que a qualidade da deformação (valores positivos e negativos), pois estes valores poderiam mascar resultados ao efetuarmos as médias de deformação entre corpos de prova e entre *strain gauges* que apresentem sinais (+/-) contrários. Desta forma, para a análise estatística foram utilizados valores absolutos de deformação (Anexos C e D).

Além disso, visando a elaboração de uma análise geral dos resultados encontrados, para facilitar a compreensão do montante de deformação nas etapas executadas, foi realizada a média entre *strain gauges*, separadamente para o poliuretano e para os intermediários, nos implantes 1 e 2. Vale ressaltar que mais importante do que os próprios valores absolutos médios finais encontrados, é a tendência de aumento ou diminuição verificada por estas deformações médias.

Observamos que em todas as etapas de confecção da prótese fixa analisadas, tensões foram registradas tanto no intermediário como no poliuretano. Segundo Carlson e Carlson (1994), para fornecer o assentamento passivo a infraestrutura deveria, teoricamente, induzir uma tensão absoluta zero nos componentes dos implantes e no osso circundante na ausência de aplicação de carga externa.

Porém, como visto no presente estudo, não existe uma adaptação absolutamente passiva já que o simples aperto de parafuso gera certa deformação induzindo tensão no sistema corroborando com outros estudos (JEMT et al., 1991; CARLSON; CARLSON, 1994; WATANABE et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001). Além disso, de acordo com a evidência científica atual, os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados na confecção de próteses são inadequados para propiciar tal adaptação (GOLL, 1991; YANASE, 1994; WATANABE et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; KARL et al., 2005; KARL et al., 2005; KARL et al., 2006; KARL et al., 2008). Uma prótese mal adaptada gera estresse e tensão adicional que diminui a longevidade dos componentes, sendo que a magnitude do estresse depende da quantidade de desajuste (JEMT et al., 1991; CARLSON; CARLSON, 1994; SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

Possíveis fontes de imperfeições inerentes aos procedimentos de confecção da prótese devem ser observadas, como: moldagem e obtenção do modelo, inclusão e fundição, propriedades das ligas e dos materiais de moldagem e do revestimento, acabamento e polimento, e características dos componentes de implantes utilizados, principalmente cilindros (ZARB; SCHMITT, 1990; GOLL, 1991; YANASE, 1994; CARR; BRUNSKI; HURLE, 1996; WATANABE et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; NISSAN et al., 2001; HECKMANN et al., 2004).

No total, foram avaliados sete etapas durante a confecção da prótese: 1- cilindros usinados, 2- fundição em monobloco, 3- monobloco após seccionamento, 4- inserção e polimerização de Duralay para remontagem, 5- soldagem, 6- aplicação de cerâmica e 7- aplicação do glaze, acabamento e polimento. Utilizando ANOVA a um critério (com significância para $p < 0,05$) foi possível observar uma influência estatisticamente significativa das etapas nas deformações médias tanto no poliuretano ($p = 0,000164$) como no intermediário ($p = 0,000568$). Desta forma, cada passo na confecção influencia a adaptação final, e os materiais e técnicas utilizadas atualmente não são precisos dimensionalmente, havendo necessidade de futuros desenvolvimentos e estudos (GOLL, 1991; YANASE, 1994; WATANABE et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; KARL et al., 2005; KARL et al., 2005; KARL et al., 2006; KARL et al., 2008).

De acordo com alguns autores (WATANABE et al., 2000; NISSAN et al., 2001; DUYCK et al., 2001) modificações na força e na sequência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como os operadores que conduziram os apertos, não causam alterações significantes nas deformações registradas com *strain gauges* na infraestrutura (NISSAN et al., 2001; PAIVA et al., 2009), no intermediário (DUYCK et al. 2001) ou no osso simulado por poliuretano (WATANABE et al., 2000). Estes fatores não são determinantes na pré-carga no caso de próteses clinicamente passivas. De qualquer forma, neste estudo apenas um operador foi responsável pelo aperto dos parafusos, utilizando um dispositivo de controle de torque digital, iniciando sempre pelo implante distal (implante 1) e na sequência o implante mesial (implante 2).

Quando analisamos cada implante individualmente, apesar do torque ter sido efetuado primeiramente no implante 1, mais distal, percebemos que a rigidez da infraestrutura garantiu em todas as etapas uma distribuição uniforme do estresse para os dois implantes no osso simulado, como comprovado através do ANOVA a dois critérios (com significância para $p < 0,05$) onde observamos a influência apenas nas etapas ($p = 0,000164$) e não entre os implantes 1 e 2 ($p = 0,83697$) e nem mesmo da interação entre implantes e etapas ($p = 0,88071$). De acordo com alguns autores (WEINBERG, 1993; RUBO et al., 1999; RUBO E SOUZA, 2009) o assentamento perfeito e alta rigidez da infraestrutura são requisitos para que o momento seja uniformemente distribuído.

Com relação às deformações médias em cada intermediário utilizando o mesmo teste estatístico, também observamos a influência das médias de deformação nas etapas ($p=0,000568$), mas não entre implantes ($p=0,86326$). Entretanto, houve interação entre etapas e implantes 1 e 2 ($p=0,013584$) indicando que em alguma etapa existiu diferença estatisticamente significativa entre implantes. Com Teste de Tukey localizamos o resultado significativo entre as médias no implantes 1 ($63,9\mu\epsilon$) e no implante 2 ($198,8\mu\epsilon$) apenas para a etapa de fundição em monobloco, indicando uma distribuição não uniforme de tensões no intermediário dos dois implantes, quando este tipo de procedimento foi executado, desta forma concentrando maiores tensões no intermediário do implante 2 (local onde o torque foi finalizado).

