UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MAX DÓRIA COSTA

Análise da deformação gerada nos intermediários e na região óssea peri-implantar sob diferentes condições de carga em prótese parcial fixa parafusada

BAURU
2015

MAX DÓRIA COSTA

Análise das deformações geradas nos intermediários e na região óssea peri-implantar sob diferentes condições de carga em prótese parcial fixa parafusada

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas Aplicadas na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU

2015

Costa, Max Dória
C823a Análise da deformação gerada nos intermediários e na região óssea peri-implantar sob diferentes condições de carga em prótese parcial fixa parafusada / Max Dória Costa – Bauru, 2015.

192 p.: il.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

A **Deus**, em primeiro lugar, 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 noiva, **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 dedicado e atencioso, seus ensinamentos foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho e contribuíram definitivamente no meu crescimento pessoal e profissional.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo** 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. Leonardo Bonjardim**, **Dr. Paulo Martins Ferrreira**, **Dr. Gerson Bonfante**, **Dr. Estevam Bonfante, Dr. Carlos Araújo**, **Dra. Lucimar Falavinha Vieira**, **Dr. Pedro Oliveira**, **Dra. Karin Neppelenbroek**, **Dr. Vinicius Carvalho Porto**, **Dr. Wellington Bonachela, Dra. Ana Lúcia,** pela oportunidade, conhecimentos e amizade transmitidos. Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris**, pela valiosa assessoria na realização da parte estatística deste trabalho.

Em especial ao **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, por compartilhar os seus ensinamentos clínicos, teóricos, profissionais e pessoais, muito obrigado pela confiança e amizade.

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

À **Profa. Dra. Jacinta Santos** e ao **Prof. Dr. Gildo Santos,** da University of Western Ontario, pelas oportunidades e amizade durante a estadia no Canadá.

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

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

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

Ao **Renato Murbak**, do Centro Integrado de Pesquisas - CIP USP, pela amizade e disponibilidade para confeccção e realização dos experimentos.

Ao **Luiz Eduardo Rodrigues Pereira,** do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP Bauru, pela compreensão e ajuda nos dipositivos deste trabalho.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Capes**, pela bolsa de estudo que me foi concedida no período do curso de doutorado.

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

Ao **Emerging Leaders of America Program – ELAP,** programa canadense de bolsa de estudos, que propiciou minhas experiências no Canadá.

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**, noiva **Andreza**, que sempre me deram muito amor e confiança. Aos meus tios, em especial **Eraldo** e **Marlene**, **Marli** e **Waldemar** (*in memorian*), **Mardinho**, **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 novos integrantes da família **Yasmim, Pedrinho e Miguel**.

Aos meus amigos da turma de doutorado em Reabilitação Oral, **Carolina Ortigosa**, **Fernanda Stancari**, **Hugo Vidotti**, **Jorge Fliamengui**, **Lívia Aguiar**, **Lívia Maria**, **Luana Menezes**, **Luiz Alves**, **Max Laurentt**, **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.

A todos os amigos que fiz durante a pós-gradução da FOB USP em espcial a **Ana Silvia**, **Cintia Nishida, Fernanda Piras, Fábio Lorenzoni, Flávia Nashan, Gustavo Pimentel, Illana Ramalho, José Luiz, Karen Ayub, Karin Modena, Laís Pires, Leandro Martins, Luciana Mendonça, Marcelo Ramos, Mércia, Paulo Maurício, Vinicius Bianco, Vinicius Fardim, Daniel Lanza, Bruno Furquim, Marcela, Valdey Suedam, Rafael Moretti,** além da amizade, por todo apoio nos trabalhos e seminários.

Aos amigos que fiz durante minha estadia no Canadá, em especial: **Lúcio, Elisa, Phil, Jordam, Mai, Mohamed,** fundamentais, principalmente nos momentos longe da família.

Aos velhos amigos, em especial: **Carlos Hermínio**, **Fernando Nunes, Rodrigo Antônio, Tiago Ningman, Caroline Brito, Gontran Froes, Gustavo Brandão, Frederico Medeiros, João Hagembeck, Julliano Prudente**, **George, Rafael, Bruno Bittencurt, Guilherme, Rudá, Wilson Lima,** que sempre me incentivaram e apoiaram mesmo estando distante.

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

RESUMO

O sucesso a longo prazo dos implantes tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre a prótese, intermediários, implantes e destes para o tecido ósseo adjacente, devendo cada parte deste sistema ser submetido somente a forças às quais estão aptos a receber. A proposta deste trabalho foi avaliar a deformação gerada nos intermediários e na região óssea peri-implantar diante da aplicação de cargas funcionais e parafuncionais em prótese parcial fixa de três elementos parafusadas sobre dois implantes. Para este trabalho, foi utilizado um modelo experimental homogêneo à base de poliuretano, simulando o tecido ósseo, com dois implantes do tipo hexágono externo paralelos que receberam intermediários do tipo multi-unit. Na superfície de cada intermediário foram instalados três sensores (*strain gauges*), capazes de medir a microdeformação dispostos de maneira eqüidistante entre si. Na região óssea simulada, foram instalados quatro sensores para cada implante, posicionados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual. A aplicação da carga estática de 300N foi realizada em uma máquina de ensaios universais. As leituras foram realizadas em quatorze momentos para todos os corpos de prova, variando o direcionamento da carga (axial e inclinada à 30 graus) e simulando ainda sete diferentes pontos de aplicação de carga (1- pilar mesial, 2 - pôntico, 3- pilar distal, 4- simultaneamente no pilar mesial, pontico e pilar distal, 5- no pilar mesial e distal, sem contato no pôntico, 6- no pilar mesial e no pôntico, 7- no pilar distal e no pôntico). Os resultados mostraram que a direção da carga interferiu na magnitude e distribuição da microdeformação, de forma que, no osso simulado, os valores encontrados na carga axial se encontraram dentro da tolerância fisiológica independente do local de aplicação de carga. Observou-se uma distribuição mais uniforme quando a carga foi aplicada simultaneamente nos pilres mesial, pôntico e pilar distal. Por outro lado, valores de microdeformação acima do limite de tolerância foram observados para a carga inclinada e nesta situação o local de aplicação teve influência na microdeformação, com valores extremamente elevados e sem uniformidade na distribuição, devendo o carregamento oblíquo ser evitado.

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

ABSTRACT

Strain analysis of abutment and bone tissue around dental implants under different loading conditions on screw-retained fixed partial prostheses.

Long-term success with implants has some critical factors such as incidence and transmission of mechanical stress to the prosthesis, abutments, and implants to the adjacent bone tissue. Each part of the system should be subjected to loads under its strength limit. The purpose of the present study was to evaluate abutment and peri-implant bone tissue strains during functional and parafunctional loads application in a three-unit screw-retained fixed prosthesis supported by two implants. In order to simulate the bone tissue, an experimental model made of homogeneous polyurethane was used wherein two external hexagon implants were placed parallel to each other, provided with *multi-unit* abutments. On the surface of each abutment three sensors (strain gauges) were positioned equidistant to each other to measure microstrains. The simulated bone around each implant received four strain gauges, positioned on the mesial, distal, buccal and lingual aspects. The tests were performed applying a 300N static load on a universal testing machine. The readings were made at fourteen moments for each specimen, changing load direction (axial and 30 degrees oblique) and also simulating seven different points of load application (1- mesial abutment, 2- pontic, 3- distal abutment, 4- simultaneously on the mesial abutment, pontic and distal abutment, 5- mesial and distal abutment (no pontic contact), 6- mesial abumtent and pontic, 7- distal abutment and pontic. The results showed that the load direction significantly influenced the magnitude and distribution of microstrains, so that for the simulated bone, the values found during axial load were within the physiological threshold independent of the point of load application; however, a more uniform distribution was observed when force was applied simultaneously on the mesial abutment, pontic and distal abutment. Furthermore, microstrain values above the tolerance limits were observed during oblique load, and for this condition, the point of load application significantly influenced the microstrains, with extremely high values and non-uniform distribution for all load conditions tested. Therefore, oblique loading must be avoided.

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

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Distribuição dos 14 *strain gauges*: 8 no poliuretano e 6 nos intermediários, vista vestibular, oclusal e lingual. 94

Figura 2 - Placa de circuito com terminações dos *strain gauges* soldados. 95

Figura 3 - Experimento para realização dos testes (Sala de Comutadores - Departamento de Engenharia Mecânica UNESP - Bauru). 95

Figura 4 - Modelo duplicado em gesso tipo IV, com os análogos do intermediário. 96

Figura 5 - Padronização do enceramento da infraestrutura de três elementos 97

Figura 6 - Infraestrutura de níquel-cromo-cobalto em monobloco, sobrefundida nos cilindros de cobalto-cromo. 98

Figura 7 - Infraestruturas após seccionamento vista vestibular no modelo de gesso e no modelo experimental. 99

Figura 8 - Fixação com resina para remoção do corpo de prova em posição para soldagem. 100

Figura 9 - Matriz de silicona para padronização do revestimento de soldagem (A) e infraestrutura incluída em revestimento para soldagem (B). 100

Figura 10 - Prova do corpo de prova no modelo experimental após soldagem. 101

Figura 11 - Matriz em silicona para padronização da cobertura cerâmica. 103

Figura 12 - Corpo de prova após aplicação da cerâmica, glaze, acabamento e polimento: vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros. 103

Figura 13 - Máquina de ensaio universal EMIC. 104

Figura 14 - Dispositivo de fixação do modelo experiemental parafusado à EMIC, possibilita a estabilização através de parafusos, angulação e movimentação no plano horizontal utilizando as manoplas 105

Figura 15 - Modelo experimental com corpo de prova pronto para realização dos testes, observar a marcação da angulação planejada na lateral do dispositivo. 105
Figura 16 - Ponta utilizada para aplicar carga nos corpos de prova. 106
Figura 17 - A carga axial e inclinada foram aplicadas nas sete situações esquematizadas: mesial-pôntico-distal, pôntico, distal-pôntico, distal, pôntico-mesial, mesial e mesial-distal 107
Figura 18 - Três fases das variações dos valores de deformação: inicial (leitura de 1 a 50), intermediária (leitura 50 a 600) e final (leitura 600 a 3600). Dados de deformação do primeiro corpo de prova testado com carga axial e aplicação de carga mesial-pôntico-distal..... 109
Figura 19 - Os 100 últimos valores registrados utilizados para média, na terceira fase de aquisição de dados com deformações estabilizadas. Dados de deformação do primeiro corpo de prova testado com carga axial e aplicação de carga mesial-pôntico-distal 110
Figura 20 - Desenho representativo da disposição dos *strain gauges* (SG) e dos implantes (I) no modelo de poliuretano. Adaptado de Moretti-Neto (2010) 111
Figura 21 - Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal 118
Figura 27 - Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Distal apenas. 119
Figura 34 - Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Distal apenas. 122
Figura 35 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal. 124
Figura 36 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pôntico apenas. 124
Figura 37 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pilar Distal. 124
Figura 38 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico. 125

Figura 39 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial apenas. 125
Figura 40 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pôntico – Pilar Distal. 125
Figura 41 - Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Distal apenas. 125
Figura 42 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal. 127
Figura 43 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pôntico apenas. 127
Figura 44 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pilar Distal. 127
Figura 45 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico. 128
Figura 46 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial apenas. 128
Figura 47 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pôntico – Pilar Distal. 128
Figura 48 - Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Distal apenas. 128

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações da liga de níquel-cromo-cobalto, segundo fabricante. 98

Tabela 2 - Teste ANOVA a três critérios para os 08 *strain gauges* localizados no osso simulado, para as diferentes situações de aplicação de carga testadas. Estatisticamente significante para probabilidade menor que 0,05 (p<0,05)*. 115

Tabela 3 - Teste ANOVA a três critérios para os 06 *strain gauges* localizados nos intermediarios, para as diferentes situações de aplicação de carga testadas. Estatisticamente significante para probabilidade menor que 0,05 (p<0,05)*. 116

Tabela 4 - Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* do **osso simulado nas situações testadas de carga axial**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05). 117

Tabela 5 - Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* do **osso simulado nas situações testadas de carga inclinada a 30^{o}**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05). 120

Tabela 6 - Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* dos **intermediários nas situações testadas de carga axial**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05). 123

Tabela 7 - Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* dos **intermediários nas situações testadas de carga inclinada a 30^{o}**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05). 126

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Ag	prata
Au	ouro
Co	cobalto
Cr	cromo
Cu	cobre
Ni	níquel
Ti	titânio
V	vanádio
SG	canal de extensometria
I	Implante
Inter	Intermediário
^{o}	graus
^{o}**C**	graus Celsius
g	grama
L	comprimento final
L_0	comprimento inicial
ΔL	variação do comprimento
μ**m**	micrômetro
mm	milímetro
cm^3	centímetro cúbico
g/cm^3	grama por centímetro cúbico
Ncm	Newton centímetro
rpm	rotações por minuto
ε	deformação ou strain
$\mu\varepsilon$	microdeformação ou microstrain
σ	tensão ou estresse
P	força ou carga aplicada
A	unidade de área
E	módulo de elasticidade ou módulo de Young
ρ	fração rho
MHz	mega hertz
GPa	giga pascal
MPa	mega pascal

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 15

2 REVISÃO DE LITERATURA 21

2.1 Caracteristicas da Região Óssea Peri-implantar 23

2.2 Análises de Biomecânica em Prótese sobre Implante 36

2.3 Análises com Strain gauges em Prótese sobre Implante 61

3 PROPOSIÇÃO 87

4 MATERIAL E MÉTODOS 91

4.1 Modelo Experimental 93

4.2 Obtenção dos Corpos de Prova 96

4.2.1 Confecçao da Infraestrutura 96

4.2.2 Aplicação da Cerâmica 102

4.3 Aplicação de Carga nos Corpos de Prova 104

4.4 Constituição dos Grupos Testados 107

4.5 Realização dos Testes 107

5 RESULTADOS 113

6 DISCUSSÃO 129

6.1 Metodologia para análise das deformações e aplicação de carga 131

6.2 Deformações no Osso Simulado 137

6.2.1 Regiões do Osso Simulado com Carga Axial 139

6.2.2 Regiões do Osso Simulado com Carga Inclinada 146

6.3 Deformações nos Intermediários 153

6.3.1 Regiões dos Intermediários com Carga Axial 154

6.3.2 Regiões dos Intermediários com Carga Inclinada 160

7 CONCLUSÕES 169

REFERÊNCIAS 173

ANEXOS 187

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A primeira descrição da utilização de implantes osseointegrados de titânio para suportar próteses dentárias foi realizada 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 e AGAR, 2002; SUEDAM, 2009).

Devido ao sucesso deste tipo de prótese, os implantes começaram a ser utilizados também para confecção de *overdentures*, próteses parciais fixas múltiplas e unitárias. Atualmente, o uso de implantes encontra-se consagrado na Odontologia, porém com sua crescente utilização surgiram dúvidas relacionadas ao comportamento biomecânico e preocupações sobre possíveis falhas que poderiam ocorrer com o sistema prótese/implante/osso (SUEDAM, 2009)

O sucesso a longo prazo dos implantes tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre a prótese, pilares, implantes e destes para o tecido ósseo adjacente, devendo cada parte deste sistema ser submetida somente a forças às quais estão aptas a receber (SKALAK, 1983; PESQUEIRA et al., 2014). A transferência de carga oclusal pode ser influenciada por diversos fatores, tais como: densidade e qualidade do osso, estabilidade mecânica primária, tempo de cicatrização, posição e número de implantes, tamanho da mesa oclusal, proporção da altura prótese/suporte ósseo, localização e direção da força de mordida, contatos oclusais, extensão do “*cantilever*”, precisão na adaptação das interfaces implante/pilar protético e pilar protético/prótese, valor de pré-carga, tipo de retenção da prótese, cimentada ou parafusada (GOLL, 1991; JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; ASSIF, MARSHAK e HOROWITZ,1996; BARBIER et al., 1998; DUYCK et al., 2001a; TADA et al., 2003; MONTERO et al. 2012; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014; MARCIÁN et al., 2014).

A sobrecarga tem sido apontada como fator primário para complicações biomecânicas (ESPOSITO et al.. 1998a; ESPOSITO et al.. 1998b; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010). Durante a transmissão das forças mastigatórias da prótese para o implantes, as cargas verticais de mastigação induzem forças axiais e também o componente lateral da força que é responsável por gerar momento de flexão, resultando em deformação dos componentes do implante e do osso ao redor da região de aplicação da força (BIDEZ E MISCH, 1992; PESQUEIRA et al., 2014; TAKAHASHI et al., 2015).

Assim, quando em sobrecarga, a deformação dos componentes protéticos e implantes pode causar complicações mecânicas associadas ao afrouxamento ou fratura de parafusos, pilar, implante ou prótese (ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; TAKAHASHI el al., 2015). Complicações biológicas podem ser observadas quando a sobrecarga excede o limiar fisiológico tolerado pelo osso, gerando microfraturas na interface implante-osso. A aplicação repetida destas cargas pode levar à falha por fadiga desta interface, diminuindo a densidade óssea peri-implantar e levando à formação de defeitos ósseos e até mesmo à perda do implante (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989; DUYCK et al., 2001a; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; MARCIÁN et al., 2014).

A teoria “mecanostática”, proposta por Frost (1994 e 2004), pode ser utilizada para quantificar qual a deformação máxima suportada pelo osso, na tentativa de correlacionar as forças transmitidas aos implantes osseointegrados, com os graus de remodelação óssea sofrida pelos tecidos circunjacentes. Descreve e quantifica as “janelas” de atividade segundo valores em με (*microstrain* – unidade de deformação). Quando os sinais mecânicos de deformação permanecerem abaixo de 50 με (“janela de desuso”) o osso é perdido por aumento da remodelação com balanço negativo entre reabsorção e formação (atrofia). Entre 50 με e 1500 με (“janela fisiológica”) ocorre o equilíbrio (remodelação óssea), e se a deformação ultrapassar 1500 με (“janela de sobreuso”) a modelação óssea pode ocorrer (hipertrofia). As deformações acima de 3000 με a 4000 με (“sobrecarga patológica”) podem gerar reabsorção (FROST, 1994; DUNCAN e TURNER, 1995; WISKOTT E BELSER, 1999; MELSEN e LANG, 2001; SAHIN et al., 2002; FROST, 2004; DUYCK et al., 2010). Estabelece ainda que certos fatores como hormônios e agentes bioquímicos podem alterar os limites das janelas fisiológicas.

Desta forma, há 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 (PESQUEIRA et al., 2014). Os principais métodos utilizados na análise biomecânica para estudo sobre implantes são: elemento finito, fotoelasticidade e extensometria (SPIEKERMANN, 1995; RUBO e SOUZA, 2001; KARL et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2014). 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, que permite quantificar a deformação em με (*microstrain*) e qualificar áreas de tração (valores positivos ”+”) e compressão (valores negativos “-”). No entanto, nenhum dos três métodos possui total preponderância, na realidade as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam (RUBO; SOUZA, 2001).

A análise da magnitude e distribuição das deformações em cada componente do sistema prótese/intermediário implante/osso diante de diferentes cargas funcionais e parafuncionais são fundamentais para entendimento de todo o processo biomecânico, já que toda força aplicada sobre a prótese implanto-suportada é transmitida diretamente para o tecido ósseo adjacente aos implantes (PESQUEIRA et al., 2014). Sabe-se que o carregamento oblíquo causa maiores valores de deformação quando comparado ao carregamento axial (SAHIN et al., 2002). No entanto, não se sabe até que ponto o local de aplicação de carga pode influenciar o momento de flexão em próteses sobre implantes (DUYCK et al., 2001a; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; TAYLOR e AGAR, 2002).

Assim, há que se buscar formas de avaliar e propiciar níveis de deformação favoráveis e uniformes dentro do sistema prótese/intermediário implante/osso. A magnitude das forças transmitidas ao tecido ósseo e a sua relação com a teoria de Frost ainda são desconhecidas (DUYCK et al., 2001a), sendo fundamental para o planejamento e execução do tratamento com prótese sobre implantes, a mensuração dos valores de deformação gerados na região óssea peri-implantar e nos intermediários de prótese fixa implantossuportada, variando o direcionamento e o local de aplicação da carga aplicada, a fim de se determinar as condições que possam favorecer sua longevidade.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Caracteristicas da Região Óssea 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.

Adell et al. (1981) definiram osseointegração como o contato íntimo, firme e direto do osso vital com estruturas de titânio que possuam superfícies de acabamento e geometrias adequadas. A osseointegração é obtida por procedimentos cirúrgicos adequados, além da observação do correto período de cicatrização (três a quatro meses para a mandíbula e cinco a seis meses para a maxila) e distribuição adequada das forças mastigatórias.

Segundo Branemark (1983), as condições necessárias para que a osseointegração ocorra são: o preparo adequado do tecido ósseo, que deve ser realizado com o mínimo de injúrias, removendo-se a menor quantidade possível, sem alterar a topografia básica da região; o tempo de espera para o remodelamento ósseo, que ocorre por volta de 3 a 6 meses, momento em que o implante já poderia sofrer cargas oclusais, pois estas tensões transmitidas ao tecido ósseo estimulariam um processo de remodelação para que ele se adaptasse a esta nova situação, durante um período de um ano.

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.

Weinberg (1993) ressaltou diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em prótese implantossuportadas e dentossuportadas. O relacionamento complexo entre os componentes do sistema, assim como as diferenças na rigidez relativa das estruturas envolvidas, são responsáveis pela absorção e distribuição de forças. A distribuição de forças nas próteses dentosuportadas 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. No caso de não poder estabelecer uma pré-carga suficiente e/ou uma adaptação adequada entre o intermediário e o cilindro, o parafuso pode sofrer deformação ou fratura. 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 outros pontos, consequentemente, os outros implantes podem ser sobrecarregados. A quantidade de distribuição para as fixações remanescentes depende do grau de

deformação do osso de suporte, fixação, pilar protético, parafuso de retenção e da prótese. A distribuição da força peri-implantar depende de alguma deformação do complexo prótese/intermediário/implante, devido à interface osseointegrada não permitir movimentação.

A teoria “mecanostática”, proposta por Frost (1994), pode ser utilizada para quantificar qual a deformação 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 “deformação mínima efetiva” de 50με (*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 50με (“janela de desuso”- atrofia) o osso é perdido por aumento da remodelação com balanço negativo entre reabsorção e formação. Entre 50με e 1500με (“janela fisiológica” – remodelação óssea) ocorre o equilíbrio entre formação e reabsorção, quando a deformação ultrapassar 1500 με (“janela de sobreuso” - hipertrofia) a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000με a 4000με (“sobrecarga patológica”) podem gerar reabsorção, enquanto a fratura óssea está relacionada a valores em torno de 25000με. 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 significantemente.

Hoshaw, Brunski e 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 “deformação mínima efetiva”. 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.

Tamatsu et al. (1996) estudaram o módulo de elasticidade de pequenos espécimes de osso obtidos a partir de quatro mandíbulas secas de homens adultos. Através da realização do teste de três pontos, os autores concluíram que o módulo de elasticidade da mandíbula variou de acordo com local e com a orientação de obtenção dos espécimes. O osso apresentou características anisotrópicas, refletindo a complexidade da estrutura óssea mandibular. Quando os espécimes foram obtidos das regiões paralelas ao plano mandibular, os valores do módulo de elasticidade dos espécimes mais inferiores eram geralmente mais elevados do que aqueles dos obtidos das regiões mais superiores, indicando maior rigidez desta região. Obtiveram valores de módulo de elasticidade, na região de incisivos, de 16,9 ± 2,7 GPa, 15,4 ± 4,9 GPa e 13,9 ± 3,4 GPa nas regiões inferior, média e superior, respectivamente. Para a região de pré-molares foram obtidos valores de 19,4 ± 2,5 GPa, 18,8 ± 3,5 GPa e 12,6 ± 4,2 Gpa, respectivamente.

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.

Papavasiliou et al. (1997) avaliaram a influência do grau de osseointegração no sucesso do tratamento com implantes. Determinaram, através de análise tridimensional de elemento finito, o nível de estresse na interface de implante com quatro graus de osseointegração (100, 75, 50 e 25%) e cinco padrões de osseointegração (com localização alternada, somente cervical, apical, vestibular e lingual). Simularam uma coroa unitária submetida a carga axial e oblíqua de 10Mpa. Observaram que forças oblíquas oclusais elevaram o estresse na interface entre 5 a 20 vezes e estes foram sempre maiores na região de crista óssea. Menores níveis de estresse foram encontrados com a osseointegração na região cervical (crista óssea) associada à carga axial.

Wiskott e Belser (1999) discutiram a relação entre a força aplicada e a homeostasia óssea. Quando uma força é aplicada ao osso (stress), ocorre uma deformação (*strain*) em seu arranjo estrutural, que somente pode ser quantificada pela determinação das alterações ocorridas na geometria do espécime. O estresse

ou tensão (σ) é definido como a quantidade média de força ou carga aplicada ($\mathbb{P}$) dividida por unidade de área do material ($\mathbb{A}$), dado em MPa ou GPa. Enquanto que a deformação resultante (ε) é a razão entre a variação do comprimento (ΔL) de um objeto submetido à aplicação de uma força, pela sua dimensão inicial (L). Portanto, a deformação é uma unidade adimensional e devido às diminutas alterações observadas, a biomecânica quantifica tais alterações em microdeformações (*microstrains* - με), uma escala em que 10^6με seria igual a deformação teórica de 100%. Assim, 1000 με em compressão é igual ao encurtamento de 0,1%, ou seja, 99,9% do comprimento original e 20000 με em tração é igual ao estiramento de 2%, ou seja, estiramento de 100 a 102% do comprimento original. A Lei de Hooke estabele uma relação linear entre deformação e estresse, através de uma equação geral em que a deformação específica (ε) é igual ao estresse normal (σ) dividido pelo módulo de elasticidade do material ou módulo de Young ($\mathbb{E}$). Os níveis de deformação têm implicações clínicas na Ortopedia e nos campos relacionados, influenciando significantemente a homeostasia óssea, ou seja, a aposição e a reabsorção do osso, sendo que a diferença entre o volume de osso que é depositado e reabsorvido é expresso como fração *rho* (ρ). Evidências clinicas e experimentais indicam que a fração ρ está relacionada aos níveis de deformação que atuam no osso, sendo dividida em cinco faixas: a) disuso ou reabsorção óssea - de 0 a 100 με; b) carga normal ou homeostasia óssea– de 100 a 2000 με; c) sobrecarga moderada ou aumento de massa óssea – de 2000 a 4000 με; d) sobrecarga patológica ou dano ósseo irreversível – de 4000 a 20000 με; e) fratura óssea – acima de 20000 με. Os autores concluíram que durante a fase de remodelação óssea, os osteoblastos serão mais estimulados por sinais biomecânicos de amplitude adequada.

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/cm^3, com um valor médio de 1,14 g/cm^3. Os resultados de módulo de elasticidade foram de 24,9 a 240,0 MPa, com um valor médio de 96.2 MPa 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. A força compressiva final do osso trabecular variou de 0,22 a 10,44 MPa, com um valor médio de 3,9 MPa. 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.

Duyck et al., 2001a analisaram a influência da carga estática e dinâmica nas reações de osso marginal ao redor de implantes osseointegrados: um estudo experimental de animais. Embora seja geralmente aceito que as forças adversas podem prejudicar a osseointegração, o mecanismo desta complicação é desconhecido. Neste estudo, as cargas estáticas e dinâmicas foram aplicadas em implantes (Brånemark Systema, Nobel Biocare, Suécia) instalados em tíbias de coelho para investigar a resposta óssea. Cada um dos 10 coelhos tinha um implante estaticamente carregado (com uma força transversal de 29,4 N a uma distância de 1,5 mm a partir do topo do implante, o que resulta em um momento de flexão de 4,4 Ncm) e um implante carregado dinamicamente (com uma força transversal de 14,7 N a uma distância de 50 mm a partir do topo do implante, o que resulta em um momento de flexão de 73,5 Ncm, 2.520 ciclos, no total, aplicado com uma frequência de 1 Hz), e um implante controle sem carregamento. A aplicação da carga foi realizada durante 14 dias. Um modelo numérico foi usado com guia para a carga dinâmica aplicada. O quadro histológico foi semelhante tanto para os implantes estaticamente carregados como para o controle. Osso cortical denso lamelar estava presente em torno da parte marginal e apical dos últimos implantes, sem sinais de perda de massa óssea. Defeitos ósseos em forma de cratera e lacunas de Howship eram sinais explícitos de reabsorção óssea na área do osso marginal ao redor dos implantes carregados dinamicamente. Quando se compara a quantidade de osso nas imediações da parte marginal dos implantes, menor volume de osso (densidade) foi observado em torno dos implantes com carregamento dinamico em comparação

com os implantes estaticamente carregados e controle. Este estudo mostra que as cargas dinâmicas excessivas causam defeitos ósseos laterias do tipo cratera nos implantes osseointegrados. As diferenças na resposta do osso ao redor dos implantes dinâmicamente contra estaticamente carregados devem ser devido à direção, magnitude e tipo de carga aplicada.

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 revelaram uma relação significativa entre os valores de tensão e da atividade celular na superfície do osso trabecular. A frequência da superfície em equilíbrio ou homestase óssea foi maior (61,9%) em deformações inferiores à 3400με. Superfície óssea aposicional foi mais freqüente (62,7%) onde a deformação variou entre 3400 e 6600με. A maior freqüência de superfície em reabsorção (51,5%) foi encontrada nos valores de deformação muito alta (maiores que 6600με). Observaram que a carga influencia significantemente 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. A sobrecarga oclusal é considerada pelos autores como a maior causadora de falhas em implantes. Uma sobrecarga oclusal que ultrapasse o limiar de homeostasia do osso, pode levar a uma progressiva reabsorção óssea marginal, podendo ocorrer até mesmo a falha da osseointegração. Segundo os autores, a reabsorção ocorrida após o primeiro ano em função é resultado da adaptação funcional da musculatura oral, associada ao aumento da densidade óssea, reduzindo a sobrecarga oclusal ou aumentando a resistência óssea à sobrecarga.

Ficou demonstrado neste trabalho, Oh et al. (2002), 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 implantossuportadas. Dentre as variáveis estudadas foram observados os efeitos biológicos da localização, direção 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 με). Quando uma sobrecarga patológica ocorre (acima de 4000 με) o estresse e a deformação 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 pode levar à falha por fadiga da interface, diminuindo a densidade óssea peri-implantar e levar à formação de defeito ósseo tipo cratera. Concluíram que existe uma melhora no resultado dos tratamentos com implantes osseointegrados quando: a) o conjunto prótese implante não recebe forças oclusais excessivas, b) os implantes são instalados em osso de boa qualidade e c) o número e o diâmetro dos implantes são aumentados. 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.

Tada et al. 2003 avaliaram, por meio da análise de tridimensional de elementos finitos, a influência do tipo e do comprimento do implante, bem como da qualidade óssea na distribuição de tensões e deformações no osso e no implante, quando submetidos às forças axial (100 N) e bucolingual (50 N). Os resultados demonstraram que independente da direção da carga, o máximo de estresse/deformação equivalente no osso aumentou com a diminuição da densidade do osso esponjoso. Sob carga axial, especialmente nos modelos de densidade baixa, a máxima deformação equivalente no osso esponjoso foi menor no implante cônico do que no implante cilíndrico e também menor para os implantes longos do que para os implantes curtos. Sob carga bucolingual, o equivalente estresse/deformação foi influenciado principalmente pela densidade óssea. Concluiu-se que o osso esponjoso de densidade elevada pode garantir o melhor meio biomecânico para implantes dentais, sendo que os implantes cônicos e longos podem ser a melhor escolha em maxilas com osso esponjoso de baixa densidade.

Frost 2004, em uma revisão de literatura, discorreu sobre a fisiologia óssea e da Lei de Wolff para os clínicos. Relataram que em 1892, Julius Wolff e colaboradores perceberam que cargas mecânicas podem afetar a arquitetura óssea em seres vivos, mas os mecanismos responsáveis por este efeito eram desconhecidos e sem aplicações clínicas conhecidas. No entato, com os novos estudos, alguns mecanimos e aplicacões clínicas foram desvendados, reafirmando a “teoria mecanostática” das janelas fisiológicas segundo um sistema de biofeedback, afetando, em parte, a cicatrização de fraturas, enxertos ósseos, osteotomias, capacidade do osso para suportar cargas e também implantes dentários. Além de confirmarem que muitos agentes sistêmicos humorais imunológicos e locais também apresentam influência na atividade óssea.

Sevimay et al. (2005) investigaram o efeito da qualidade óssea na distribuição de tensões em coroa implanto-suportada, por meio de análise tridimensional de elementos finitos. Os autores concluíram que a qualidade óssea afeta a distribuição e os valores de tensões para a coroa implanto suportada, ossos tipo D3 e D4 apresentaram maiores valores de tensão de Von Mises, e os grupos D1

e D2 exibiram distribuição de tensões similares além de mais homogênea ao longo do osso.

Petrie e Williams (2005), em um estudo com modelo de elemento finito, analisaram e compararam sistematicamente a relação e a interatividade do diâmetro, comprimento e o formato das roscas do implante nas tensões geradas na crista óssea, com a aplicação de uma força vertical de 200N e obliqua de 40N. Ao total obtiveram 16 formatos de implantes. Concluíram que quanto maior o diâmetro do implante e maior o seu comprimento, menor é o estresse gerado na crista óssea circundante ao implante. Consideraram que o travamento do implante aumentou a tensão gerada na crista especialmente em implantes curtos e estreitos. Concluíram que, para a diminuição da tensão gerada na crista óssea peri-implantar, é indicada a utilização de implantes de diâmetros largos e relativamente longos, onde os implantes sem roscas demonstraram ser a escolha mais favorável. Implantes curtos com roscas na região da crista peri-implantar devem ser evitados, especialmente em osso de baixa densidade.

Kim et al. (2005) discutiram a importância da oclusão para a longevidade do implantes visando fornecer orientações clínicas e as possíveis soluções para as complicações relacionadas à oclusão. Relataram que devido à ausência do ligamento periodontal nos implantes osseointegrados, a reação biomecânica das forças oclusais é diferente dos dentes naturais. Por conseguinte, acredita-se que os implantes dentários podem ser mais propensos à sobrecarga oclusal, que é considerada como uma das causas potenciais para perda óssea periimplantar e falha da prótese/implante. Os principais fatores de sobrecarga que podem influenciar negativamente sobre a longevidade do implante incluem: extensão do *cantilever*, hábitos parafuncionais, distribuição inadequada dos contatos oclusais e contatos prematuros. Por isso, é importante controlar as forças ocluais no implante mantendo-se dentro do limite fisiológico de tolerância e portanto, fornecer carga adequada ao implante para assegurar o sucesso do implante a longo prazo. Ressaltar ainda que não existe um consenso sobre oclusão específica para implante com base em evidências científicas, desta forma, futuros estudos nesta área são necessários para esclarecer a relação entre oclusão e sucesso do implante.

Isidor (2006), procurando avaliar a influência das forças ao redor do osso peri-implantar, realizou uma revisão onde abordou tópicos relacionados com as conseqüências 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. Afirma 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 acerca 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.

Na pesquisa de Duyck et al. (2010) compararam o comportamento do osso, e os valores de deformação utilizando *strain gauges*, em torno de um projeto experimental de instalação com um torque de inserção alta. Foram extraidos 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 proporcão 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 instalados com torque de inserção alto. Análise histomorfométrica confirmou significativamente maior 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 deformações marginais excessivas em torno de 4000 e 3000 με.

Miyashiro et al. (2011) validaram um modelo experimental de poliuretano para ser usado em estudos com implantes e próteses implantossuportadas. Para isso utilizaram 45 espécimes de poliuretano em forma de cilindro (3 mm de diâmetro/18mm de comprimento) e os dividiram em três grupos (15 cada). O critério para a divisão dos grupos foi a relação entre os componentes de mistura do poliuretano (A/B) (PU-1:1/0.5, PU-2:1/1, PU-3:1/1.5). Os testes de tração foram realizados em cada grupo e os valores do módulo de elasticidade encontrados no grupo PU-2 foram compatíveis com os valores do módulo de elasticidade do osso trabecular.

Moretti-Neto et al. (2011) realizaram um estudo no mesmo sentido. Para tal, foram usados 40 espécimes medindo 9,5 mm de comprimento, 7,7 mm de espessura e 7,7 mm de altura, divididos em cinco grupos. O critério de divisão também foi de acordo com a proporção de mistura do poliuretano (A/B): grupo A (0.5/1.0), grupo B (0.8/1.0), grupo C (1.0/1.0), grupo D (1.2/1.0) e grupo E (1.5/1.0). Testes de compressão foram realizados em cada grupo e os resultados mostram que o grupo com o módulo de elasticidade compatível com o osso trabecular foi o grupo C, de proporção 1:1.

Marcián et al., 2014, avaliaram os deslocamentos e microdeformações em diferentes graus de atrofia de osso mandibular cortical e trabecular induzidos por

implantes dentários axialmente carregados usando análise de elementos finitos. Também avaliaram a microdeformação induzida por diferentes geometrias de implantes e os níveis de contato osso-implante de contato. Seis segmentos ósseos mandibulares demonstrando diferentes graus de atrofia e várias frações de volume ósseo foram escaneados usando um dispositivo de micro-tomofragia computadorizada. Os modelos ósseos adquiridos e implantes foram unidos em uma estrutura de elementos finitos tridimensional. O valor de deslocamento médio para todos os implantes foi de 3,1 micrometros. Deslocamentos foram menores no grupo com alto nível de contato osso-implante. Os resultados indicaram que os valores de microdeformação elevados no osso cortical e esponjoso foram observados em áreas de densidade óssea baixa. A distribuição das microdeformações depende da forma e arquitetura do osso esponjoso. A geometria do implante, padrões de rosca, grau de atrofia do osso e contato osso-implante afetaram o deslocamento e micro-deformação no osso da mandíbula. As análises de elemento finito mostraram uma previsibilidade nas perspectivas de longo prazo de restaurações de implantes dentários.