Segundo Duyck et al. (2001), quando o parafuso da prótese é apertada, a pré-carga é induzida primeiro nos intermediários mais adaptados transmitindo, portanto, maiores valores de estresse a esses intermediários. Em nossa pesquisa, para a fundição em monobloco, o intermediário do implante 2 apresentou uma deformação média de $198,8\mu\epsilon$, transmitindo menor tensão ao poliuretano nesta região ($296,2\mu\epsilon$), sugerindo estar melhor adaptado. Por outro lado, a pré-carga nos demais pilares só é estabelecida quando os espaços de desadaptação entre a prótese e os intermediários são eliminados ou reduzidos (DUYCK et al. 2001; HOLLWEG et al., 2011). Conseqüentemente, altos valores de pré-carga são gerados em alguns intermediários, enquanto quase nenhuma é observada em outros quando a prótese é instalada, como foi constatado no implante 1 desta mesma etapa, que apresentou uma deformação média baixa de $63,9\mu\epsilon$ no intermediário, refletindo numa transmissão maior de tensão ao poliuretano nesta região ($384,5\mu\epsilon$). Desta forma a fundição em monobloco foi a única etapa que apresentou distribuição desigual das forças com relação ao implante 1 e 2 estatisticamente significativa para as tensões nos intermediários.

De acordo com Tan et al. (1993), pequenas distorções rotacionais promovidas pelos procedimentos de confecção das infraestruturas causaram fendas verticais amplas quando realizaram o teste de adaptação inicial com apertamento de um parafuso. Contudo, tais distorções podem ser camufladas quando o torque de apertamento é realizado em todos os parafusos, fazendo a infraestrutura parecer adaptada, mas na verdade provocando tensões externas de pré-carga no sistema.

(TAN et al., 1993; HEGDE et al., 2009). Além disso, a capacidade de um torque de 10 Ncm no parafuso fechar as fendas é dependente da dimensão e localização destas fendas (ISA; HOBKIRK; 1995). Skalak (1983) enfatizou que muito embora esses estresses não possam ser detectados visual ou clinicamente, podem ocasionar falhas mesmo sem a presença de forças externas. Foram estes estresses que puderam ser observados nesta pesquisa.

Constatamos um desvio padrão alto nas etapas que sofreram influência de procedimentos de fundição e/ ou solda, em virtude de diferenças entre corpos de prova e também com relação à localização dos *strain gauges* principalmente no poliuretano assim como observado no trabalho de Watanabe et al. (2000). Também Guichet et al. (2000) utilizando fotoelasticidade, verificaram o estresse transferido para o modelo ósseo quando o torque era aplicado aos parafusos, e da mesma forma encontraram uma alta variação em localização e intensidade das tensões em próteses parciais fixas.

A primeira etapa da pesquisa avaliou a deformação gerada pelo aperto do parafuso de fixação de cilindros de cobalto-cromo usinados separadamente em cada intermediário isolado. Assim como no trabalho de Duyck et al. (2001), as tensões geradas neste primeiro momento são úteis como controle positivo da pesquisa, pois correspondem ao mínimo de deformação esperado. Como todas as fases seguintes foram realizadas a partir dos cilindros, variações de tensão observadas foram causadas exclusivamente pelos procedimentos executados em cada etapa.

Desta forma, quando os cilindros usinados foram aparafusados em posição, apresentaram a menor deformação média no poliuretano (36,4 $\mu\epsilon$), com valores estatisticamente diferentes tanto para a fundição em monobloco como nas demais etapas após soldagem. Entretanto, as deformações avaliadas no intermediário para os cilindros, mostram valores relativamente altos (87,5 $\mu\epsilon$), maiores inclusive que nos casos de infraestruturas seccionadas (66,6 $\mu\epsilon$) e semelhantes após aplicação da *Duralay* (86,8 $\mu\epsilon$), com valores estatisticamente diferentes apenas para a última etapa de confecção após glaze, acabamento e polimento (197,8 $\mu\epsilon$). Estes dados sugerem que a rigidez e melhor adaptação dos cilindros de cobalto-cromo foram capazes de distribuir melhor as tensões no

sistema, concentrando estresse no intermediário e reduzindo as deformações no osso simulado.

Goll (1991) recomenda a fundição da infraestrutura em monobloco, justificando que a soldagem de duas ou mais partes pode alterar as propriedades do metal. Entretanto, em nosso trabalho o valor de deformação média no osso simulado para a fundição em monobloco (340,3 $\mu\epsilon$) apresentou-se estatisticamente maior do que o procedimento de seccionamento e soldagem desta mesma infraestrutura (280,0 $\mu\epsilon$). Além disso, os resultados foram estatisticamente superiores à tensão encontrada no poliuretano pelo apertamento do parafuso dos cilindros (36,4 $\mu\epsilon$). Semelhante ao nosso estudo, também utilizando *strain gauges* em bloco de poliuretano simulando osso, Watanabe et al. (2000) verificaram que um método diferenciado de assentamento passivo apresentou uma média dos valores de tensões absolutos de 50 $\mu\epsilon$ enquanto a fundição em monobloco apresentou 366 $\mu\epsilon$. Também Nishioka et al. (2010) utilizando a mesma análise e com infraestrutura fundida em monobloco encontraram média de tensão de 338 $\mu\epsilon$.

Contrário ao nosso estudo, Watanabe et al. (2000) observaram um aumento da deformação média após o procedimento de seccionamento da infraestrutura fundida em monobloco com posterior soldagem (737 $\mu\epsilon$) em relação à fundida em monobloco (366 $\mu\epsilon$). Neste estudo resultados menores de deformação foram encontrado quando a infraestrutura foi fundida em peças separadas e realizada a posterior soldagem (154 $\mu\epsilon$).