2.2 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, destacando a importância da utilização de materiais que absorvam e distribuam melhor as cargas.

Chapman 1989, relatou que próteses sobre implante necessitam dos mesmos cuidados relacionados à oclusão das próteses sobre dentes naturais. A interface entre osso-implante ou a própria prótese pode não ter a capacidade de resistir às forças excessivas inadequadamente ocasionadas na oclusão, como as desenvolvidas pelos contatos deflectivos de relação cêntrica / máxima intercuspidação habitual. Utilizando o T-scan, uma sistema computacional que faz o uso de sensores para quantificar o tempo de contato e a força oclusal, os autores relataram que os seguintes objetivos que devem ser seguidos na oclusão em prótese sobre implante: (1) contatos simultâneos e bilaterais, (2) suavização dos contatos de trabalho sem interferência dos conttados de RC ou MIH, (3) forças distribuídas igualmente no contato final, (4) avaliação dos contatos oclusais com o passar do tempo para manutenção dos contatos simultâneos bilaterais e distribuição uniforme das forças.

Segundo Rangert, Jemt e Jörneus (1989), o desenho das próteses e o posicionamento dos implantes têm importante influência no estresse que é transmitido para os implantes e para o tecido ósseo. Discutiram sobre os parâmetros biomecânicos que determinam as forças que incidem sobre os implantes e sugeriram princípios clínicos a serem adotados para minimizar problemas. Consideram 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 para fixação da prótese, onde convenientemente as fraturas ocorrem, visto que é facilmente reposto. O afrouxamento é, geralmente, a causa mais comum de fratura do parafuso. Quando a infraestrutura está bem adaptada, com parafusos apertados com torque adequado e mesmo assim ocorrer a fratura, é

aconselhável reavaliar a extensão do *cantilever*, o esquema oclusal e a posição dos implantes, pois o sistema pode estar sendo sobrecarregado.

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.

Por meio de um estudo de análise bidimensional de elemento finito, Williams et al. (1990) verificaram que uma infraestrutura para prótese fixa implantossuportada em liga de cobalto-cromo permitiu a distribuição mais uniforme de estresse ao longo de sua extensão, em relação à liga de ouro. Apesar de ter um alto módulo de elasticidade, a liga de cobalto-cromo proporcionou uma transmissão de carga mais eficaz e duradoura. Foi sugerida, pelos autores, a possibilidade de utilização desse tipo de liga, em substituição às ligas de ouro em próteses sobre implantes.

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.

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 forcas 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.

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. O autor salientou que devido as características do Sistema Brånemark, uma desadaptação de 50μm não gera tensão ao sistema; já uma desadaptação angular de mesmo tamanho pode gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infraestrutura tem sido questionada como um fator significante na transferência do estresse, na biomecânica dos sistemas de implante, na ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

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.

Rangert et al., 1995, analisaram a relação entre sobrecarga e fratura de implante, através de uma análise clínica retrospectiva. Trinta e nove pacientes com fratura de implantes tratados por três dos autores foram analisados como causas prováveis. Trinta e cinco (90%) das fracturas ocorreram na região posterior. Trinta (77%) das próteses foram suportados por um ou dois implantes, as quais foram expostas a uma combinação de ampliação de carga *cantilever* e bruxismo ou forças oclusais pesados. Uma reabsorção óssea induzida por sobrecarga parece preceder a fratura do implante, em um número significativo de pacientes. Concluiu-se que as próteses apoiadas por um ou dois implantes, substituindo os dentes posteriores, são submetidos a um aumento do risco de sobrecarga de flexão. A revisão da literatura indica que a frequência de fratura é baixa nestas situações e este estudo demonstra que, com o plano de tratamento adequado, essas situações de sobrecarga pode essencialmente ser prevenida.

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.

Segundo Mericske-Stern et al., 1995, por causa da falta de um mecanismo reflexo-inibitório do ligamento periodontal, maiores forças máximas de mordida poderiam ser esperadas quando os dentes são substituídos por implantes. Desta forma estes autores avaliaram a força oclusal máxima em um grupo de pacientes parcialmente desdentados restauradas com implantes e próteses fixas ou coroas individuais e no grupo de controle composto totalmente indivíduos dentados com dentes naturais saudáveis. A força oclusal máxima foi medida com um transdutor de força. Maior força oclusal máxima foi medida em indivíduos dentados totalmente em segundos pré-molares (460,5±59,2N) e molares (426,8±123,4N). Observou-se uma redução significativa nos primeiros pré-molares (309,9±34,6N). Com próteses fixas suportadas por implantes, o valor médio da força de oclusão máxima era nitidamente inferior, cerca de 206,1±87,6 N para a primeiro pré-molar, 209,8±88,2 N para os molares e 293,2±98.3 N para os segundos pré-molares. A força máxima foi novamente encontrado em segundos pré-molares.

Patterson et al. (1995) realizaram um trabalho que tinha por objetivo gerar dados advindos de experimentos que poderiam ser usados para validar modelos teóricos. Os experimentos foram conduzidos *in vitro*, como primeiro estágio de uma série de experimentos, que incluía também estudos *in vivo*. O efeito da falta ou

fratura do parafuso e o efeito do comprimento do *cantilever* distal também foram investigados. O experimento gerou uma vasta quantidade de dados, que permitiram aos autores concluir que: de uma maneira geral, para a força de mordida aplicada na parte distal da prótese, as cargas axiais foram menores que as previstas pelas análises teóricas prévias. Os momentos de torção foram muito maiores nos pilares adjacentes aos *cantilever*s distais e podia ser esperada a falha do parafuso protético através do afrouxamento e/ou fadiga. Entretanto, aumentando o comprimento do *cantilever*, aumentou também a carga compressiva máxima no pilar adjacente e pouco efeito na carga axial de tração nos pilares anteriores foi observado. Quando os parafusos foram removidos, para simular a influência da fratura ou afrouxamento dos parafusos, as cargas máximas de tração e compressão foram aumentadas; o momento de torção, contudo, se manteve o mesmo. A remoção dos parafusos adjacentes aos *cantilevers* teve um efeito pior.

Jemt e Book (1996) correlacionaram *in vivo* mensurações da desadaptação da prótese e alteração do nível do osso marginal em implantes inseridos em maxila desdentada. Concluiu-se que o nível de desadaptação relatado foi clinicamente aceitável em relação à perda óssea marginal observada e que houve uma tolerância biológica para um determinado nível de desadaptação da prótese.

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.

Rangert, Sullivan e Jemt (1997) descreveram os fatores de sobrecarga, bem como os sinais de alerta relacionados a sobrecarga oclusal em próteses parciais fixas implanto-suportada no segmento posterior durante sua confecção e proservação. Relataram que diferente das próteses do tipo protocolo que apresentam estabilização bilateral no arco, as próteses parciais fixas são mais susceptíveis ao momento de torção, cargas laterais e consequentemente sobrecarga, devendo ser minimizados. Os seguintes fatores que podem aumentar a carga foram considerados: a) fatores de carga geométricos relacionados ao posicionamento e número de implantes, como pônticos, cantivelers, posicionamento em linha dos implantes e conexão entre dente e implante; b) fatores oclusais, através do controle de cargas laterais, avaliando hábitos parafuncionais, contantos centrias, redução da mesa oclusal, utilização de cúspides baixas; c) capacidade de suporte do osso adjacente ao implante, estabilidade primária e tempo de cicatrização, assim como a superfície de contato relacionada ao comprimento e diâmetro dos implantes; d) fatores tecnológicos, como precisão da adaptação e retenção do parafuso. Baseado nas consultas de proservação concluiu-se que afrouxamento e fratura dos parafusos de fixação e de retenção, fraturas do material de cobertura e a perda contínua do osso adjacente podem indicar sobrecarga oclusal e necessidade de reavaliação do tratamento protético restaurador.

De acordo com Taylor (1998), avaliando na literatura os tipos de problemas encontrados na implantodontia, salientou 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.

Esposito et al. (1998a) realizaram uma avaliação crítica da literatura para fornecer critérios diagnósticos de base científica afim de monitorar a condição do implante, baseado em 73 artigos publicados, nas taxas de falhas precoces e tardias dos implantes, utilizados em diversas localizações anatômicas e situações clínicas,

foram analisados utilizando uma abordagem meta-analítica. A previsibilidade do tratamento com implantes foi notável, especialmente para pacientes parcialmente desdentados, que mostraram taxas de falhas cerca de metade que nos indivíduos desdentados totais. Esta análise também confirmou a tendência geral da maxila, com quase três vezes mais perdas de implantes do que mandíbulas, com excepção da situação parcialmente desdentado que exibiu taxas de falhas semelhantes, tanto no arco superior e inferior. O trauma cirúrgico, juntamente com limitações anatômicas foram os fatores etiológicos mais importantes para perdas precoce de implantes (3,60%). A baixa prevalência de falhas atribuíveis a peri-implantite encontrada na literatura, juntamente com o fato de que, em geral, parcialmente desdentados têm mandíbulas menos reabsorvidas, indicam em favor do volume da mandíbula, a qualidade óssea, e sobrecarga como os três principais fatores determinantes da tarde falhas no sistema de implantes Brånemark. Com base na literatura, parece haver um certo número de problemas científicos que não estão ainda completamente compreendidos. Portanto, conclui-se que mais estudos de acompanhamento e recuperação clínicos são necessários, a fim de alcançar uma melhor compreensão dos mecanismos de falha dos implantes osseointegrados.

Em outro trabalho, Esposito et al. 1998b realizaram ou estudo para avaliar os fatores associados à perda de implantes orais, com uma abordagem meta-analítica. A revisão identifica os seguintes fatores associados com falhas biológicas de implantes orais: estado de saúde do paciente, o tabagismo, a qualidade óssea, enxerto ósseo, radioterapia, hábitos parafuncionais, experiência do operador, o grau do trauma cirúrgico, contaminação bacteriana, a falta de antibióticos no pré-operatório, carga imediata, número de implantes que suportam uma prótese, características da superfície do implante e design. Trauma cirúrgico excessivo, juntamente com uma capacidade de cicatrização diminuída, uma carga precoce e infecção, são as causas prováveis mais comuns de perda de implantes iniciais. Consideram que peri-implantite e sobrecarga, em conjunto com as características do hospedeiro, são os principais agentes etiológicos que causam falhas tardias. Além disso, verifica-se que as propriedades da superfície do implante (rugosidade e tipo de tratamento de superfície) podem influenciar o padrão de falha.

Stegaroiu et al. (1998) analisaram por meio da análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões no segmento posterior mandibular

restaurado com três configurações de próteses de três elementos suportadas por implantes e submetidas à cargas axial, buco-lingual e mesio-distal. As seguintes configurações foram testadas: a) M1 - três implantes suportando três coroas unidas; b) M2 – dois implantes suportando uma prótese com extensão mesial; c) M3 – dois implantes suportando uma prótese fixa convencional de três elementos. Os resultados indicaram que independente do modelo e da direção da carga, houve maior concentração de tensões ao redor do pescoço do implante. A configuração M2 exibiu os maiores níveis de tensão, enquanto que as menores tensões foram encontradas na configuração M1. Quando a carga buco-lingual foi aplicada sobre a configuração M3, as tensões no osso cortical foram altas, comparáveis àquelas encontradas na configuração M2 sob a mesma carga. Quando as cargas axial e mesio-distal foram aplicadas sobre a configuração M3 as tensões no osso cortical foram baixas, similares àquelas encontradas na configuração M1. Os autores concluíram que em oclusões com grande componente de força buco-lingual, somente coroas unidas suportadas por três implantes podem minimizar o nocivo efeito dessas cargas.

Kan et al. 1999 revisaram os diversos métodos clínicos sugeridos para a análise da adaptação da infraestrutura de prótese implanto-suportada. Concluiu-se que há várias técnicas para avaliar a interface prótese-implante, mas nenhuma fornece individualmente resultados objetivos, entretanto os componentes do implante e osso parecem tolerar um certo grau de desadaptação, sem causar problemas biomecânicos adversos. Os autores sugerem que o uso de materiais de impressão rígidos, moldeiras individuais, estrutura metálica cimentada e a combinação dos métodos de avaliação podem otimizar a adaptação ou minimizar a desadaptação.

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.

Os pesquisadores Korioth e Johann (1999), utilizando também a análise tridimensional de elemento finito, estudaram a transmissão de estresse para o osso adjacente aos implantes e avaliaram a incidência de cargas laterais e oclusais e o estresse gerado no sistema, em cinco formas de infraestrutura. Utilizaram um modelo com cinco implantes, simulando uma mandíbula edêntula e dois materiais oclusais da infraestrutura: metal e resina acrílica. O modelo foi submetido à simulação de cargas oclusais das seguintes maneiras: somente vertical e somente lateral, bilateralmente. Foram calculados estresses máximos e mínimos para cada intermediário e estes variaram significativamente, tanto entre cada intermediário como entre as diferentes infraestruturas. Os intermediários mais distais desenvolveram os maiores níveis de estresse, geralmente compressivos, e forças de tensão ocorreram no intermediário vizinho. Os níveis mais baixos de estresse foram obtidos com a infraestrutura de forma retangular, ao receber carga vertical. Porém, os resultados mostraram que materiais com menor módulo de elasticidade parecem aumentar de maneira não uniforme a transmissão de cargas nos implantes. Foi observado que uma infraestrutura menos rígida pode reduzir a transmissão de estresse para os implantes mais anteriores, em relação aos demais, quando submetida a cargas oclusais posteriores. Concluíram que os estresses desenvolvidos nos intermediários podem ser significativamente afetados pela forma da infraestrutura, pelas diferentes condições de incidência de carga e pelas propriedades do material da infraestrutura.

Çiftçi e Canay (2000) investigaram os efeitos de vários materiais na fabricação de próteses fixas sobre implantes, pelo método dos elementos finitos. Os materiais estudados foram uma porcelana, uma liga de ouro, uma resina composta, uma resina composta reforçada e uma resina acrílica. As próteses foram carregadas

com uma forca estática de 500 N. As tensões se concentraram na cortical, ao redor da cervical dos implantes, principalmente pelo lado lingual. A porcelana e a liga de ouro produziram as maiores tensões. As tensões geradas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que para a porcelana e o ouro.

Akça e Iplikçioglu (2001) compararam, por meio da análise tridimensional de elementos finitos, o efeito do posicionamento linear de implantes de diâmetro largo e regular e o posicionamento de *offset* de implantes de diâmetro regular. Os resultados demonstraram que os menores valores de estresse foram observados nas configurações com implantes de diâmetro largo inseridos em posição linear. Em contrapartida, as outras configurações, incluindo o posicionamento *off-set*, exibiram valores de tensões similares, não sendo observada diminuição nas tensões. Os autores concluíram que mesmo quando a espessura bucolingual do rebordo alveolar residual for suficiente para o posicionamento *off-set*, a colocação de implantes largos e dispostos linearmente pode ser mais fácil e mais funcional para distribuição de tensões.

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.

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 sofrida pelo objeto aos quais estão aplicados, quando este é submetido à 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.

Taylor e Agar (2002) relataram que muitos princípios e parâmetros considerados foco de atenção das próteses implantossuportadas há vinte anos atrás, foram alterados ao passo que novas idéias e conceitos foram sendo gradativamente estabelecidos. Antes da conferência de Toronto, em 1982, o tratamento com implantes não era aceito como uma alternativa em relação aos

procedimentos protéticos tradicionais. Afirmaram que conceitos e princípios empíricos considerados no tratamento de dentes naturais foram extrapolados para as próteses implantossuportadas de maneira empírica e novos estudos são necessários para compreender a biomecânica dos implantes osseointegrados.

Akça, Çehreli e Iplikçioglu (2002), comparando a análise do estresse por elemento finito tri- dimensional com leituras de extensômetros lineares elétricos em vitro, nas mesmas situações, obtiveram um aumento estatisticamente significante ($P<0,05$) 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.

Wyatt e Zarb (2002) realizaram um estudo onde avaliaram a reabsorção óssea peri-implantar proximal de próteses parciais fixas sobre implantes Branemark no periodo de um ano após a instalação das prótese e nos anos seguintes. Puderam observar que homens jovens com prótese com extensão em *cantilever* tiveram uma maior perda óssea no primeiro ano de função, o que estaria relacionado à maior carga oclusal transmitida ao osso.

Goodacre et al. (2003) levantaram artigos de 1981 a 2001 os quais relatavam complicações com implantes osseointegráveis e prótese sobre implante. Pelo levantamento realizado, 14 complicações mecânicas foram identificadas na literatura, com uma incidência de 30% para perda de retenção de *overdentures* a 1% para fratura de implantes, onde 7% relataram afrouxamento do parafuso protético, 6% Afrouxamento do parafuso do intermediário, 4% fratura do parafuso protético, 3% fratura da infraestrutura e 2% fratura do parafuso do intermediário. Ressaltaram que, embora os dados fossem recolhidos a partir de diferentes estudos, existia uma tendência para uma maior incidência de complicações com próteses sobre implantes unitárias e próteses parciais.

No trabalho de Ishigaki et al. (2003), avaliararam 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 tri-dimensional. 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.

Eskitascioglu et al., 2004 avaliaram a influência do local de aplicação da carga oclusal nas tensões transferidas para próteses sobre implantes e para o osso de suporte, utilizando um modelo tridimensional de elementos finito. O termo "oclusão orgânica" sugere que as cúspides de suporte do pré-molares e molares devem ocluir contra a fossa do dentes antagonista em pelo menos três regiões de contato em relação cêntrica. O presente estudo foi projetado para simular os contatos oclusais tripoidais da cúspide de suporte do dente pré-molar carregado em 1, 2 ou 3 locais. O objetivo deste estudo foi investigar o efeito de carregamento nestes diferentes locais da superfície oclusal de um dente na distribuição de tensões em uma prótese mandibular implanto-suportada-parcial-fixa e no osso circundante. Um modelo de elementos finitos tri-dimensional de uma secção do osso mandibular com o segundo pré-molar em falta foi utilizado. Um implante de 4.1X10 mm ITI sistema de implante dental foi modelado para este estudo. Foi utilizado cobalto-cromo como o material da infraestrutura da coroa e porcelana foi usada para superfície oclusal simuladas. Total de carga em 300 N foram aplicadas nos seguintes locais: 1) ponta de cúspide vestibular (300 N); 2) ponta da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N); ou 3) da ponta de cúspide bucal (100 N), fossa distal (100 N), e fossa mesial (100 N). Nas condições de carga investigada, a combinação ideal de carga vertical foi encontrado para o carregamento em 2 ou 3 locais que diminuíram as tensões dentro do osso. Nesta situação, as tensões de Von Mises concentraram-se na infraestrutura e na superfície oclusal e menos stress foram distribuídos para o osso. A carga vertical em um local produziu tensões no osso cortical e implante, enquanto baixas tensões foram distribuídas para a superfície da estrutura e oclusal. Isso pode influenciar a manutenção da osseointegração.

Huang et al. (2006) investigaram os efeitos biomecânicos do posicionamento linear e *off-set,* bucal e lingual, de três implantes utilizados como pilares de prótese parcial fixa posterior, de três elementos, por meio da análise de elementos finitos tri-dimensional. Os resultados demonstraram que sob carregamento vertical não houve diferença significante entre o posicionamento linear

e o *off-set*, entretanto sob cargas oblíquas o posicionamento *off-set* diminui os estresse no implante em até 17%. O estresse máximo no osso cortical e trabecular ao redor de cada implante não exibiu diferença significante entre os posicionamentos. Os autores concluíram que o uso da disposição *off-set* pode diminuir o pico de estresse do implante, porém sob carga única, a qual pode ocorrer na mastigação de alimentos duros, a vantagem de diminuir os estresses no implante não pode ser garantida para todos os implantes. Em relação ao estresse ósseo, a disposição *off-set* não apresenta vantagens óbvias de redução de tensão em relação à linear, podendo provocar alto estresse no osso adjacente de alguns implantes e conseqüentemente aumentar o risco de falha do implante.

Chun et al. (2006) investigaram, em diferentes tipos de conexão, o efeito da carga oblíqua na distribuição das tensões em torno dos implantes. Para realizar o estudo, eles utilizaram o método de elementos finitos tri-dimensional. Foram simulados três tipos de implantes: plataforma regular com hexágono externo, plataforma regular com hexágono interno e um implante de apenas uma peça, no qual o intermediário é usinado junto. A carga utilizada para os testes virtuais foi de 100 N, em um ângulo de 30^{o}. Os resultados mostraram que o implante de peça única apresentou maiores tensões no tecido ósseo, quando comparado aos implantes de hexágono interno e externo. No caso dos implantes de hexágono interno e externo, os contatos entre o intermediário e a plataforma dos implantes reduziram o efeito de flexão causado pela carga; a maior tensão peri-implantar foi observada nos implantes de hexágono externo. Os autores concluíram que o tipo de conexão dos implantes tem influência direta na distribuição de forças ao redor do tecido ósseo peri-implantar e que o implante que apresentou menos tensão foi o de hexágono interno.

Akça; Uysal e Çehreli (2006) avaliaram a correlação entre a máxima força de mordida e o nível de perda óssea marginal em pacientes com prótese parcial fixa implanto suportada, com o uso de radiografias periapicais digitais, em um aconpanhamento de 24 meses. Observaram que a força de mordida máxima para PPF implanto suportadas (média de 356,61N) foi maior do que em região dentada (média de 275,48N), o que não foi influenciado pelo gênero. A perda óssea marginal após o período de acompanhamento das próteses em função foi de 0,28mm na mesial e de 0,097mm na distal. Concluíram que o uso de próteses implanto

suportadas aumenta a força de mordida, porem não prejudica a estabilidade da crista óssea e consequentemente do implante.

Kreissl et al. (2007) em um estudo prospectivo de 5 anos, avaliou a incidência de problemas técnicos em próteses parciais fixas implanto suportadas e o grau de sucesso deste tipo de prótese. Foram avaliadas 112 PPFs confeccionadas em 205 implantes, obtendo uma média de 94,5% de sobrevivência dos implantes em função. As PPFs tiveram 80% de sucesso, em 5 anos de avaliação, com 6.7% de afrouxamento de parafusos, 3,9% de quebra dos parafusos, 5,7% de fratura de porcelana, e fratura de infraestrutura foi raro, um evento com 1%. Observaram que a maior incidência de falhas ocorreu em PPFs com *cantilever* com um índice de sucesso de 68,6%, seguido por coroas unitárias (77,8%), e próteses contíguas explintadas (86,1%).

Hälg; Schmid e Hämmerle (2008) em uma pesquisa clínica avaliaram a perda óssea peri-implantar e as complicações técnicas de PPFs com e sem *cantilever*. Foram analisados 54 pacientes com 54 PPFs suportadas por 78 implantes, 27 com *cantilever* e 27 sem *cantilever* todas suportadas por dois implantes na região posterior da maxila ou da mandíbula. Depois de um período médio de observação de 5,3 anos avaliaram um nível de perda óssea para próteses com *cantilever* de 0,23 mm e 0,09 mm para próteses sem *cantilever*, não obtendo diferença estatisticamente significante. Cinco complicações técnicas foram encontradas no grupo de próteses com *cantilever* e nenhuma no grupo sem *cantilever*.

Blanes et al. (2009) realizaram uma revisão sistemática para avaliar a ocorrência de complicações biológicas e técnicas no que diz respeito à proporção coroa-implante (C/I) das reconstruções implanto-suportadas. Foram realizadas busca de estudos prospectivos longitudinais com um período de acompanhamento de pelo menos 4 anos. A análise qualitativa dos dados revelou que a taxa de sobrevivência das reconstruções implanto-suportadas com uma relação C/I de mais de 2 foi de 94,1%. Além disso, a perda óssea marginal parecia não ser influenciado pela relação entre o implante C/I, com exceção de um estudo, que observou maior perda óssea, com baixa (<1), em comparação com mais elevada (> 2) proporção C/I. Complicações técnicas relacionadas com componentes do implante e supraestrutura

de acordo com diferentes relações C/I proporções não foram encontrados em qualquer um dos estudos. Apesar da diversidade entre os estudos no que diz respeito à coleta de dados e desenho do estudo, a literatura atual mostra que a C/I proporções de reconstruções implanto-suportadas não influenciam na perda óssea peri-implantar.

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 pôntico 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.

Rubo e Souza (2009) em um tratabalho utilizando modelo de elemento finito tri-dimensional, 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 deformação sob cargas estáticas e dinâmicas. No entanto, este método fornece apenas os dados sobre a deformação 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 *strain gauges* como análise tridimencional 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 materias que compõem a estrutura do modelo devem ser connhecidas, pois influenciam na distribuição das tensões. A análise tridimencional da deformação é um sistema de inspeção óptica que combina super computadores com câmeras digitais de alta resolução, para realizar medições das deformações em três dimensões. Os autores concluem que as combinações destas técnicas promovem uma base sólida para a interpretação dos resultados e aplicações clínicas.

Bonneta, Postaireb e Lipinskia (2009) em um estudo biomecânico com modelo de elemento finito avaliaram o estresse gerado nos componentes e no osso mandibular de prótese total fixa implanto-suportada por quatro implantes (*All-on-four*), utilizando para isto modelos de elemento finito tridimensionais com osso de características isotrópicas e anisotrópicas. Analisaram também a posição do bolo alimentar durante a mastigação e sua relação com as tensões transmitidas. Observaram resultados significantemente diferentes de estresse e tensão entre os modelos isotópico e anisotrópico (ortotrópico). O bolo alimentar na posição molar (*cantilever*) foi o mais danoso em relação ao estresse e tensão transmitidas para a prótese, para o implante e consequentemente para o osso peri-implantar. Foi verificado que a inclinação do implante aumentou o estresse gerado no osso. Concluíram que o modelo de elemento finito com osso isotrópico é de fundamental importância para as simulações numéricas.

Falcon-Antenuci et al. (2010) pesquisaram a influência da inclinação das cúspides na distribuição de tensões, no sistema prótese/implante e também no tecido ósseo peri-implantar. Utilizando o médo de elementos finitos tri-dimensional,

os autores modelaram coroas de cobalto-cromo recobertas com cerâmica feldspática. As coroas apresentavam três diferentes situações de inclinação das cúspides, sendo elas 10, 20 e 30 graus. Os modelos virtuais receberam carga oblíqua (45 graus) de 200 N, na região de cúspide. Os resultados mostraram que as tensões variavam entre 26 a 56 MPa para o modelo com 10 graus de inclinação, 34 a 78 MPa para o modelo com 20 graus de inclinação e 22 MPa para o modelo com 30 graus de inclinação da cúspide. No aspecto geral, o aumento da inclinação das cúspides de 10 para 20 graus diminuiu as tensões em 1%, contudo, houve um decréscimo de 20% das tensões no modelo virtual que apresentava inclinação de 30 graus. As tensões na região óssea peri-implantar dos três modelos foram similares, porém, houve um pequeno decréscimo das tensões quando a inclinação da cúspide era acentuada. O estresse na estrutura do implante, contudo, foi maior na região entre a primeira rosca e a plataforma; nesse caso, houve uma inversão dos valores de tensão, pois o modelo com 30 graus de inclinação apresentou tensão de 160 MPa, o modelo com 20 graus obteve 137 MPa e o modelo com 10 graus de inclinação exibiu 115 MPa. Os autores concluíram que: quanto maior a inclinação das cúspides, maior são as tensões no implante e no sistema intermediário/implante; a tensão do osso cortical em torno do implante, entretanto, diminuiu quando houve o aumento do ângulo da cúspide.

Chambrone, Chambrone e Lima, 2010 avaliaram através de uma revisão de literatura o efeito da sobrecarga oclusal sobre a saúde do tecido peri-implantar em estudos com animais. Profundidade de sondagem, nível clínico de inserção, as distâncias radiográficas e histológicas da base do implante para o ponto mais coronal do contato osso-implante e densidade óssea foram os principais fatores analisados. A grande heterogeneidade entre os estudos não permitem que os dados sejam combinados para meta-análise. Dois estudos mostraram nenhuma associação entre sobrecarga e ruptura do tecido peri-implantar, na ausência de placa dental, com profundidade de sondagem e nível de inserção clínica variando de 2 a 3 mm no final dos experimentos. Na presença de acúmulo de placa, a sobrecarga desempenhou um papel-chave na ruptura do tecido peri-implantar (profundidade de sondagem: 5,3 milímetros; análise histológica: 6.0 mm). Os autores relataram que a sobrecarga pode influenciar na densidade óssea. Os dados de sobrecarga em implantes estáveis são limitados e conflitantes. Sugerem que a sobrecarga pode

conduzir à perda de osso na presença de placa dentária e a um aumento na densidade óssea em áreas em que o controle de placa é realizado.

Montero et al. (2012) em estudo clínico, relataram a incidência de complicações em próteses sobre implante. Os pesquisadores avaliaram 71 pacientes parcialmente edêntulos reabilitados e 93 coroas unitárias sobre implante (hexágono externo). De acordo com as variáveis clínicas, os pesquisadores observaram que: 90,3% dos implantes foram inseridos em áreas já cicatrizadas e 9,3% foram instalados após a extração; a média do comprimento das faces oclusais era de 9,7mm; a média do *cantilever* mesiodistal era de 5,8mm; 75% das coroas tinham como antagonistas dentes naturais; a maior parte das restaurações (95,7%) apresentava contatos oclusais adequados, 3% apresentavam contatos oclusais parciais e uma coroa estava em infraoclusão; 80% dos implantes estavam localizados nas regiões de molares inferiores (45%) e pré-molares superiores (22,5%); 81% dos implantes eram de plataforma regular e 63% tinham comprimento menor que 13mm; 98% dos implantes tiveram média de cinco meses para a osseointegração. Os pesquisadores também observaram que dois implantes foram perdidos durante o primeiro ano após a instalação da coroa. Onze coroas tiveram problemas como: destorque dos parafusos e fratura da cobertura de porcelana. O número de falhas foi mais alto na região posterior mandibular, nas coroas que ocluíam com dentes naturais. Pacientes fumantes apresentaram mais complicações. Outro dado que chamou a atenção foi a idade dos pacientes: aqueles que tinham mais de 45 anos tiveram mais problemas em suas próteses, quando comparado aos pacientes mais jovens. No entanto, os autores observaram um alto índice de sobrevivência no período de 26 meses e concluíram que o uso de componentes UCLA para a confecção de próteses sobre implante pode ser recomendados como uma opção adequada de tratamento.

Moreira et al., 2013 avaliaram o comportamento mecânico de dois intermediários protéticos diferentes, com uma e duas peças, para implantes hexágono externo por meio de análise de elementos finitos tridimensional. Baseado na literatura os autores encontraram para os intermedlários valores de modulo de elasticidade de 110GPa, coeficiente de Poisson 0,34 e resistência à tensão 860MPa. O modelo simulou um pré-molar inferior utilizando dados de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula. A carga foi simulada utilizando força oclusal

fisiológica média e direção seguinte: 114,6 N na direcção axial, 17,1 N no sentido lingual e 23,4 N em direcção à mesial a um ângulo de 75° com o plano de oclusão. Os resultados mostraram que as regiões com os mais altos resultados de tensão von Mises foram na parte inferior dos dois roscas iniciais de ambos os pilares protéticos que foram testados. O pilar protético com uma peça apresentou um comportamento mais homogêneo da distribuição de tensões quando comparado com o pilar de duas peças. Os valores de tensão mais baixos encontrados nas roscas do parafuso do pilar com uma peça podem ser devido às tensões mais elevadas no corpo do intermediário, isso alivia assim as tensões nos parafusos. De acordo com as cargas de mastigação simulada, as distribuições de tensões dos dois pilares protéticos testados estavam dentro dos valores de resistência à tração dos materiais analisados, não sendo observada deformação plástica, que, assim, apoia o uso clínico de ambos os pilares protéticos.

Coelho-Goiato et al., 2014 investigarm o comportamento biomecânico da prótese fixa parcial parafusado sobre implantes hexágono externo com diferentes diâmetros (2,5 mm; 3,3 milímetros e 3,75 mm), usando uma análise fotoelástica. Seis modelos fotoelásticos foram confeccionados em resina como coroas unitárias ou prótese fixas de três elementos. Modelos foram posicionados em um polariscópio circular e a carga de 100N axial e oblíqua (45 graus) foram aplicadas na superfície oclusal em diferentes locais, utilizando uma máquina de ensaio universal (EMIC). As tensões foram registradas fotograficamente e analisadas qualitativamente usando um *software* (*Adobe Photoshop*). Sob carga axial, nas coroas unitárias, o número de franjas foi inversamente proporcional ao diâmetro dos implantes e nas próteses fixas, o implante 3,75 mm promoveu um menor número de franjas independente do local de aplicação de carga. Sob carga oblíqua, foi observado um aumento do número de franjas para todos os grupos. Conclusão: O implante diâmetro padrão (3.75mm) promoveu melhor distribuição de estresse do que os implantes de diâmetro reduzido. Além disso, as próteses fixas mostram uma distribuição de tensões mais uniforme.

Pesqueira et al., 2014 escreveram um trabalho sobre o uso de métodos de análise de estresse. Segundo estes autores como o comportamento biomecânico de implantes é diferente do dente natural, podem ocorrer problemas clínicos, já que o estresse introduzido na instalação da prótese e durante a função mastigatória são

transmitidos diretamente para o osso. O mecanismo de distribuição de tensões e a transferência de carga para a interface do implante / osso é uma questão crítica que afeta a taxa de sucesso dos implantes, desta forma é importante entender e melhorar a distribuição das cargas da próteses sobre implante para o osso. Realizaram uma revisão da literatura sobre os métodos de análise de tensão disponíveis para avaliação da aplicação de carga em implantes. A observação clínica direta seria o método mais seguro para verificar a resposta biomecânica do tratamento com implantes. No entanto, a complexidade das estruturas envolvidas torna a avaliação clínica direta do comportamento biomecânico de estruturas intra-ósseos quase impossível, considerando a dificuldade de metodologia, os potenciais problemas éticos, e o longo período de tempo que seria necessário para este tipo de estudo. Vários estudos têm utilizado modelos experimentais, analíticos e computacionais por meio de modelos de elementos finitos, fotoelasticidade, *strain gauges* e associações destes métodos para avaliar o comportamento biomecânico de implantes dentários. O modelos de elementos finitos são usados para avaliar os novos componentes, configurações, materiais e formas de implantes. A maior vantagem do método fotoelástico é a capacidade de visualizar as tensões nas estruturas complexas e para observar os padrões de esforços em todo o modelo, permitindo que o investigador localize e quantifice a magnitude das tensões. Os extensómetros podem ser utilizados para avaliar *in vivo* e *in vitro* de stress em próteses, implantes e dentes. Estas metodologias podem ser amplamente aplicadas em Odontologia, principalmente no campo da pesquisa. Portanto, eles podem orientar futuras pesquisas e estudos clínicos, prevendo algumas desvantagens e racionalização do tempo clínico.

Takahashi et al., 2015 avaliou analisaram os efeitos da carga oclusal axial e oblíqua em próteses parciais implanto-suportadas com diferentes sistemas de conexão (hexágono externo, interno e cone-morse) utilizando análise de elementos finitos. A carga compressiva foi aplicada sobre cada superfície oclusal da prótese. Para o carregamento exclusivamente axial (AX), simultaneamente, 180N foi aplicado no primeiro pré-molar e primeiro molar, e 280N no segundo premolar. Para a carga oblíqua (OB), componentes de forças axiais e laterais, foram aplicadas, resultando em 63° de carga oblíqua com a mesma ordem de grandeza que os modelos AX. Na carga axial, os valores de tensão mais elevados foram observados em torno da

região cervical do implante no osso cortical e no ápice dos implantes no osso trabecular. Estresse maior foi observado na plataforma do implante. O tipo de conexão do implante não influenciou o padrão de distribuição de tensões em todas as estruturas avaliadas. Nos intermediários, tensão máxima foi localizado na plataforma do pilar, na interface entre infraestrutura e intermdiário. As infraestruturas apresentaram tensões máximas semelhantes para todos os modelos. A intensidade de tensão mais elevada foi localizada na parte inferior da infraestrutura, em contato com a superfície do implante. Apesar das diferenças nos valores máximos de tensão nos parafusos protéticos, a localização estresse foi semelhante para todos os modelos, no pescoço parafuso.

Ainda neste trabalho de Takahashi et al., 2015 o carregamento oblíquo aumentou os valores de tensão máxima de todas as estruturas avaliadas e mudou área de concentração sobre todas as estruturas, sendo que também não foi observada diferença nos padrões de distribuição de tensões entre modelos com diferentes sistemas de implantes de conexão. Desta forma, na carga axial, todos os sistemas apresentaram valores de tensão semelhantes. Os valores de tensão aumentaram sob carregamento oblíquo. Os autores concluiram que a carga oblíqua aumenta o stress em estruturas ósseas e componentes protéticos. Implantes do sistema de conexão interna apresentam padrões de distribuição de estresse mais favoráveis do que os implantes do sistema de conexão externa.

2.3 Análises com *Strain gauges* em Prótese sobre Implante

Jemt et al (1991) realizaram um estudo piloto *in vivo* comparando as forças desenvolvidas e transmitidas para os implantes, por uma *overdenture* e uma prótese fixa do tipo protocolo, utilizando um caso clínico com 6 implantes na maxila ocluindo contra dentes naturais, até pré-molares. Confeccionaram 2 próteses, uma fixa do tipo protocolo e uma *overdenture* com sistema barra-clip (1 anterior e 2 nas extensões posteriores), ambas consideradas clinicamente adaptadas. Para medir as deformações, utilizaram 3 extensômetros fixos no intermediário direito mais distal. As cargas oclusais foram controladas através de um garfo medidor da força de

mordida, sendo que o paciente ocluía no garfo em 5 posições diferentes: sobre o intermediário, anterior e posteriormente do mesmo lado e sobre o intermediário contra-lateral. Depois, o paciente mastigava um pedaço de parafina por 20 minutos, enquanto as forças transmitidas eram continuamente registradas. A prótese fixa foi avaliada primeiro e, em seguida, o mesmo procedimento foi realizado com a *overdenture.* Os resultados indicaram que uma maior força de tensão foi desenvolvida durante a instalação da intra-estrutura da prótese fixa. Apesar das forças de compressão e tensão terem sido menores com a *overdenture*, quando submetida às forças oclusais, maiores forças laterais eram geradas no intermediário em questão. Mesmo em se tratando de um estudo com um único paciente, os autores consideraram que a força desenvolvida com o apertamento dos parafusos da prótese fixa poderia estar relacionada com a adaptação ou mesmo com a rigidez da barra. As forças tensionais e compressivas foram menores na *overdenture,* indicando que esta se move contra os implantes, distribuindo as forças também para a mucosa. Os resultados obtidos não podem ser generalizados, em virtude das limitações desse estudo.