Concordamos com diversos autores (JEMT, 1991; CLELLAND; CARR; GILAT, 1996; CLELLAND; MEADE, 1997; SAHIN; ÇEHRELI, 2001; WASKEWICZ; OSTROWSKY; PARKS, 1994) que as infraestruturas sejam seccionadas e soldadas para se obter uma adaptação o mais passiva possível, baseando-se no fato de que é impossível prever a resposta biológica dos implantes em relação a uma força estática quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada.

Outro dado observado é que o seccionamento da infraestrutura diminuiu as tensões significativamente no poliuretano (43,2 $\mu\epsilon$) em relação à fundição em monobloco (340,3 $\mu\epsilon$). Por outro lado o procedimento de sobrefundição foi capaz de promover um pequeno incremento na deformação média no poliuretano em relação à etapa com cilindros (36,4 $\mu\epsilon$), concordando com Yanase et al. (1994), o qual

relatou que nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva micrometricamente.

De forma semelhante, constatamos que a simples etapa de inserção da resina acrílica quimicamente ativada (*Duralay*), procedimento clínico padrão visando a remontagem para solda (WASKEWICZ; OSTROWSKY; PARKS, 1994), foi suficiente para outro incremento da deformação média no poliuretano (74,0 $\mu\epsilon$) quando comparada à infraestrutura seccionada (43,2 $\mu\epsilon$). A contração de polimerização da resina acrílica foi responsável pelo aumento da deformação. Isto, de certa forma demonstra o alto nível de sensibilidade dos *strain gauges* para detectar deformação.

Com relação à deformação média nos intermediários verificamos que não existiu diferença estatisticamente significativa entre cilindros (87,5 $\mu\epsilon$), infraestrutura em monobloco (131,4 $\mu\epsilon$), seccionada (66,6 $\mu\epsilon$), com *Duralay* (86,8 $\mu\epsilon$) e soldada (146,2 $\mu\epsilon$). Estes resultados estão de acordo com os de Mendes (2003), que também utilizou *strain gauges* nos intermediários, tendo observado que nenhuma infraestrutura apresentou-se completamente passiva e o procedimento de soldagem ocasionou uma maior deformação, embora de forma irregular e sem diferença estatisticamente significativa.

Avaliando em conjunto os dados encontrados nos intermediários e no poliuretano, observamos um relacionamento interessante. Primeiramente os cilindros isolados, concentraram maior tensão no intermediário (87,5 $\mu\epsilon$) do que no poliuretano (36,4 $\mu\epsilon$). Apesar de bastante sutil, existiu uma diminuição da deformação média no intermediário e um aumento no osso simulado com a introdução dos procedimentos de sobrefundição dos cilindros em infraestrutura seccionada (66,6 $\mu\epsilon$ no intermediário e 43,2 $\mu\epsilon$ no poliuretano) e inserção e polimerização da *Duralay* (86,8 $\mu\epsilon$ no intermediário e 74,0 $\mu\epsilon$ no poliuretano). O mesmo acontece ao compararmos o procedimento de soldagem (146,2 $\mu\epsilon$ no intermediário e 280,0 $\mu\epsilon$ no poliuretano) e com a fundição em monobloco (131,4 $\mu\epsilon$ no intermediário e 340,3 $\mu\epsilon$ no poliuretano).

Diante destes resultados podemos sugerir que, nos casos com melhor adaptação entre infraestrutura e intermediário, existe uma maior concentração de tensões no intermediário transferindo assim menor estresse para a região peri-

implantar. Resultados semelhantes foram encontrados por Aguiar-Junior et al. (2009) analisando ajuste entre intermediário e infraestrutura com microscópio ótico, confirmaram que infraestruturas diagonalmente seccionadas e soldadas apresentaram menores médias de fendas ($18\mu\text{m}$), ou seja melhor adaptação, do que aquelas fundidas em monobloco ($57\mu\text{m}$).

Após a confecção da infraestrutura metálica soldada, procedemos aos passos seguintes para finalização da prótese sobre implante, aplicando o material estético de cobertura, neste caso uma cerâmica feldspática. Apesar de não apresentarem diferenças estatisticamente significantes, ao compararmos com as tensões médias da infraestrutura soldada ($280,0\mu\epsilon$ no poliuretano e $146,2\mu\epsilon$ no intermediário) às tensões após a aplicação de cerâmica ($288,7\mu\epsilon$ no poliuretano e $151,1\mu\epsilon$ no intermediário), observamos um pequeno aumento da deformação média. Para a finalização da prótese foram realizados os procedimentos de glaze, acabamento e polimento da cinta metálica, após os quais observamos um aumento estatisticamente significativo da deformação média no poliuretano ($359,8\mu\epsilon$) em comparação à infraestrutura soldada. No intermediário também notamos um aumento ($197,8\mu\epsilon$), embora não tenha sido estatisticamente significativo.

Os trabalhos de Karl et al. (2005) e Karl et al. (2005) também avaliaram a influência da aplicação de cerâmica na infraestrutura sobre o desenvolvimento de deformação, quantificando as tensões geradas *in vitro* (*strain gauges* em resina epóxi simulando osso) por diferentes tipos de próteses fixas de 3 e 5 unidades durante a sua fixação ao intermediário. Houve um aumento significativo no desenvolvimento de deformação após a aplicação da cerâmica nas próteses parafusadas fundidas sobre os cilindros, semelhante ao nosso estudo. Estes resultados corroboram com esta pesquisa, embora estes autores não tenham avaliado antes e após os procedimentos de glaze, acabamento e polimento, apenas com a prótese finalizada.

Em outro trabalho, Vasconcelos (2005), com metodologia semelhante à nossa, investigou o efeito dos ciclos térmicos para a simulação da aplicação da cerâmica. Os ciclos térmicos, empregados para a aplicação da cerâmica, determinaram alterações significantes nas estruturas metálicas, com conseqüente aumento na micro-deformação peri-implantar. Nossos resultados mostraram um

pequeno aumento das tensões, mas não significante estatisticamente quando comparada à infraestrutura soldada.