Clelland; Carr; Gilat (1996) realizaram um trabalho que visava medir a transferência de estresse 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 os valores de deformação. Todos os procedimentos de medida foram repetidos por três vezes. De modo geral, existiu uma diminuição na magnitude das deformações 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 deformações nas regiões de suporte adjacentes aos implantes e os procedimentos de seccionamento e soldagem aumentam a fidelidade em relação à fundição em monobloco.

Assif, Marshak e Horowitz (1996) analisaram a transferência de carga e distribuição das tensões por uma prótese parcial fixa implanto-suportada utilizando *strain gauges* e fotoelasticidade. Uma infraestrutura de prótese mandibular com implantes parafusados aos pilares foi incorporada em um modelo fotoelástico tridimensional simulando uma mandíbula e os extensômetros foram fixados na superfície superior da infraestrutura. Uma carga vertical de 7,5 kg foi aplicada em sete diferentes pontos sobre a infraestrutura. As medidas derivadas desta simulação revelou que (1) houve uma relação direta entre a distribuição de tensões na estrutura de metal e tensões criadas na estrutura de suporte em torno dos implantes; (2) o modo de transferência de carga e distribuição das deformações era diretamente proporcional à distância entre os componentes do ponto de carregamento; e (3), quando *cantilever* foi carregado, a maior parte das deformações foi distribuída dentro do raio de ação do intermediário distal. Nesta simulação, o estresse foi distribuído sobre os dois, ou no máximo três, implantes mais próximos com o implante distal o mais estressado.

Kim, Jacobson e Nathanson 1999 avaliaram a transferência de tensões através de próteses cimentadas provisoriamente e definitivamente e próteses parafusadas, por meio de análises fotoelásticas e de extensometria. Foi construído um bloco de resina fotoelástica (Measurements Group Inc, Raleigh, NC) com dois implantes de 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Sobre este foram confeccionadas: a) coroas unitárias cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada; b) próteses parciais fixas de dois elementos finais cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada; c) próteses parciais fixas de três elementos com "*cantilever*" distal finais cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada. Posteriormente, o bloco de resina foi duplicado em resina epóxica para análise de extensometria. Uma carga vertical de 110 N foi aplicada em pontos pré-determinados em ambos os modelos. Os resultados demonstraram que nos testes para coroas unitárias, aquelas cimentadas provisoriamente demonstraram

menores tensões que as demais coroas unitárias, sendo que estas foram similares. Nos testes para prótese parcial fixa de 2 elementos, não houve diferença estatisticamente significante entre as três diferentes próteses. Nos testes para prótese parciais fixa de três elementos com "*cantilever*" distal, as próteses cimentadas definitivamente e parafusadas desenvolveram mais tensões ao redor dos ápices dos implantes. Os autores concluíram que próteses cimentadas definitivamente comportaram de forma semelhante às próteses parafusadas.

Watanabe et al. 2000 realizaram um estudo com objetivo de analisar as deformações produzidas ao redor dos implantes por infraestruturas fabricadas por quatro métodos diferentes, além de investigar a influência da seqüência de apertamento dos parafusos nas deformações 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 deformação medida com o método de assentamento passivo. As próteses parciais fixas fabricadas pelo método de soldagem mostraram diferenças nos valores de deformação com a mesma ordem de apertamento dos parafusos. As diferenças nos padrões e magnitudes das deformações foram observadas e atribuídas à localização dos *strain gauges* e os métodos de fabricação. Diferenças significantes entre os quatro métodos de fabricação foram encontradas. O método de assentamento passivo mostrou uma deformação média absolutade de 50 με, o método de soldagem 154 με, fundição em peça única 366 με e o método de fundição única com seccionamento e nova soldagem 737 με.

Duyck et al, 2000 realizaram um trabalho *in vivo* com o objetivo de avaliar a distribuição e magnitude das forças oclusais em implantes orais portadores de próteses fixas. Isto foi feito por quantificação *in vivo* e qualificação destas forças, o que implica que não só a magnitude da carga, mas também o seu tipo (força axial ou momento de flexão) foram registados. Foram selecionados um total de 13 pacientes com um implante suportado prótese total fixa. Forças oclusais sobre os implantes de apoio foram quantificadas e qualificadas durante a aplicação de carga controlada de 50 N em várias posições ao longo da superfície oclusal das próteses e durante oclusão máxima por uso de 3 *strain gauges* fixados em cada intermediários do tipo standart de 5.5 a 7mm de altura. O teste foi realizado quando as próteses foram suportadas por todos os (5 ou 6) implantes e foi repetido quando as próteses foram apoiadas por 4 e por apenas três implantes. Apesar de considerável variação inter-individual, diferenças claras na carga implante entre estas condições de ensaio foram observadas. O carregamento nas regiões de *cantilever* induziu forças compressivas consideráveis sobre os implantes mais próximos ao local de aplicação da carga e reduziu as forças de compressão ou de tração em outros implantes. Em média, as forças mais elevadas foram observadas com uma diminuição do número de implantes de apoio. Momentos de flexão foram maiores quando três implantes foram utilizados apenas.

Seong, Koriot e Hodges (2000) compararam *in vitro* as deformações geradas nos pilares protéticos de três configurações de prótese implanto-suportada em região de molar inferior, bem como o efeito do local, da direção e da magnitude da carga, por meio de extensometria. As seguintes configurações foram testadas: a) um implante de diâmetro regular, 3,75 mm; b) um implante de diâmetro largo, 5 mm; c) dois implantes de diâmetro regular. Em cada pilar protético, foram colados quatro extensômetros lineares seguindo as faces vestibular, lingual, mesial e distal. Os resultados demonstraram que houve diferença significante entre as configurações para as três deformações (força de alavanca bucolingual (BL), mesio-distal (MD) e axial). Para a força de alavanca BL e axial, a configuração com dois implantes produziu a menor deformação, seguida em ordem crescente pela configuração com implante largo e com implante regular. No entanto, para a força de alavanca MD o desenho com implante largo exibiu a menor deformação, seguido em ordem crescente pelo desenho com implante regular e com dois implantes. As alterações

na localização dos contatos cêntricos afetaram diferentemente as deformações nos pilares protéticos nos três tipos de configurações. A aplicação de carga angulada de 15° induziu maiores deformações quando comparada com aplicação de carga de 0°. O aumento da aplicação da carga, de 35 para 70 N, aproximadamente dobrou as deformações geradas em todas as condições testadas, indicativo de linearidade do sistema. Os autores concluíram que o aumento do número de implantes e do diâmetro pode reduzir efetivamente as deformações nos pilares protéticos dos implantes.

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. (2001b) 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 troque 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.

Na pesquisa de Akça, Çereli e Iplikçioglu 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 significante nos valores de deformação quando a avaliação foi realizada com extensômetros lineares elétricos nos diversos tipos de forças. Concluíram que há diferenças relativas à quantificação das deformações entre os dois sistemas, porém há um consenso mútuo na determinação do tipo de deformação (tração e compressão) induzida pela aplicação das forças.

Çehreli, Iplikçioğlu e Bilir, 2002 analisaram *in vitro* com auxilio de *strain gauges* a influência do local de aplicação de carga na deformação ao redor de implantes em próteses fixas cimentadas de quatro elementos. Os sensores foram colados no implantes. Segundo estes autores o design final da prótese e o local de transmissão das forças influenciam diretamente na quantidade e distribuição da deformação ao redor dos implantes. Enquanto a carga axial em implantes gera um equilibro na distribuição das deformações no osso ao redor dos implantes, o carregamento *off-set* (compensado), que é observado principalmente em próteses parafusadas, aumenta as deformações na interface entre implante e osso. Este estudo avaliou as deformações cervicais em implantes sobre diferentes condições de carregamento com 50N de carga estática axial e *off-set.* Como o tipo de deformação é dependente do ponto de aplicação de carga, o desenho da prótese e a posição do implante, este estudo comparou as deformações geradas simulando cinco tipos de próteses cimentadas. O dispositivo de aplicação de carga apresentava o ponto central fixo em posição e as pontas adjacentes foram usinadas como parafusos permitindo o ajuste vertical, permitindo compensar a discrepância de profundidade das amostras. Para todos os locais de aplicação de carga houve predomínio das deformações compressivas. Os resultados mostraram que a carga *off-set* aumentou a magnitude das deformações. Entretanto, não foi estatisticamente significante para todos os desenhos de prótese testados. Estes achado confirmam

que a posição do implante, angulação e geometria da prótese afetam o comportamento biomecânico que é uma fenômeno multifatorial.

Iplikçioglu 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 das deformações 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 artigo de Heckmann et al. (2004), quantificaram as deformações geradas pelas próteses parciais fixas de três elementos sobre implantes parafusadas e cimentadas, avaliando se tanto as técnicas de moldagem, quanto a forma de fabricação influenciavam nestas deformações. 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 obteção 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 reposionamento. 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 deformações 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 deformações 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 pônticos. Primeiramente, no inicio do procedimento de cimentação foi aplicada uma força de 200 N sobre os pônticos 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 deformação 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 deformações foram medidas após seis minutos.

Estes pesquisadores (KARL et al., 2004) observaram que as próteses cimentadas eram comparadas com as parafusadas fabricadas de forma convencional, nenhuma diferença estatística significante foi observada. Não existiu também diferença estatisticamente significante 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 deformação que qualquer outro grupo.

Çehreli et al. (2004) atravéz da fotolelasticidade e da utilização de *strain gauges,* avaliou o estresse gerado no osso ao redor de implantes com diversos tipos de conexôes, desde hexágono externo, interno até cone morse. Foram aplicadas forcas de 100N a 150N no longo eixo dos implantes e com 20 graus de angulação. De acordo com os resultados observados, concluiram que todos os implantes apresentaram características similares de distribuição de forças, onde o desenho da conexâo protética não é um fator decisivo que afeta a magnitude do estresse transmitido ao osso.

O trabalho de Akça et al. (2005) avaliou as deformações 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 deformações axiais absolutas foram maiores que as induzidas em direção lateral, particularmente para os implantes distais, sendo que, as deformações 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 deformações máximas ao redor dos implantes imediatamente carregados suportando *overdentures* estejam dentro de níveis fisiológicos.

No estudo de Çehreli et al. (2005), as deformações 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 deformações 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 deformação para prótese unitária, prótese de três elementos e prótese total foram observadas. Os resultados mostraram que as microdeformações foram comparáveis entre si. Concluiram que o osso marginal

vestibular não tendo contato com implantes imediatos pode apresentar gradientes de deformação dentro dos níveis fisiológicos 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. (2005a) avaliaram a carga estática ou pré-carga do implante quantificando as deformações 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 das deformações foram investigados. 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 de retenção de próteses sobre implante foram testadas: 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 táctil 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 deformação final foi medida após 6 minutos.

Segundo os resultados encontrados por estes autores (KARL et al., 2005a) 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 significante das deformações após a aplicação de cerâmica. Nas próteses cimentadas sobre os cilindros, uma diminuição significante das deformações foi encontrada após a aplicação da camada cerâmica.

Este mesmo grupo de pesquisadores publicaram outro artigo (KARL et al., 2005b) visando quantificar a deformação gerada por diferentes tipos de prótese parcial fixa implantossuportada, agora com 3 elementos. Além disso, também foram investigados 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., 2005b) mostraram que as próteses cimentadas feitas pela técnica do reposicionamento e pela técnica de arrasto não apresentaram diferença estatisticamente significante. 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. Similarmente, 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.

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 deformações 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 Heckmann 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 (HECKMANN 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. Concluíram que o estresse gerado na crista óssea devido ao tipo de fixação da prótese não constitui um risco devido ao fato de estar dentro do limite fisiológico do osso.

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 deformações desenvolvidas durante a fixação foram registradas. As próteses fabricadas pelo CAD/CAM revelaram valores de deformação 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.

Akça e Çerheli et al., 2008, analisaram a transmissão de força em implantes do tipo cone morse através da fotoelasticidade e *strain gauges.* O objetivo deste estudo foi comparar as transmissões de força na região óssea peri-implantar

dos implantes cone morse com diferentes tipos de conexão entre implante-pilar. Forças estáticas axiais e oblíquas à 20 graus, ambas com 75 N foram aplicadas sobre os implantes em situações de carga distintas. Para aplicação da carga inclinada os modelos foram posicionados num plano inclinado a 20 graus. Extensômetros foram colados na região cervical dos modelos em estreita proximidade com os implantes, permitindo quantificar e qualificar as deformações em cada lado os implantes resultantes da carga axial e do momento de torção. De acordo com o mesmo protocolo de carregamento, os sinais foram digitalizados por um sistema de aquisição de dados e exibidos em um computador usando o software correspondente a uma taxa de amostragem de 10 kHz. Sobre carga axial, a análise com *strain gauges* mostrou predomínio de forças compressivas. Sob carga oblíqua, foram observadas áreas de compressão e áreas de tração. Os autores puderam concluir que de maneira geral, os implantes cone morse apresentam características de transferência de força semelhantes que se assemelham a um implante de corpo único que foi utilizado como controle.

No trabalho de Akça et al. (2009), o efeito do tipo de prótese e da técnica de impressão na deformação gerada no osso cortical humano ao redor de implantes foi avaliado 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 avalizada por dois especialistas em prótese. Uma carga externa estática de 150N foi aplicada na região mediana desta infraestrutura. Segundo os resultados, a deformação gerada em todos os grupos foi semelhante, não apresentando diferença estatisticamente significante.

Nishioka et al.(2009) quantificaram *in vitro* o desenvolvimento das deformações 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 estatítica na colocação dos implantes em compensação (*offset*) para a redução das deformações ao redor do implante.

Em sua pesquisa, Paiva et al. (2009) analisaram as deformações em barras de *overdenture* com diferentes ligas avaliando também a seqüência de apertamento. 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 todos da liga Ti-Al-V. As barras foram confeccionadas a partir do mesmo modele mestre, foram aparafusadas em posição, e as deformações nas barras foram medidas 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 e analisadas por computador. Barras de titânio soldadas a laser tendem a ter valores de deformação inferiores as 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 deformação 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 deformação 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 deformação 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 medidas das desadaptações tiveram um efeito significativo nos valores de deformação.

Jacques et al. (2009) verificaram a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportada em função de ligas metálicas de cromo-cobalto e prata-paládio, em 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 10, 15 e 20 mm para distal do intermediário terminal e mediram a distribuição de forças, utilizando extensômetros. Os resultados demonstraram um padrão de distribuição de forças da liga cromo-cobalto, em grandes extensões de *cantilever*, semelhante à liga de prata-paládio com *cantilever* curto. Além disso, observaram que o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica, independentemente do local de aplicação de força no *cantilever* e da liga utilizada. Concluíram que o emprego de

uma liga de cobalto-cromo na confecção de infraestruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de *cantilever* mais extensos.

Suedam et al. (2009a) 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 deformação 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 (2009b) 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 deformações que superam os valores fisiológicos propostos pela teoria de Frost (1994).

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 os valores de deformação geradas tanto pelos cilindros de paládio-prata como os de cobalto-cromo. No entanto, existiram diferenças com relação à qualidade das deformações. 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. (2010) 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 deformações 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 hexagono externo e três hexagono 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 superficie do bloco no sentido horizontal, nas regiões mesial e distal de cada implante. Utilizando um torquímetro manual as infraestruturas foram parafusadas sobre os intermediáros 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.

Nissan et al. (2010) realizaram um estudo de análise da transferência de carga e distribuição da tensão em próteses esplintadas e não esplintadas. Para tal, foi utilizado um bloco de resina fotoelástica, no qual foram instalados três implantes de plataforma regular, com 12 mm de comprimento. As infraestruturas utilizadas para o estudo foram confeccionadas em cobalto-cromo. Dois grupos distintos foram formados: Grupo 1, três coroas esplintadas e, Grupo 2, três coroas não esplintadas. Dois *strain gauges* foram posicionados nas regiões lingual e vestibular de cada um dos implantes e um terceiro *strain gauge* foi colado na cervical das infraestruturas. Cada grupo passou por quinze repetições de carga estática de 20 kg. A carga foi aplicada, simultaneamente, no centro de cada coroa. Em cada repetição, os *strain gauges* aferiam e gravavam as tensões da região óssea peri-implantar e da cervical das infraestruturas. Os resultados mostraram que a soma de tensões na região peri-implantar do Grupo 1 foi maior do que a soma de tensões do Grupo 2 (3348 με e 998 με, respectivamente). Em contraste, o Grupo 2 apresentou maior soma de tensões na região cervical das infraestruturas, quando comparado ao Grupo 1 (756 με e 186 με, respectivamente). Baseados nesses resultados, os autores concluíram que o

conceito de esplintagem dos elementos, com intuito de diminuir as tensões na estrutura óssea, deve ser reavaliado e que a relevância clínica do estudo dever ser investigada por meio de estudos clínicos em longo prazo.

Albarracín (2011) realizou uma pesquisa com o objetivo de verificar a deformação gerada no intermediário e no osso peri-implantar de coroas unitárias implantossuportadas, após aplicação de carga. Foi utilizado um modelo de poliuretano, simulando o osso mandibular, com um implante hexágono externo de 3,75 mm x13 mm de comprimento, no qual foi fixado um intermediário *multi-unit*. O trabalho apresentou três grupos com quatro corpos de prova cada, divididos de acordo com o tipo de cilindro e liga de fundição (cilindro de ouro sobrefundidos com liga de PdAg, cilindro de CoCr usinado sobrefundidos com a liga de NiCoCr, cilindro de acrílico fundido com a liga de NiCoCr). Cada corpo de prova foi submetido à aplicação de carga axial de 300N, em uma máquina de ensaio universal. A força foi aplicada no centro da oclusal de cada coroa. Foram realizadas leituras das deformações geradas no intermediário e no poliuretano, com o uso de extensômetros lineares elétricos, os quais foram colados em três faces do intermediário e nas superfícies mesial, vestibular, distal e lingual do osso simulado ao redor do implante. Os resultados do estudo demonstraram que a utilização dos três tipos de cilindro não altera o resultado final de distribuição de tensão no intermediário, após o carregamento. Adicionalmente, as coroas confeccionadas com cilindro de CoCr usinado tiveram o comportamento mais estável, com relação à uniformidade, na distribuição das tensões no intermediário e no osso simulado, quando comparados a outros dois grupos (cilindros de Au e Calcinável).