Resultados estatisticamente significantes foram encontrados após os procedimentos de finalização da prótese, aplicação do ciclo térmico para o glaze, acabamento e polimento do metal com borracha abrasiva. Corroborando com nossos resultados, Goll (1991) salientou que os materiais abrasivos utilizados no polimento podem prejudicar a superfície e, conseqüentemente, o assentamento e a adaptação da prótese. Carr; Brunski e Hurle (1996) também demonstraram que o acabamento e polimento fizeram uma diferença significativa para o cilindro de plástico fundido fornecendo um aumento na pré-carga.

Segundo Skalak (1983) tanto o tecido ósseo como os implantes devem ser submetidos somente a forças aos quais estão aptos a receber. A conexão rígida da prótese parcial fixa com o implante osseointegrado constitui uma unidade e, conseqüentemente, qualquer desalinhamento entre a prótese fixa e o implante resulta em um estresse interno entre prótese, implante e osso (WEINBERG, 1993). Estas tensões, referentes ao intermediário e ao osso simulado pelo poliuretano, foram quantificados em nosso estudo nas diferentes etapas de confecção de uma prótese fixa demonstrando uma alteração dos valores de deformação mesmo antes de iniciar a função mastigatória.

Além disso, os efeitos do carregamento mecânico são dependentes de fatores como magnitude, duração e taxa de carga aplicada. Carga de longa duração e amplitude mais baixa tem o mesmo efeito na formação óssea que carga de curta duração e amplitude alta (DUNCAN; TURNER, 1995). Assim, próteses sem adaptação passiva, poderiam gerar um estresse adicional no sistema, acumulando tensões após a aplicação das cargas mastigatórias. Segundo, Karl et al. (2004) cargas estáticas como resultado da imprecisão de assentamento da infraestrutura podem não levar imediatamente à perda do implante ou falha da infraestrutura, no entanto restaurações passivamente assentadas reduzem o risco de falhas biológicas e mecânicas.

Em nosso estudo, independente da etapa analisada, todos os valores encontrados da média entre os corpos de prova, pelos *strain gauges* individualmente (Anexos A e B) no osso simulado pelo poliuretano se encontraram dentro dos

padrões de normalidade citados nos literatura (FROST, 1994; MELSEN; LANG, 2001; SAHIN et al., 2002). Segundo Frost (1994), a “janela fisiológica” ocorre entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$, com equilíbrio entre formação e reabsorção. Em nosso estudo, os valores mais altos de deformação no osso simulado foram de compressão, na região entre implantes (mesial do implante 1 e distal implante 2, respectivamente), nas etapas após soldagem (-766 $\mu\epsilon$ e -576 $\mu\epsilon$), aplicação de cerâmica (-800 $\mu\epsilon$ e -489 $\mu\epsilon$), finalização com glaze, acabamento e polimento (-975 $\mu\epsilon$ e -657 $\mu\epsilon$). O procedimento de fundição em monobloco apresentou os valores mais acentuados e variação quanto a localização (-1051 $\mu\epsilon$ na região mesial do implante 2 e -699,3 $\mu\epsilon$ também mesial do implante 1). Uma análise qualitativa mais aprofundada dos dados individuais para cada *strain gauge* ou região peri-implantar, levando em consideração valores positivos de tração e negativos de compressão deve ser realizada em próximos estudos.

Como perspectiva, esta pesquisa permitirá que futuros trabalhos sejam realizados com a aplicação de cargas axiais e laterais nestes corpos de prova, como proposto por outros autores (AKÇA et al., 2005), e também os dados encontrados poderão ser utilizados para comparação dos resultados com o mesmo modelo experimental delineado em elementos finitos.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos de deformação na região peri-implantar e no intermediário devido ao aperto do parafuso de fixação das infraestruturas com torque de 10 Ncm, nas sete etapas avaliadas de confecção da prótese parcial fixa de três elementos sobre implantes, podemos concluir que:

- 1 O aperto dos parafusos de fixação dos cilindros de cobalto-cromo usinados pré-fabricados em intermediários isolados gerou uma tensão inicial tanto no intermediário como no osso simulado.
- 2 Todas as etapas executadas provocaram um aumento das deformações médias em relação aos cilindros, seja procedimentos laboratoriais de fundição, soldagem, aplicação de cerâmica, glaze, acabamento e polimento, ou mesmo etapas clínicas como a inserção e polimerização de resina acrílica ativada quimicamente visando a união para solda.
- 3 Os procedimentos de seccionamento e soldagem reduziram estatisticamente os padrões de deformação no osso simulado quando comparados à fundição em monobloco.
- 4 A influência da aplicação de cerâmica na deformação do osso simulado e intermediário pôde ser constatada com valores estatisticamente significantes após as etapas de glaze, acabamento e polimento.
- 5 Os valores de tensão individual para cada *strain gauge* no poliuretano se encontraram dentro dos padrões fisiológicos tolerados pelo osso, porém estudos com aplicação de carga poderão elucidar outros aspectos relacionados à distribuição destas tensões.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato ABNT)

AGUIAR-JUNIOR F. A. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. **J Prosthodont.** v.18, n.3, p. 230-4, 2009.

AKÇA, K.; ÇERELI, M.C.; IPLIKÇIOĞLU, H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with *in vitro strain gauge* measurements on dental implants. **Int J Prosthodont**, v.15, n.2, p.115-21, 2002.

AKCA, K. et al., Human *ex vivo* bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary *overdentures*. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 16, p. 715-722, 2005.

AKÇA, K.; et al., Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. **Med Eng Phys**, v.31, n.7, p. 758-63, 2009.

ASSUNÇÃO, W.G. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, v.20, n.4, p.1173-7, 2009.

BEAGLE, A.; BARBIER, L.; SCHEPERS, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Carol Stream, v.12, n. 2, p. 215-223, Apr. 1997.

BONNETA, A.S.; POSTAIREB, M.; LIPINSKIA, P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. **Med Eng Phys**, v.31, n.7, p. 806-15, 2009.

BOUCHART, I.G.; ZARO, M.A. **Extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) – princípios de operação e utilização em transdutores**. Porto Alegre, Ed. da Universidade UFRGS, 55p;1982.

- CARLSSON, B.; CARLSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 1, p. 90-94, Jan/Feb.1994.
- CARR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing and polishing on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int J oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, Sep/Oct., p.589-9, 1996.
- CARR, A. B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 76, n. 5, p. 500-509, Nov. 1996.
- CASTILHO, A.A. et al. *In vitro* evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. **J Appl Oral Sci**, v.15, n.3, p.241-6, 2007.
- ÇEHRELI, M. C. et al., Human *ex vivo* bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 16, p. 540-548, 2005.
- CHAO, Y., et al. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. **Clin Materials**, v. 3, p. 309-15, 1988.
- CLELLAND, N. L.; CARR, A. B.; GILAT, A. Comparison of strains transferred to a bone stimulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five implant supported fixed prosthesis. **J Prosthodont**, Copenhagen, v. 5, n. 3, p. 193-200, Sept. 1996.
- CLELLAND, N.L.; MEADE, C.V.P. Comparison of strains produced in a bone stimulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int J oral Maxillofac Implants**, v.12, n.6, p. 793-99, 1997.
- DUNCAN, R.L.; TURNER, C.H. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. **Calcif Tissue Int**, New York, v. 57, n. 5, p. 344-358, Nov. 1995.
- CLELLAND, N. L. et al. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 5, p. 953-959, 2010.

DUYCK, J. et al. Pre-load on oralimplantsafter screw tightening fixed full prostheses: an *in vivo* study. **J Oral Rehab**, v.28, n.3, March, p.226-233, 2001.

DUYCK, J.; NAERT, I. Influence of prothesis fit and effect of a luting system on the prosthetic connection preload: na *in vitro* study. **Int J Prosthodont**, v.15, n.4, p.389-96, 2002.

DUYCK, J. et al. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. **Clin Oral Impl Res**, v.21,p.877-884, 2010.

EISENMANN, E. et al. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, n. 6, p.810-818, 2004.

FROST, H.M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod**, Applelton, v. 64, n. 3, p. 175-188, June 1994.

GOLL, G. E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: part I - clinical proceduures. **J prosthet Dent** , v. 66, n. 3, p. 377-84, Sept. 1991.

GUICHET, D. L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cementretained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillfac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 239-246, 2000.

HECKMANN, S. M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of fit. An *in vitro* of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 15, p. 466-473, 2004.

HECKMANN, S. M. et al. Loading of bone surrounding implants through three unit fixed partial denture fixation: a finite element analysis based on *in vitro* and *in vivo* strain measurements. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 17, p. 345-350, 2006.

HEGDE, R. et al. Validation of *strain gauges* as a method of measuring precision of fit of implant bars. **Implant Dent**, v.18, n.2, p.151-61, 2009.

HOLLWEG, H. et al.Deformation of implant abutments after framework connection - a study with *strain gauges*.**J Oral Implantol**, Accepted for publication, 2010.

- HOSHAW, S.J.; BRUNSKI, J.B.; COCHRAN, G.V.B. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Carol Stream, v. 9, n. 3, p. 345-360, June 1994.
- IPLIKÇIOĞLU, H. et al. Comparison of non-linear finite element stress analysis with *in vitro strain gauge* measurements on a Morse Taper implant. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 18, n. 2, p. 258-265, 2003.
- ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: part I. the effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur J Prosthodont. Restorat Dent**, v. 3, n. 6, p. 247-53, 1995.
- ISHIGAKI, S., et al. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. **Clin Oral Implants Res**, 14, 97– 102, 2003.
- ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Imp Res**, Copenhagen, v. 17 (Suppl. 2), p. 8-18, 2006.
- JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment form the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.3, p.270-6, 1991.
- JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.
- KARL, M. et al. *In vitro* study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, n. 1, p. 30-37, 2004.
- KARL, M.; ROSC, S.; GRAEF, F.; TAYLOR, T.; HECKMANN, S. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **J Prosthet Dent**, v. 93, n.1, p. 324-330, 2005.
- KARL, M. et al. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. **Implant Dent**, Baltimore, v. 14, n. 2, p. 157-165, 2005.

- KARL, M. et al. *In vivo* stress behavior in cemented an screw-retained five unit implant FPDs. **J Prosthodont**, Philadelphia PA, v. 15, n. 1, p. 20-24, Jan.-Feb. 2006.
- KARL, M. et al. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. **J Prosthodont**, Philadelphia PA, v.17, p. 03-08, 2008.
- KARL, M. et al. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, *strain gauge* measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v.17, n.2, p. 50-7, 2009.
- KOKAT, A. M.; COMERT, A.; TEKDEMIR, I.; AKKOCAOGLU, M.; AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C. Human *ex vivo* bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. **Implant Dent, Baltimore**, v. 18, p. 162-171, 2009.
- KOZLOVSKY, A., et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. **Clin Oral Impl Res**, v.18, p.601–610, 2007.
- LONGONI, S. et al. Passive definitive fit of bar-supported implant *overdentures*. **Implant Dent**, Baltimore, v. 15, n. 2, p. 129-134, 2006.
- MELSEN B.; LANG N.P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 12, n. 2, p. 144-152, Apr. 2001.
- MENDES, S. N. C. **Avaliação da adaptação passiva de infra-estruturas sobre implantes, antes e após soldagem, em função da deformação dos intermediários medida com extensômetros lineares elétricos**. Bauru, 2003, 120 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont**, v.8, n.6, p.511-16, 1995.