Vasconcellos et al., 2011, avaliaram *in vitro*, utilizando *strain gauges*, a influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por implantes hexágono interno, variando o tipo de cilindro e o ponto de aplicação de carga. Inicialmente foram inseridos, em disposição linear, três implantes em um bloco de poliuretano. Em seguida, intermediários protéticos microunit foram conectados aos implantes com torque de 20Ncm, e sobre estes foram parafusados cilindros usinados de Co-Cr e cilindros plásticos, as quais receberam enceramentos padronizados que foram posteriormente fundidos em liga de Co-Cr (n=5). Quatro *strain gauges* foram colados na superfície do bloco, tangenciando os implantes nas interproximais, visando mensurar a microdeformação

peri-implantar no momento da aplicação das cargas. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10Ncm e a seguir foi realizada a aplicação de carga axial de 30kg em 5 pontos pré-determinados (A: no orifício do parafuso do implante 1, B: na região interproximal entre o implante 1 e 2; C: no orifício do parafuso do implante 2, D: na região interproxial entre o implante 2 e 3; E: no orifício do parafuso do implante 3). Os dados obtidos na extensometria foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA e Tukey (α=5%). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significante para o ponto de aplicação de carga, sendo que o ponto B gerou a menor microdeformação (239,49με) e o ponto D a maior microdeformação (442,77με). Com relação ao tipo de cilindro, não foi observada diferença estatisticamente significante (p=0,748). Concluiu-se que o tipo de cilindro não interferiu na magnitude da microdeformação peri-implantar durante a aplicação de cargas axiais e que a localização da aplicação de carga axial influenciou a magnitude desta microdeformação.

Rungsiyakull et al. (2011) estudaram o efeito do desenho oclusal de coroas unitárias sobre implante, na distribuição das tensões no tecido peri-implantar. Quatro grupos distintos foram testados, sendo eles: Grupo 1, coroas com 30 graus de inclinação nas cúspides e mesa oclusal de 6 mm; Grupo 2, coroas com 30 graus de inclinação nas cúspides e mesa oclusal de 4 mm; Grupo 3, coroas com 10 graus de inclinação nas cúspides e mesa oclusal de 6 mm; e, Grupo 4, coroas com 10 graus de inclinação nas cúspides e mesa oclusal de 4 mm. Para o assentamento das coroas, foram utilizados implantes de hexágono externo de plataforma regular, com 10 mm de comprimento. Cada implante foi inserido em uma base de resina acrílica, simulando o tecido ósseo. Três *strain gauges* foram posicionados na região peri-implantar, para medir as tensões. As coroas foram cimentadas em seus respectivos implantes e submetidas a testes de carga axial estática. Cada espécime recebeu cargas de 50, 100, 150, 200 e 250 N, por 15 segundos. Os pontos escolhidos para a aplicação das cargas foram: na fossa central e no plano inclinado da cúspide vestibular dos espécimes (a 2 mm da fossa). Os resultados mostraram que houve uma diferença significante nos valores de tensão entre os grupos. Os espécimes que foram carregados no plano inclinado da cúspide vestibular apresentaram maiores deformações na região peri-implantar, quando comparado aos espécimes que receberam carga em seu longo eixo. Os grupos com a maior

mesa oclusal e maior inclinação das cúspides (1 e 3) apresentaram maiores níveis de tensão, independentemente da localização do ponto de carga. Com base nesses resultados, os autores concluíram que a redução da mesa oclusal e do ângulo das cúspides diminuiu, efetivamente, a tensão na região peri-implantar e que a dimensão mesa oclusal aparenta ter mais influência na distribuição das tensões do que a inclinação das cúspides.

Costa et al. (2011a) analisaram a deformação gerada na região peri-implantar e no intermediário, em função do aperto do parafuso protético, em diferentes tipos de cilindros usinados e fundidos. Com auxílio de *strain gauges,* avaliaram a deformação ocorrida na região peri-implantar e no intermediário do tipo *multi-unit*, mediante a instalação de três diferentes tipos de cilindros protéticos: pré-fabricado usinado em ouro, pré-fabricado usinado em cobalto-cromo e calcinável fundido em níquel-cromo-cobalto. Os extensômetros foram distribuídos da seguinte forma: quatro ao redor de cada implante, nas faces mesial, distal, vestibular e lingual (no osso simulado); três na superfície lateral de cada intermediário, equidistantes entre si. Os resultados encontrados mostraram que é possível determinar laboratorialmente os valores médios de deformação ou a passividade, para os três tipos de cilindros analisados. Os valores foram semelhantes entre si, baixos e dentro dos padrões de normalidade, independentemente do material ou da técnica de fabricação destes cilindros, tanto no poliuretano como no intermediário.

Em outro estudo, Costa (2011b) avaliou com auxílio dos *strain gauges* 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 intermediários 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 deformações 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 excessão da fundição em monobloco que atingiu altos valores, próximos da prótese finalizada. Desta forma, o procedimento de soldagem diminuiu os níveis de derformação, enquanto a aplicação da cobertura cerâmica, glaze, acabamento e polimento, aumentaram as deformações

Hollweg et al. (2012) estudaram a deformação que ocorre nos pilares dos implantes, com a fixação de infraestruturas confeccionadas em liga de cobalto-cromo e prata-paládio. As amostras (n=5 para cada liga), simulando uma infraestrutura de prótese mandibular, protocolo implantossuportada, foram fabricadas e aparafusadas sobre pilares standard, posicionados em um modelo-mestre contendo cinco réplicas dos implantes. Dois extensômetros lineares 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 prata-paládio. Não houve evidência de diferenças significativas nas médias das deformações do pilar, em nove das dez faces dos pilares. Apesar de, visualmente, as infraestruturas se apresentarem bem adaptadas, a transmissão de carga aos pilares não ocorreu necessariamente de maneira uniforme. O uso de ligas de cobalto-cromo para estruturas de próteses implantossuportadas pode ser considerado clinicamente aceitável, assim como a liga prata-paládio.

No estudo de Mendes (2013), 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. 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 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.

Vasconcellos et al., 2013, avaliaram, *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais e não axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes. Para isso, confeccionaram dois modelos experimentais em poliuretano onde foram inseridos em cada três implantes hexágono interno, com configuração linear e compensanda (*off-se*t), Quatro extensômetros foram colados linearmente na superfície do bloco de poliuretano, tangentes aos implantes (nas regiões interproximais) com o intuito de mensurar a microdeformação perimplantar no momento da aplicação de cargas. Pilares protéticos microunit foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm. Sobre os pilares foram parafusados padrões fundidos em liga de Co-Cr (n=5) com torque de 10 Ncm que receberam os carregamentos. Foram aplicados 30 Kg, durante 10 segundos, em 5 pontos pré-determinados (A: no orifício do parafuso do implante 1, B: no orifício do parafuso do implante 2, C: no orifício do parafuso do implante 3, e simulando duas situações de *cantilever*, D: 6mm distante do centro do orifício do parafuso do implante 3; e E: 8mm distante do centro do orifício do parafuso do impante 3). Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e ao teste de comparação múltipla de Tukey (5%). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significante para os pontos de aplicação de carga axial e não axial, com resultados mais baixos para a aplicação de carga axial

no ponto A, estatisticamente semelhante aos pontos B e C. Os valores mais elevados foram observados na aplicação de carga não axial no ponto E. A disposição compensanda (*off-set*) não reduziu siginificativamente a magnitude das microdeformações nas situações de carga axial e não axial testadas, mas o local de aplicação da carga influenciou na magnitude das microdeformações.

Kan, Judge e Palamara (2014) analisaram *in vitro* a deformação óssea ao redor de implantes após sobrecarga oclusal. O objetivo deste estudo foi descrever o padrão das tensões ósseas peri-implantares sob carga oclusal controlada e verificar a resposta do osso através da comparação com os limiares de deformações críticos definidos pela teoria mecanostática de Frost (1994). Regiões mandibulares unilaterais de dois cães foram utilizadas, 6 semanas após as extrações quatro implantes de titânio foram colocadas em cada mandíbula. Após 12 semanas de cicatrização, os implantes osseointegrados com sucesso foram colocados em contato supra-oclusal com coroas metalicas parafusadas e não esplintadas. Um dispositivo de detecção de força de mordida foi utilizado para quantificar a carga oclusal *in vivo* com os cães utilizando as coroas com contacto supra-oclusal. Após 8 semanas, os cães foram sacrificados. A deformação óssea peri-implantar *in vitro* sob carga oclusal controlada foi medido utilizando 4 *strain gauges* fixados no osso na região vestibular próximo ao ápice do implante e 2 *strain gauges* distantes da região dos implantes. A média e a carga oclusal máxima medidas *in vivo* foram 434 e 795 newtons (N). Quando carregados individualmente e, simultaneamente, *in vitro* (menor ou igual a 476 N), a deformação óssea absoluta na região apical foram respectivamente: 1133 e 753 *microstrains*. A deformação óssea atingindo 229 *microstrains* foi registada em locais distantes. Com base no modelo de regressão linear simples, para o osso atingir o limite de sobrecarga patológica definida pela teoria mecanostática osso de Frost (3000 *microstrains),* uma carga de 1344 N oclusal (superior ao pico observado *in vivo*) foi necessária. De acordo com as análises *in vivo* e *in vitro*, nas condições investigadas neste estudo, uma sobrecarga patológica do osso peri-implante não foi encontrado em função do contato supra-oclusal. Dissipação das deformações para locais distantes parece ser um mecanismo eficaz pelo qual a sobrecarga de implante foi evitada.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho é avaliar, com auxílio dos sensores *strain gauges,* a deformação da região óssea peri-implantar e dos intermediários protéticos, frente à aplicação da carga estática de 300N em próteses fixas de três elementos parafusadas sobre dois implantes (pilar mesial, pontico e pilar distal), a fim de:

1. Analisar o comportamento diante da carga axial e inclinada
2. Verificar a influência do ponto de aplicação de carga;
3. Quantificar as deformações geradas e qualificar áreas de tração ou compressão;
4. Comparar as deformações da região peri-implantar com os limites suportados pelo osso segundo a teoria de Frost

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelo experimental

Nesta pesquisa, para simular o osso da região peri-implantar, 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 validado (MIYASHIRO et al., 2011; MORETTI-NETO et al., 2011) e utilizado em pesquisas anteriores (SUEDAM, 2009b; MORETTI-NETO et al.,2010; ALBARRACÍN, 2011; COSTA, 2011a; COSTA 2011b), 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 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, eqüidistantes 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 poliretano e dos intermediários.

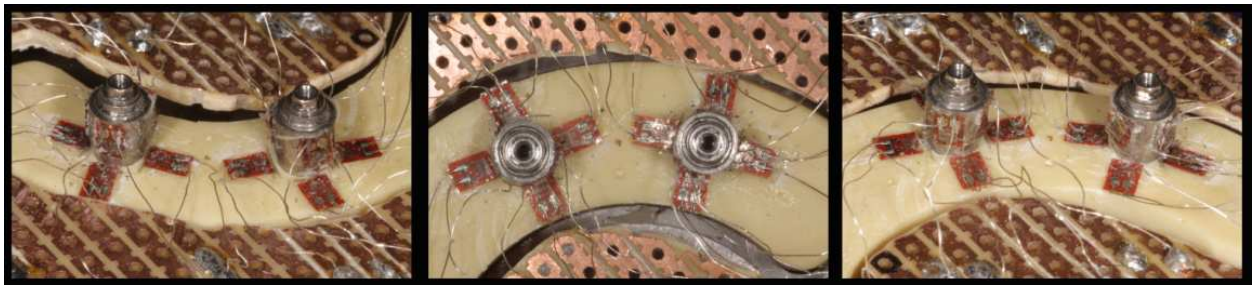

Figura 1 – Distribuição dos 14 *strain gauges*: 8 no poliuretano e 6 nos intermediários, vista vestibular, oclusal e lingual.

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 foi conectado a um canal do dispositivo de aquisição de dados. Para os 8 sensores do poliretano foram utilizados dois módulos NI9237, *National Instruments* – Texas, USA. Para os 6 sensores do intermediário foi utilizado o módulo NI9235, *National Instruments* – Texas, USA, ambos 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).

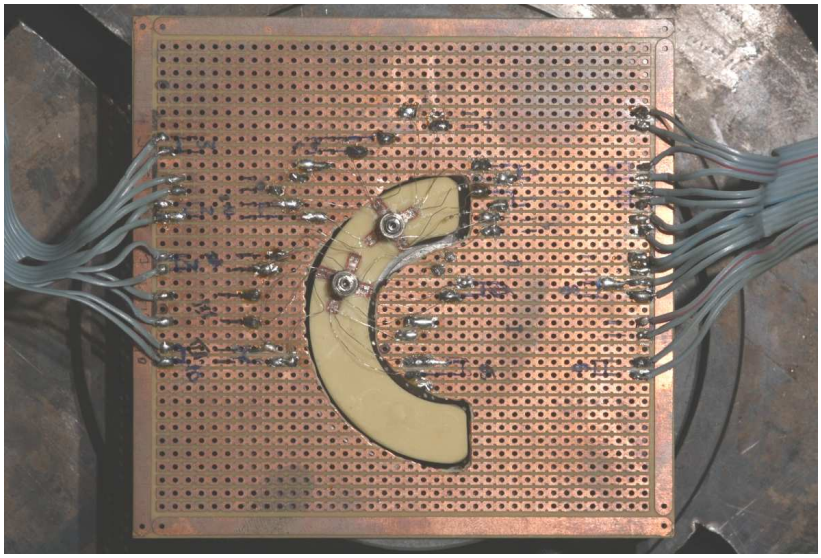

Figura 2 – Placa de circuito com terminações dos *strain gauges* soldados.

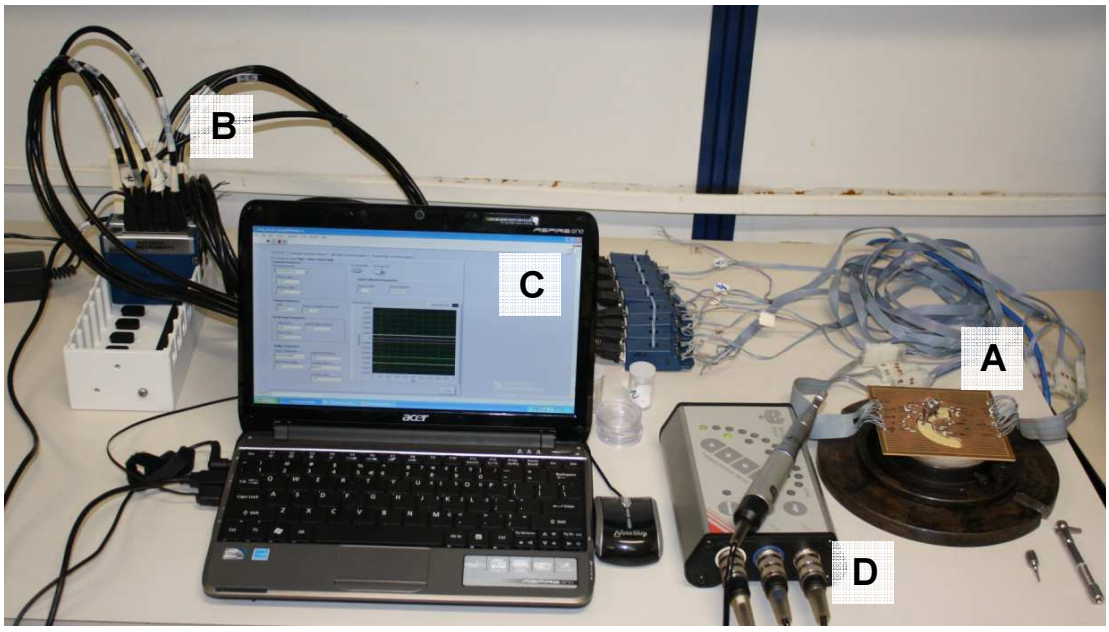

Figura 3 – Experimento para realização dos testes
(Sala de Comutadores - Departamento de Engenharia Mecânica UNESP - Bauru).

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

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 silicona de adição (*Express,* 3M - St. Paul, USA). No molde, foram instalados 2 análogos de intermediário *multi-unit* (Conexão Sistema de Implantes – São Paulo, Brasil) e o modelo mestre foi vazado com gesso especial (Durone IV, *Dentsply* – Rio de Janeiro, Brasil) manipulado conforme as orientações do fabricante (Figura 4).

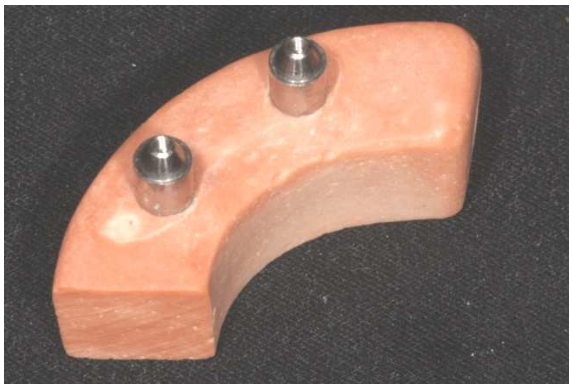

Figura 4 – Modelo duplicado em gesso tipo IV, com os análogos do intermediário.

4.2.1 Confecção da Infraestrutura

Para obtenção dos corpos de prova a infraestrutura foi fundida de maneira convencional pela técnica da cera perdida. 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, para padronização dos testes. 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 às suas dimensões promovendo também a padronização da infraestrutura dos corpos de prova (Figura 5).

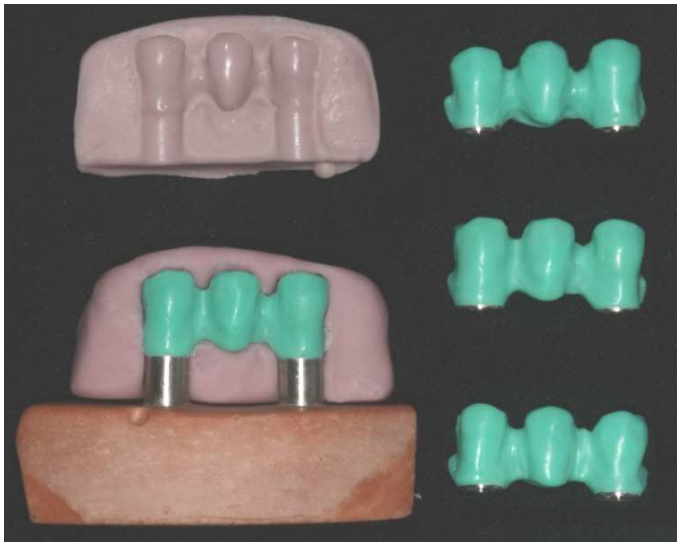

Figura 5 – Padronização do enceramento da infraestrutura de três elementos

As infraestruturas enceradas foram unidas aos canais de alimentação e fixadas 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) foi proporcionado conforme as orientações do fabricante, 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.