- MISCH, C.E.; QU, Z.; BIDEZ, M.W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg**, v.58, n.2, p. 247-8, 2000.
- MIYASHIRO, M. et al. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies of implant-supported prosthesis – tension tests. **J Appl Oral Science**, Accepted for publication, 2011.
- MORETTI-NETO, R.T.; MOURA, M. S.; SOUZA E. A.; RUBO J. H. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an *in vitro* study. **Int J Prosthodont**, v. 22, n. 4, p. 391-5, 2009.
- MORETTI-NETO, R.T. **Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria**. Bauru, 2010, 159 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- MORETTI-NETO, R.T. et al. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. **J Appl Oral Science**, v.19, n.1, p.47-51, 2011.
- NISHIOKA, R.S. et al. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: *strain gauge* analysis. **Implant Dent**, v.18, n.6, p. 512-20, 2009.
- NISHIOKA, R.S. et al. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a *strain gauge* comparative analysis. **J Appl Oral Sci**, v.18, n.3, p. 225-30, 2010.
- NISSAN, J. et al. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 86, n. 1, p. 20-23, 2001.
- OH, T.J., et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol**, 322-33, 2002.
- PAIVA, J. et al. Comparison of the passivity between cast alloy and laser-welded titanium *overdenture* bars. **J Prosthodont**, v.18, n.8, p.656-62, 2009.

- PUGH J.P.; ROSE R.M.; RADIN E.L. elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. **J Biomechanics**, Copenhagen, v. 6, p. 475-485, 1973.
- RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n. 3, p. 241-7, 1989.
- RIEGER, M.R.; MAYBERRY, M.; BROSE, M.O. Finite element analysis of six endosseous implants. **J Prosthet Dent**, v. 63, n. 6, p. 671-676, 1990.
- ROBERTS, W.E., et al. Bone physiology and metabolism. **J Calif Dent Assoc**, Sacramento, v. 15, n. 10, p. 54-61, 1987.
- RUBO, J. H. et al. Finite element analysis of stress distribution on dental implants: a study of seven clinical variables. Part 1 –stresses on implants, abutments and frameworks. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 6, p. 567, Nov.-Dec. 1999.
- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Computacional methods applies to bioengineering: solution of loads problems in implant prosthesis. **Rev Fac Odontol Bauru**, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, jul./dez. 2001.
- RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. **Clin Dent Implant Relat Res**, Feb 13, 2009.
- SAHIN, S; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **J Implant Dent**, v.10, n.2, p. 85-90, 2001.
- SAHIN, S., et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent**, v. 30, p. 271-282, 2002.
- SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p. 19-27, 1997.
- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J prosthodont**, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

SMET, E. et al. Effect of strain at lowfrequency loading on peri-implant bone (re)modelling: a guinea-pig experimental study. **Clin Oral Impl Res**, v.19, p.733–739, 2008.

SPIEKERMANN, H. et al. Biomechanics. In:_____. **Color Atlas of Dental Medicine Implantology**. New York, Thieme Medical Publishers, p.81-89, 1995.

SUEDAM, V. **Avaliação da deformação gerada na região peri-implantar de prótese fixa implantossuportada, com a utilização de extensômetros lineares elétricos**. Bauru, 2009, 134 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

TAHMASEB, A. et al. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an *in vitro* study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.25, n.2, p.247-57, 2010.

TAKARASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implants frameworks: an *in vitro* comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 89, n. 3, p. 256-260, Mar. 2003.

TAN, K.B., et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **Int J Prosth**, v.6, n. 4, p.346-63, 1993.

TAYLOR, T.D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 1, p. 74-8, 1998.

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosth Dent**, v.88, n.1, p. 89-95, 2002.

VASCONCELOS, D. K. **Efeito dos ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria**. São José dos Campos, 2005, 123 p. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, especialidade Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.

WASKERICZ, G. A.; OSTROWSKY, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int j oral maxillofac implants**, v. 9, n. 4, p. 405-411, 1994.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 209-218, 2000.

WEIBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int j oral maxillofac implants**, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.

YANASE, R. T. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 469-474, 1994.

ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. **J Prosth Dent**, v. 64, n. 1, p. 53-61, 1990.