Completados 30 minutos após a presa do revestimento, os anéis de fundição foram levados ao forno para eliminação da cera, e a partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional até atingir-se a temperatura de 250^{o}C a qual foi mantida por 30 minutos. Em uma segunda fase a temperatura do forno foi aumentada de 250^{o}C para 560/600^{o}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^{o}C por 90 minutos.

Após estes procedimentos, a sobrefundição foi realizada respeitando-se as características técnicas da liga de níquel-cromo-cobalto utilizada (Tabela 1). 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 1 – Especificações da liga 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 – 1250ºC	8,0g/cm^3

Com o resfriamento dos anéis à temperatura ambiente, as fundições foram 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 6)

Figura 6 – Infraestrutura de níquel-cromo-cobalto em monobloco, sobrefundida nos cilindros de cobalto-cromo.

As infraestruturas foram seccionadas para soldagem (CLELLAND, CARR, GILAT e 1996; AGUIAR-JUNIOR et al., 2009; COSTA 2011b; MENDES et al., 2013). 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 7), aferidos na região mais central do seccionamento com paquímetro digital (Mitutoyo Digital – São Paulo, Brasil).

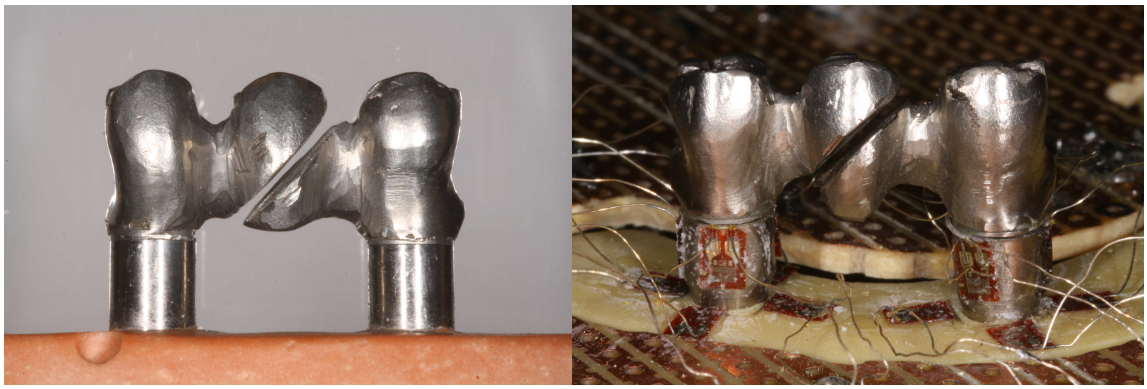

Figura 7 – Infraestruturas após seccionamento vista vestibular no modelo de gesso e no modelo experimental.

As duas partes da infraestrutura seccionada foram alinhadas e parafusadas com torque de 10 Ncm utilizando o dispositivo eletrônico de controle de torque (*Nobel Biocare Torque Controller, Nobel Biocare* - Gotemburgo, Suécia) no modelo experimental protegido com lençol de borracha azul. Foi observado o espaço suficiente para solda e ausência de contato entre as duas superfícies, então toda a área da junta foi 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 8). Depois da polimerização da resina, o conjunto era removido e estocado em um recipiente com gaze umedecida em água para posterior inclusão de soldagem.

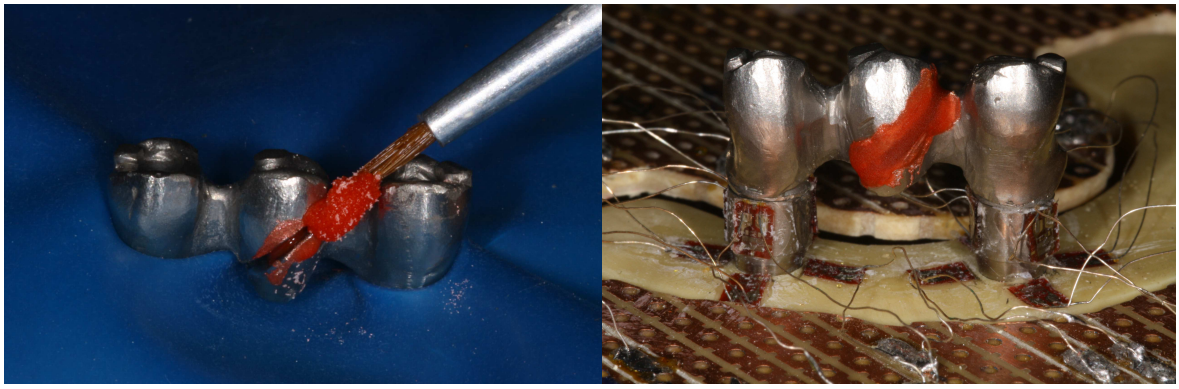

Figura 8 – Fixação com resina para remoção do corpo de prova em posição para soldagem.

Para que houvesse uma uniformidade na inclusão para soldagem, foi confeccionada 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 9A).

Na inclusão dos corpos de prova para soldagem convencional a maçarico, foi usado o revestimento de alta fusão (*Termocast*, Polidental – São Paulo, Brasil), proporcionado e manipulado a vácuo, conforme recomendações do fabricante e vazado sob vibração na matriz até o completo preenchimento. Os análogos foram parafusados aos corpos de prova e o conjunto foi posicionado na matriz preenchida com o revestimento. A parte que correspondia ao pôntico 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 9B).

Figura 9 – Matriz de silicona para padronização do revestimento de soldagem (A) e infraestrutura incluída em revestimento para soldagem (B).

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 utilizando 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, infra-estrutura e revestimento, eram aquecidos uniformemente até que a peça apresentasse tonalidade vermelho brilhante, quando então a chama do maçarico 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 ºC, 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. 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 e levadas ao modelo experimental para verificar o assentamento e adaptação (Figura 10)

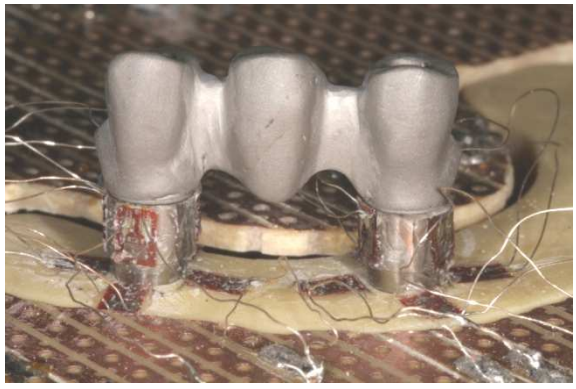

Figura 10 – Prova do corpo de prova no modelo experimental após soldagem.

4.2.2 Aplicação da cerâmica

Para a oxidação do metal, as infraestruturas foram levadas ao forno de cerâmica pré-aquecido a 600º C e esta temperatura foi elevada em incrementos de 30º C até atingir 900º 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 575º C permanecendo nesta temperatura por sete minutos e aumentada em incrementos de 30º C atingindo a temperatura final de 960º 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 575º C permanecendo nesta temperatura por cinco minutos e aumentada em incrementos de 30º C atingindo a temperatura final de 960º 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 575º C mantendo-se nesta temperatura por sete minutos, elevação da temperatura em incrementos de 32º C até atingir a temperatura de 920º C mantida por um minuto. Para a aplicação das duas camadas cerâmicas (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575º C mantendo-se nesta temperatura por seis minutos. A seguir a temperatura foi elevada em 32º C até atingir 910º C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Para a segunda camada de porcelana (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575º C mantida por quatro minutos, após o que a temperatura foi elevada em 32º C até atingir 900º 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 11).

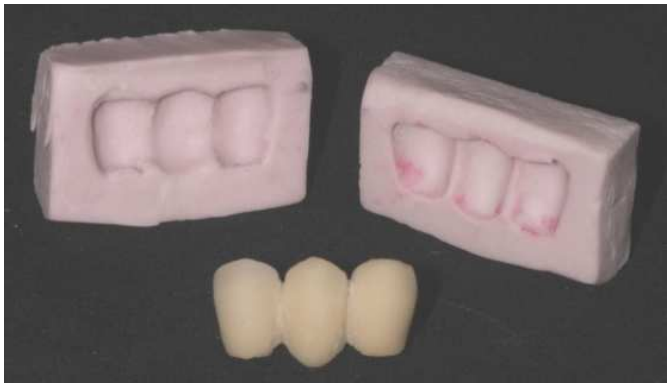

Figura 11 – Matriz em silicona para padronização da cobertura cerâmica.

Na realização do glaze, os corpos de prova foram introduzidos no forno pré-aquecido à temperatura de 575^{o} C por três minutos e aumentado a temperatura em incrementos de 100^{o} C por minuto até atingir 890^{o} 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 aluminio, borrachas verde e azul (Dedeco – Nova York, USA) e borracha de silicone para o brilho final (Dedeco – Nova York, USA) (Figura 12).

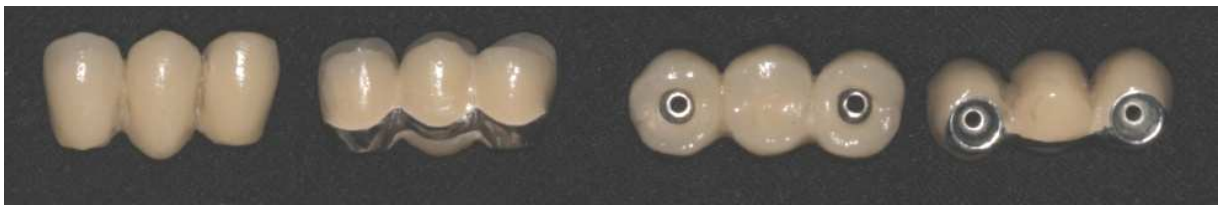

Figura 12 – Corpo de prova após aplicação da cerâmica, glaze, acabamento e polimento: vista vestibular, lingual, oclusal e cilindros.

4.3 Aplicação de Carga nos Corpos de Prova

Para aplicação da carga compressiva foi utilizada a máquina de ensaio universal EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São Paulo, Brasil) (Figura 13). A célula de carga utilizada permitiu a aplicação de uma força de 300N a uma velocidade de 0,5mm/min. A força escolhida para realização do teste foi baseada nos valores de força de mordida médios encontrados por varios autores para próteses implantossuportadas (MERICSKE-STERN et al., 1995; AKÇA, UYSAL e ÇEHRELI, 2006)

Figura 13 – Máquina de ensaio universal EMIC.

As colunas guias verticais da EMIC orientam a aplicação da carga, a partir de uma haste central acoplada à célula de carga. Visando a fixação do modelo experimental neste equipamento, foi confeccionado um dispositivo que permite através de parafusos estabilizar e angular o modelo experimental, simulando a situações de carga axial ou inclinada testadas. Este mesmo dispositivo possibilita ainda a movimentação do modelo experimental em todas as direções no plano horizontal, permitindo o correto posicionamento da ponta aplicadora de carga no corpo de prova (Figura 14 e 15).

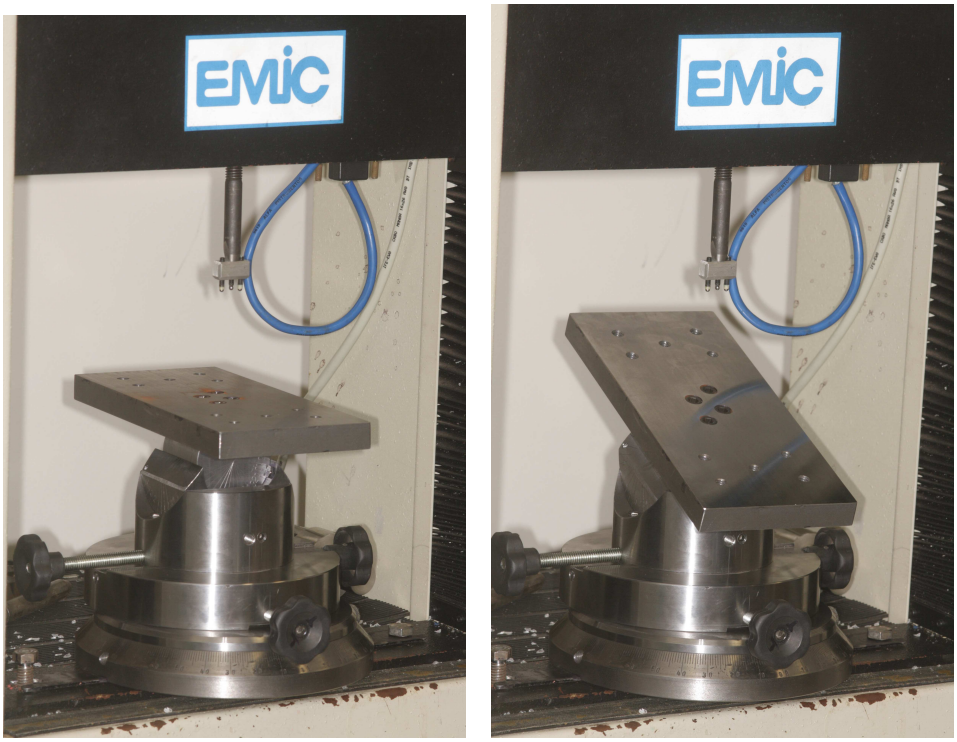

Figura 14 – Dispositivo de fixação do modelo experiemental parafusado à EMIC, possibilita a estabilização através de parafusos, angulação e movimentação no plano horizontal utilizando as manoplas.

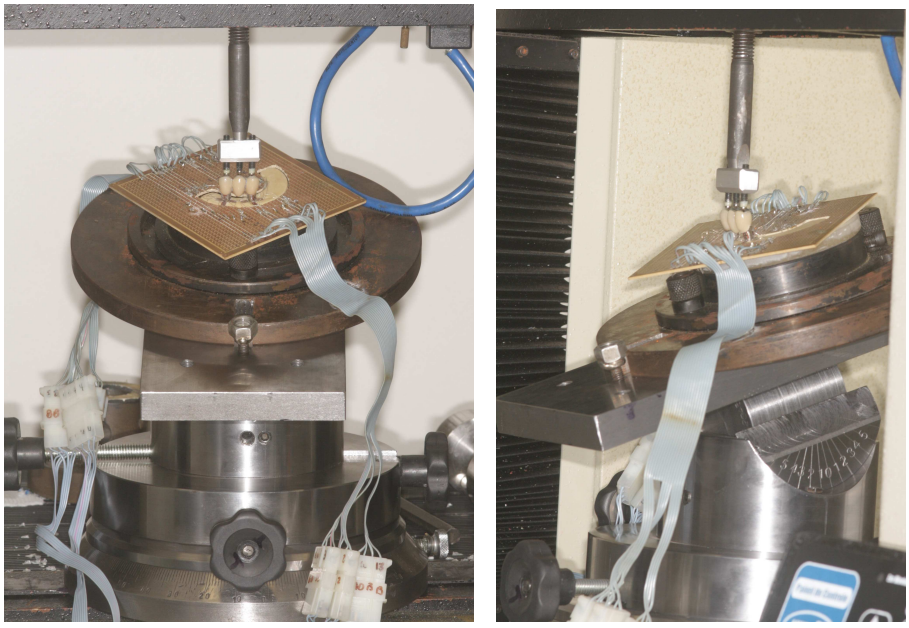

Figura 15 – Modelo experimental com corpo de prova pronto para realização dos testes, observar a marcação da angulação planejada na lateral do dispositivo.

A ponta aplicadora de carga foi especialmente desenvolvida em aço inoxidável para utilização nos corpos de prova (Figura 16). A partir de uma haste principal fixada na célula de carga, se ramificam 3 pontas paralelas alinhadas para cada elemento da prótese fixa (pilar distal, pontico e pilar mesial), todas apresentando em sua extremidade um endentador esférico com diâmetro de 3,18mm. As distâncias da ponta central para as pontas mesial e distal são iguais (7mm para cada lado), permitindo que a carga fosse aplicada no centro de cada um dos três elementos da prótese fixa. Além disso, cada uma destas pontas são parafusos Allen, que possibilitam o ajuste do seu contanto com a superficie oclusal dos corpos de prova. Utilizando uma chave Allen de 1,5mm é possível intensificar o contanto quando o parafuso é apertado, ou então, liberar o toque quando desparafusado. Esta caracteristica permitiu que os contantos fossem ajustados e observados com papel carbono (Accufilm), distribuindo conforme cada situação testada.

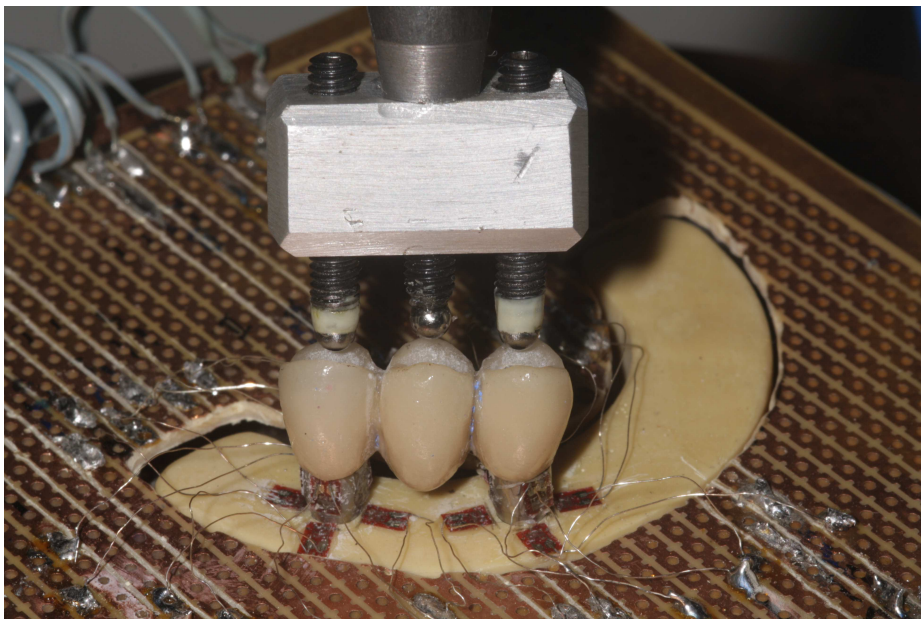

Figura 16 – Ponta utilizada para aplicar carga nos corpos de prova.

4.4 Constituição das Grupos Testados

Os corpos de prova testados passaram por quatorze diferentes simulações de aplicação da carga de 300N, nas quais as deformações sobre os intermediários e osso simulado pelo poliuretano foram mensuradas. As variáveis analisadas foram: dois tipos de direcionamento da carga (axial e inclinada em 30°) e sete diferentes pontos de aplicação de carga na prótese fixa de três elementos (Mesial-Pôntico-Distal, Pôntico, Distal-Pôntico, Distal, Pôntico-Mesial, Mesial e Mesial-Distal) (Figura 17).