ANEXO A

Valores individuais registrados dos <i>strain guages</i>														
Poliuretano									Intermediário					
Implante 1				Implante 2				Implante 1			Implante 2			
Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int''	Int'''	Int'	Int''	Int'''	
Cilindros Pré-fabricados de CoCr Usinados														
CP 01	22,5	80,4	-25,9	3,2	-2,5	-5,1	-25,3	-30,1	-65,1	-121,2	-57,7	-81,6	-91,5	-89,1
CP 02	3,6	50,5	-24,0	-10,1	-2,6	-113,6	-58,4	-46,3	-68,5	-124,5	-69,4	-88,5	-104,3	-89,7
CP 03	21,9	94,7	-21,0	20,1	1,6	-83,9	-23,0	-28,8	-40,0	-98,2	-54,0	-81,7	-61,6	-56,3
CP 04	16,3	109,4	-24,9	7,7	-11,8	-80,6	-47,9	-31,2	-77,7	-142,3	-96,3	-101,1	-123,8	-110,7
Méd.	16,1	83,7	-24,0	5,2	-3,8	-70,8	-38,6	-34,1	-62,8	-121,5	-69,3	-88,2	-95,3	-86,4
D.P.	8,8	25,1	2,1	12,5	5,7	46,2	17,3	8,2	16,1	18,1	19,1	9,2	26,1	22,5
Infraestrutura fundida em Monobloco														
CP 01	180,7	57,4	-1170	-141,0	179,9	-221,7	-504,8	-26,0	214,1	-156,8	-179,5	-24,7	-184,5	30,3
CP 02	66,8	-282,8	-715,5	-47,2	6,4	-72,4	-11,6	-10,3	215,6	-278,6	-69,4	-27,5	-105,5	-104,1
CP 03	-166	-124,0	100,6	-123,4	210,1	-59,6	-1795	-439,8	171,7	-221,5	-46,2	63,2	-66,2	-14,8
CP 04	54,6	-378,2	-1011	22,8	157,0	-122,3	-1894	-367,5	316,5	-489,2	26,9	72,4	-51,3	-1,4
Méd.	34,0	-181,9	-699,3	-72,2	138,4	-119,0	-1051	-210,9	229,5	-286,5	-67,1	20,9	-101,9	-22,5
D.P.	125,6	165,3	489,9	65,2	78,5	63,7	813,2	194,5	53,2	124,7	74,0	47,1	51,6	49,9
Infraestrutura em Monobloco após Secção														
CP 01	50,2	6,8	-65,8	-95,3	22,3	18,0	-36,2	-15,4	141,7	-7,3	-35,6	-19,5	-125,7	-73,4
CP 02	4,4	18,2	-24,1	-32,1	32,2	30,3	-21,7	-26,4	-96,1	21,7	-75,1	100,8	-33,8	-23,7
CP 03	0,5	33,4	-71,4	-125,5	-0,6	44,8	-44,3	-19,6	157,7	-13,8	-0,7	-35,0	-74,3	-89,7
CP 04	-57,0	7,9	-87,9	-47,2	-33,1	-4,1	-50,8	-37,1	166,3	-18,0	-15,9	25,4	-124,1	-100,7
Méd.	-0,5	16,6	-62,3	-75,0	5,2	22,2	-38,3	-24,6	140,4	-4,3	-31,8	-32,5	-89,5	-71,9
D.P.	43,9	12,3	27,1	43,1	29,0	20,7	12,6	9,4	31,3	17,9	32,2	52,3	44,1	34,0
Infraestrutura em Monobloco Seccionada após Polimerização da Duralay														
CP 01	166,7	4,8	25,0	-224,7	-81,1	-58,2	-1,8	-31,8	-76,1	-181,6	-18,2	-13,8	-152,1	-127,0
CP 02	99,9	-22,5	147,3	-217,6	-46,7	43,3	-28,3	-58,8	28,7	-265,1	-54,2	104,5	-151,8	-98,0
CP 03	87,6	17,4	22,2	-87,5	-12,2	-28,8	-5,2	-35,7	-68,6	-96,4	-1,3	-52,5	-39,9	-30,9
CP 04	119,9	-1,1	166,7	-208,5	-43,2	132,1	-24,3	-28,3	-29,5	-322,7	-3,5	-35,2	-37,4	-66,2
Méd.	118,5	-0,4	90,3	-184,6	-45,8	22,1	-14,9	-38,6	-36,4	-216,5	-19,3	-51,5	-95,3	-80,5
D.P.	30,1	14,4	67,0	56,3	24,4	73,5	11,6	11,9	41,5	85,6	21,2	33,5	56,7	35,8

ANEXO B

Valores individuais registrados dos <i>strain guages</i>														
Poliuretano									Intermediário					
Implante 1				Implante 2				Implante 1			Implante 2			
Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int''	Int'''	Int'	Int''	Int'''	
Infraestrutura em Monobloco Seccionada após Solda														
CP 01	100,0	1,2	-498,1	-7,6	-52,4	-50,1	-266,0	-22,5	-249,4	78,1	-50,3	299,5	96,6	-387,8
CP 02	82,2	-486,3	-1683	-14,8	-273,6	-32,6	-37,1	-13,3	48,7	-219,9	-27,2	69,8	139,1	-281,7
CP 03	64,5	-308,2	-97,2	33,7	66,8	-6,3	-294,6	-82,1	-124,8	-145,0	46,5	117,9	140,5	-293,0
CP 04	44,9	-415,9	-787,3	-36,6	-2045	-611,5	167,3	241,2	-281,4	100,7	-17,3	-53,5	-211,1	28,3
Méd.	72,9	-302,3	-766,4	-6,3	-576,2	-175,1	-107,6	30,8	-151,7	-46,5	-12,1	108,4	41,3	-233,6
D.P.	23,6	215,2	673,4	29,4	989,7	291,5	216,5	143,5	149,7	160,2	41,4	146,4	169,4	180,9
Infraestrutura Soldada após Aplicação da Cerâmica														
CP 01	73,1	-187,5	-206,4	1,3	-199,5	24,3	-48,4	3,5	-267,0	116,4	9,0	180,7	122,9	-301,5
CP 02	93,1	-492,4	-1835	-57,5	-148,9	-110,1	-233,8	-119,4	113,7	-255,0	-34,7	100,1	155,2	-244,0
CP 03	-1,4	-676,2	-145,2	-28,5	-92,8	-131,7	-85,8	-498,7	-143,9	-137,5	-7,1	124,1	226,3	-303,0
CP 04	76,2	-602,9	-1016	-52,2	-1511	-143,3	156,1	154,2	-276,5	60,9	-235,8	25,1	-81,5	-85,1
Méd.	60,2	-489,7	-800,8	-34,2	-488,3	-90,2	-53,0	-115,1	-143,4	-53,8	-67,1	107,5	105,7	-233,4
D.P.	42,0	215,2	795,8	26,8	683,8	77,6	160,7	279,2	181,7	172,9	113,9	64,5	132,1	102,6
Infraestrutura Soldada com Cerâmica após Acabamento, Polimento e Glaze														
CP 01	100,5	-617,8	-1080	74,0	-457,8	-97,9	142,1	-264,0	-223,1	122,4	-68,9	275,1	264,4	-465,7
CP 02	47,0	-287,3	-1592	-3,5	-483,1	-68,2	161,1	84,7	77,2	-246,4	-1,6	-71,1	47,6	74,3
CP 03	103,7	-156,0	-580,3	94,6	-12,1	-178,5	-318,4	-567,9	-108,2	-192,4	-150,5	156,5	166,4	-371,5
CP 04	27,2	12,5	-647,7	-227,2	-1675	-394,5	171,3	721,0	-80,8	-28,1	-909,2	-289,0	-177,4	-13,6
Méd.	69,6	-262,1	-975,0	-15,5	-657,1	-184,8	39,0	-6,5	-83,8	-86,1	-282,6	17,9	75,3	-194,1
D.P.	38,4	267,0	467,1	147,3	712,4	147,4	238,6	553,5	123,7	167,2	422,2	250,0	190,4	264,5

ANEXO C

	Valores absolutos registrados pelos <i>strain gauges</i>													
	Poliuretano								Intermediário					
	Implante 1				Implante 2				Implante 1			Implante 2		
	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int''	Int'''	Int'	Int''	Int'''
Cilindros Pré-fabricados de CoCr Usinados														
CP 01	22,5	80,4	26,0	9,0	7,2	12,1	25,3	30,1	65,1	121,2	57,9	81,6	91,5	89,1
CP 02	6,1	50,5	24,0	12,8	8,0	113,6	58,4	46,3	68,6	124,5	69,4	88,5	104,3	89,7
CP 03	20,3	95,1	24,9	17,9	8,2	81,8	24,6	26,9	45,1	94,4	52,0	79,2	64,7	60,7
CP 04	16,3	109,4	24,9	8,7	14,3	80,6	47,9	31,3	77,7	142,3	96,3	101,1	123,8	110,7
Méd1	16,3	83,9	25,0	12,1	9,4	72,1	39,0	33,6	64,1	120,6	68,9	87,6	96,1	87,5
DP	7,3	25,2	0,8	4,3	3,3	42,8	16,8	8,6	13,8	19,8	19,6	9,8	24,8	20,5
Méd2	34,3 (±7,7)				38,5 (±15,8)				84,5 (±17,2)			90,4 (±18,1)		
Méd3	36,4 (±6,8)								87,5 (±17,6)					
Infraestrutura fundida em Monobloco														
CP 01	180,7	57,4	1170	141,0	179,9	221,7	504,8	26,0	214,1	156,8	179,5	26,5	184,5	30,6
CP 02	66,8	282,8	715,5	47,2	45,6	72,4	43,8	10,7	215,6	278,6	69,4	28,4	105,5	104,1
CP 03	166,3	124,0	100,6	123,4	210,1	59,6	1795	439,8	171,7	221,5	46,2	63,2	66,2	18,9
CP 04	65,5	378,2	1011	106,9	157,0	122,3	1894	367,5	316,5	489,2	26,9	72,4	51,3	14,9
Méd1	119,8	210,6	749,6	104,7	148,1	119,0	1059	211,0	229,5	286,5	80,5	47,6	101,9	42,2
DP	62,3	146,4	472,0	40,8	71,8	73,6	927,2	224,5	61,5	144,0	68,3	23,6	59,6	41,8
Méd2	384,5 (±294,9)				296,2 (±123,4)				63,9 (±18,6)			198,8 (±55,7)		
Méd3	340,3 (±146,5)								131,4 (±26,2)					
Infraestrutura em Monobloco após Secção														
CP 01	50,2	21,5	65,8	95,3	30,2	25,2	42,5	26,1	141,7	8,0	35,6	24,4	125,7	73,4
CP 02	17,0	20,2	30,2	32,9	32,2	33,0	23,7	27,8	96,1	21,7	75,1	100,8	33,9	24,1
CP 03	9,2	34,8	68,2	129,5	32,2	69,2	44,2	18,6	162,3	13,8	5,7	37,5	75,6	91,8
CP 04	57,0	23,4	87,9	47,2	33,9	67,1	51,2	38,0	166,3	18,0	15,9	25,4	124,1	100,7
Méd1	33,3	25,0	63,0	76,2	32,1	48,6	40,4	27,6	141,6	15,4	33,1	47,0	89,8	72,5
DP	23,7	6,7	24,0	44,5	1,5	22,8	11,8	8,0	32,2	5,9	30,6	36,4	44,0	34,2
Méd2	49,4 (±16,4)				37,2 (±8,7)				63,3 (±2,7)			69,8 (±12,8)		
Méd3	43,2 (±11,2)								66,6 (±6,9)					
Infraestrutura em Monobloco Seccionada após Polimerização da Duralay														
CP 01	166,7	11,1	30,6	224,7	81,1	58,2	11,8	31,8	76,1	181,6	18,2	23,5	152,1	127,0
CP 02	99,9	38,4	147,3	217,6	46,7	48,8	28,4	58,8	30,7	265,1	54,2	104,5	151,8	98,0
CP 03	87,6	17,5	26,2	87,5	21,3	29,9	16,8	35,7	68,6	96,4	7,8	52,5	39,9	31,0
CP 04	119,9	15,9	166,7	208,5	43,2	132,1	31,4	28,3	32,0	322,7	8,6	35,4	38,1	66,3
Méd1	118,5	20,7	92,7	184,6	48,1	67,2	22,1	38,6	51,9	216,5	22,2	54,0	95,5	80,6
DP	34,8	12,1	74,7	65,0	24,7	44,8	9,3	13,8	23,9	98,8	21,8	35,7	65,2	41,3
Méd2	104,1(±34,1)				44,0(±13,5)				96,8 (±29,1)			76,7 (±38,6)		
Méd3	74,0 (±23,5)								86,8 (±28,5)					