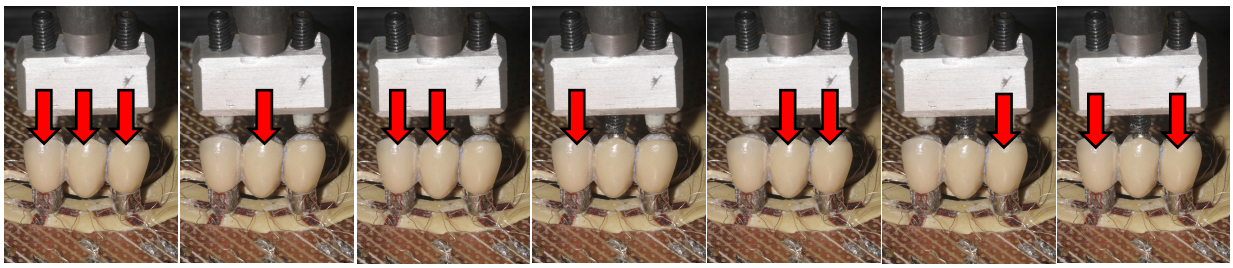

Figura 17 – A carga axial e inclinada foram aplicadas nas sete situações esquematizadas: mesial-pôntico-distal, pôntico, distal-pôntico, distal, pôntico-mesial, mesial e mesial-distal

4.5 Realização dos testes

Previamente à realização de cada teste com os corpos de prova, os intermediários *multi-unit* foram fixados com torque de 20 Ncm, utilizando 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 outra análise foi realizada para obtenção das medidas de deformação dos intermediários e do osso simulado 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 hexagonais de titânio (Conexão Sistema de Prótese – São Paulo, Brasil) foram apertados com uma chave hexagonal manual até oferecerem resistência, confirmando a adaptação da

prótese. A seguir, foi empregado um torque de 10Ncm, através do dispositivo eletrônico de controle de torque. Estes parafusos foram substituídos a cada grupo testado, excluindo a possibilidade de interferências relacionadas ao desgaste do parafuso. Para padronização, primeiramente o torque foi efetuado no pilar distal e em seguida no mesial.

Para que a deformação inicial correspondente ao torque dos parafusos não interferisse nos resultados, a leitura foi zerada antes da realização de nova medida referente à aplicação da carga de 300 N nos pontos pré-determinados. Desta forma, a leitura da deformação gerada em cada *strain gauge* era iniciada e em seguida dava-se inicio à aplicação da carga na EMIC. As leituras foram realizadas a uma freqüência de 20 MHz por um período de 5 minutos corridos após o início da aplicação da carga, tempo necessário para ocorrer a estabilização da deformação em todos os sensores. Através do programa *LabVIEW* os dados de deformação foram visualizados no monitor do computador em tempo real, sendo que durante este período de tempo o programa nos forneceu em torno de 3000 à 4000 leituras de deformação para cada experimento.

Os valores de deformação medidos por cada um dos extensômetros lineares elétricos passam por 3 fases distintas (Figura 18):

- Na fase inicial ocorre variação de baixa magnitude, que corresponde 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 με e correspondem ao limite de sensibilidade dos *strain gauges*.

- Na fase intermediária observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que a ponta da máquina de ensaios toca o corpo de prova até o momento em que a força atinge 300N; 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.

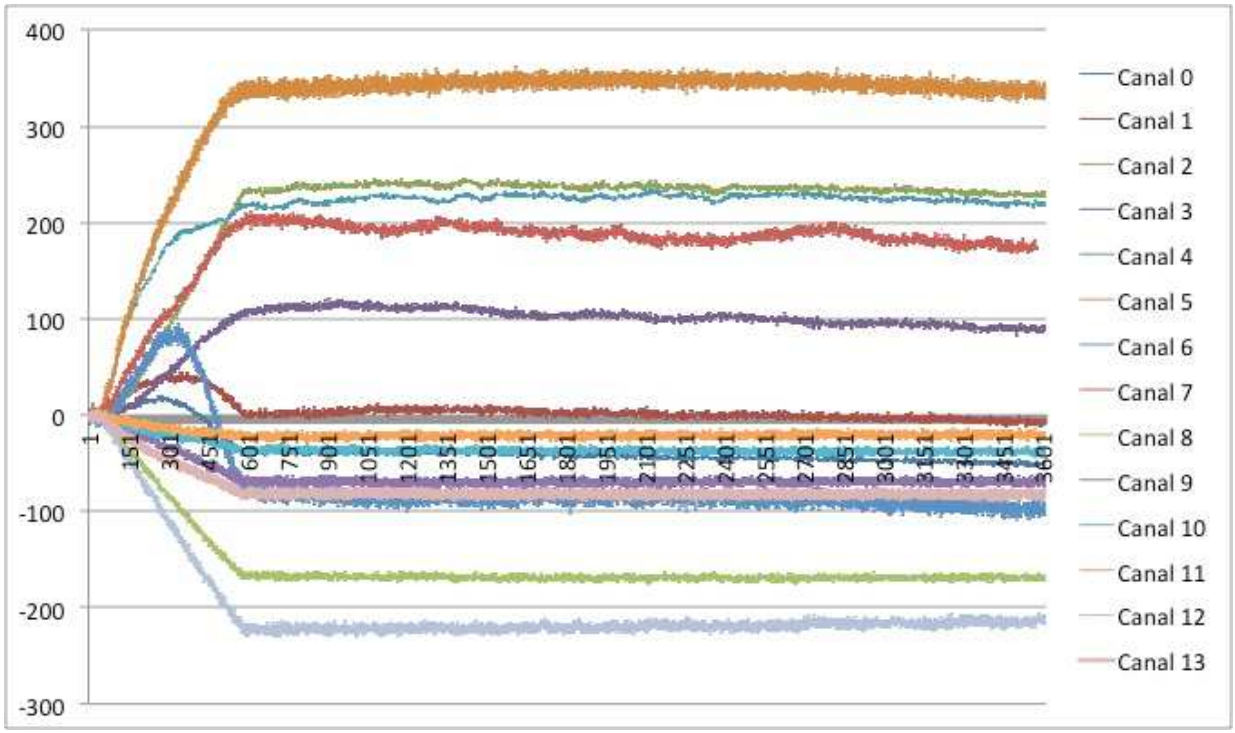

Figura 18 – Três fases das variações dos valores de deformação: inicial (leitura de 1 a 50), intermediária (leitura 50 a 600) e final (leitura 600 a 3600). Dados de deformação do primeiro corpo de prova testado com carga axial e aplicação de carga mesial-pôntico-distal.

Os dados de deformação foram visualizados no monitor do computador e armazenados 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. 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 19). Para dar fidelidade e consistência aos dados foram realizadas quatro repetições da aplicação de carga para cada corpo de prova em todas as situações testadas. O cálculo da média em cada *strain gauge* individualmente foi registrado para posterior tratamento estatístico. Os resultados dos testes foram submetidos a análise de variância (ANOVA) com o intuito de se verificar diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, e o teste de Tukey ($p \leq 0,05$) foi utilizado para mostrar entre quais grupos houve diferença significante.

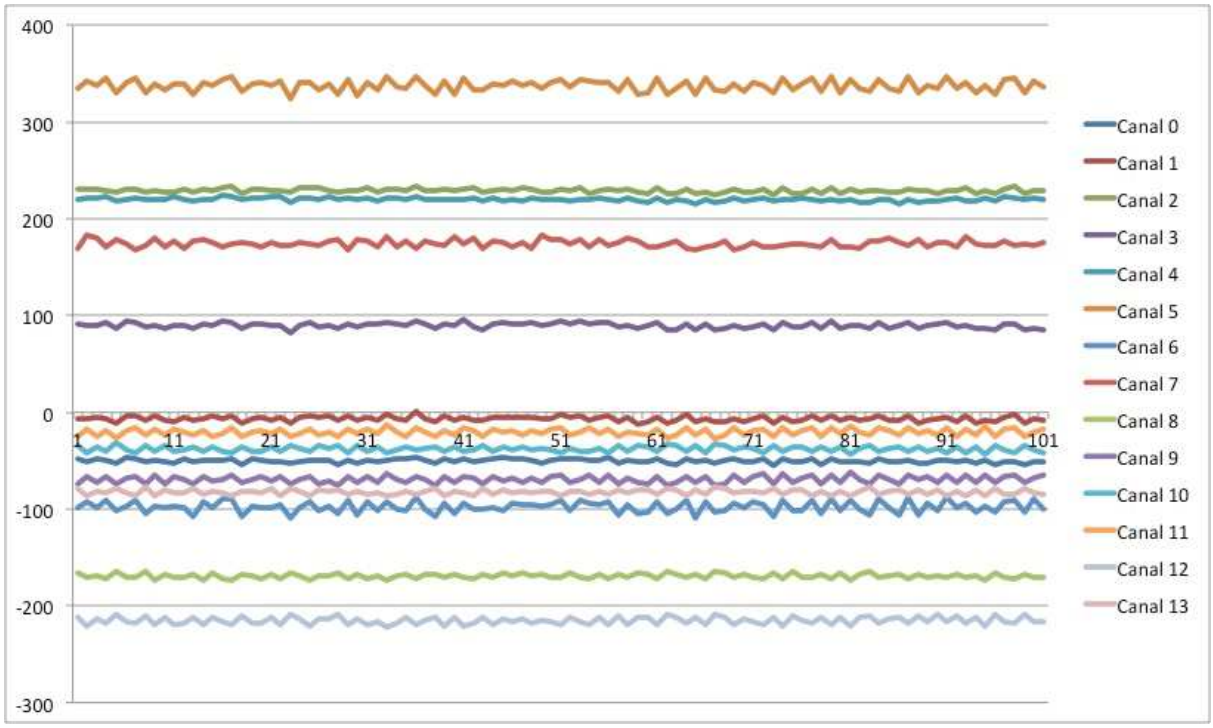

Figura 19 – Os 100 últimos valores registrados utilizados para média, na terceira fase de aquisição de dados com deformações estabilizadas. Dados de deformação do primeiro corpo de prova testado com carga axial e aplicação de carga mesial-pôntico-distal

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. 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 equidistante (Figura 20).

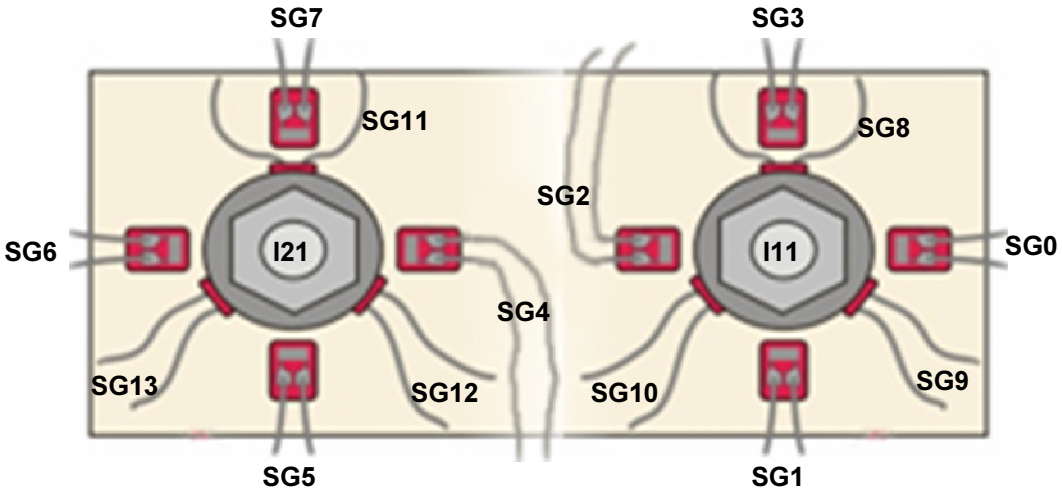

Figura 20 – Desenho representativo da disposição dos *strain gauges* (SG) e dos implantes (I) no modelo de poliuretano. Adaptado de Moretti-Neto (2010)

- Canal 0 (SG0) – superfície do modelo distal do Implante Distal;
- Canal 1 (SG1) – superfície do modelo lingual do Implante Distal;
- Canal 2 (SG2) – superfície do modelo mesial do Implante Distal;
- Canal 3 (SG3) – superfície do modelo vestibular do Implante Distal;
- Canal 4 (SG4) – superfície do modelo distal do Implante Mesial;
- Canal 5 (SG5) – superfície do modelo lingual do Implante Mesial;
- Canal 6 (SG6) – superfície do modelo mesial do Implante Mesial;
- Canal 7 (SG7) – superfície do modelo vestibular do Implante Mesial;
- Canal 8 (SG8) – superfície disto-lingual do intermediário do Implante Distal;
- Canal 9 (SG9) – superfície mesio-lingual do intermediário do Implante Distal;
- Canal 10 (SG10) – superfície vestibular do intermediário do Implante Distal;
- Canal11(SG11)–superfície disto-lingual do intermediário do Implante Mesial;
- Canal12(SG12)–superfíciemesio-lingual do intermediário do Implante Mesial;
- Canal 13 (SG13) – superfície vestibular do intermediário do Implante Mesial;

O *strain gauge* ou extensômetro linear elétrico é um sensor capaz de medir a deformação sofrida por um objeto. Constituem-se resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito elétrico de ponte de *Wheatstone*. Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte (BOUCHART; ZARO, 1982). Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados, que 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*, os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real e o armazenamento destes dados.

A tensão 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:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L \ (mm)}{L \ (mm)}$$

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*" ($\mu\varepsilon$), em que o micro (μ) corresponde à potência de $1x10^{-6}$ ou 0,000001.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Como primeira análise, os valores numéricos de deformação obtidos pelos 14 *strain gauges* localizados no osso simulado (08) e nos intermediários (06) são expressos em *microstrain* (με) como tração (valores positivos ‘’+’’) ou compressão (valores negativos ‘’-‘’). A média e o desvio padão dos corpos de prova, nas sete condições de aplicação de carga avaliadas (Mesial-Pôntico-Distal, Pôntico, Mesial-Distal, Distal-Pôntico, Distal, Pôntico-Mesial e Mesial), em cada sensor individualemte, estão representados nas tabelas em anexo para a carga de 300N tanto axial (ANEXO A e B) como inclinada a 30^{o} (ANEXO C e D).

Com estes dados foram realizados os testes estatísticos, incialmente Análise de Variância (ANOVA) a três critérios de classificação: angulação (axial e inclinada a 30^{o}), local de aplicação da carga (Mesial-Pôntico-Distal, Pôntico, Mesial-Distal, Distal-Pôntico, Distal, Pôntico-Mesial e Mesial) e região em que está localizado o sensor para o osso simulado (Distal, Lingual, Mesial e Vestibular para os Implantes Mesial e Distal) (Tabela 2) e também nos intermediários (Disto-Lingual, Mesio-Lingual e Vestibular para os Intermediários Mesial e Distal) (Tabela 3).

Tabela 2 – Teste ANOVA a três critérios para os 08 *strain gauges* localizados no osso simulado, para as diferentes situações de aplicação de carga testadas. Estatisticamente significante para probabilidade menor que 0,05 (p<0,05)*.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Angulação	1	3	166060528.0	933615.1	177.9	0.0009
Local Carga	6	18	272170.3	96240.4	2.8	0.0405
Região Sensor	7	21	62234096.0	418349.8	148.8	0.0000
Ang. X Loc.	6	18	97240.8	65364.3	1.5	0.2381
Ang. X Reg.	7	21	68463440.0	387156.1	176.8	0.0000
Loc. X Reg.	42	126	763501.4	92916.6	8.2	0.0000
AngXLocXReg.	42	126	1001977.3	93677.7	10.7	0.0000

Tabela 3 – Teste ANOVA a três critérios para os 06 *strain gauges* localizados nos intermediarios, para as diferentes situações de aplicação de carga testadas. Estatisticamente significante para probabilidade menor que 0,05 (p<0,05)*.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Angulação	1	3	27239.5	31134.8	0.87	0.4186
Local Carga	6	18	1249.0	1547.3	0.81	0.5776
RegiãoSensor	5	15	4680271.5	61345.0	76.29	0.0000
Ang. X Loc.	6	18	4527.4	1161.2	3.90	0.0114
Ang. X Reg.	5	15	7299988.0	29703.8	245.76	0.0000
Loc. X Reg.	30	90	29587.6	5261.7	5.62	0.0000
AngXLocXReg.	30	90	24041.7	5153.7	4.66	0.0000

Em seguida, foi utilizado o teste de Tukey para verificar as regiões em que existem diferenças estatisticamente significantes entre as médias encontradas tanto para o osso simulado na carga axial (Tabela 4) e inclinada (Tabela 5), quanto para os intermediários, também na carga axial (tabela 6) e inclinada (Tabela 7).

Na sequência, para cada uma destas tabelas, foram desenvolvidos gráficos esquemáticos da distribuição das deformações, visando uma análise descritiva dos dados. Foi utilizado uma cor correspondente para cada faixa de valores de derfomação em *microstrain* (με) observado no osso simulado e no intermediário. Para o osso simulado as faixas de cor e deformação utilizadas foram: azul claro (0-50), azul escuro (51-300), verde (300-450), amarelo (450-1000), laranja (1001-1500), vermelho (1501-3000), vemelho escuro (3001-5000) e (violeta 5001-8000). O osso simulado ao redor dos dois implantes (mesial e distal) foi dividido para cada implante em quatro regiões (distal, lingual, mesial e vestibular). Para os intermediários as faixas de cor e deformação utilizadas foram: azul claro (0-100), azul escuro (101-200), verde (201-300), amarelo (301-400), laranja (401-600), vermelho (601-800), vemelho escuro (801-1000) e (violeta 1001-1300). Os intermediários dos implantes mesial e distal foram divididos em três regiões (disto-lingual, mesio-lingual e vestibular).

Estas representações gráficas podem ser observadas para o osso simulado na carga axial (Figuras 21 a 27) e inclinada (Figura 28 a 34) e para os intermediários, também na carga axial (Figura 35 a 41) e inclinada (Figura 42 a 48).

Tabela 4 – Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* do **osso simulado nas situações testadas de carga axial**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05).

	Osso Simulado							
	Implante Mesial				**Implante Distal**			
Carga Axial	Distal	Lingual	Mesial	Vestib.	Distal	Lingual	Mesial	Vestib.
Mesi./Pônt./Dist.	300.0 (156.7)	167.0 (314.4)	-251.6 (255.5)	149.4 (78.1)	-12.0 (64.0)	71.1 (64.9)	91.7 (163.7)	-90.0 (339.7)
	A	A	AB	A	A	A	A	A
Pôntico	270.3 (58.4)	322.3 (120.3)	-168.3 (157.2)	81.6 (90.2)	-13.8 (46.0)	139.0 (126.4)	367.8 (93.1)	-66.1 (227.5)
	A	A	AB	A	A	A	A	A
Mesial/Distal	238.4 (193.2)	-83.5 (611.4)	-360.7 (774.3)	34.9 (137.8)	-387.2 (532.7)	121.7 (345.6)	24.8 (219.7)	193.4 (394.5)
	A	A	AB	A	A	A	A	A
Mesial/Pôntico	329.6 (170.9)	479.0 (160.5)	-610.8 (671.7)	192.3 (45.2)	39.3 (79.1)	-42.7 (118.3)	-12.1 (321.0)	-231.2 (357.1)
	AB	A	B	AB	AB	AB	AB	AB
Mesial	256.9 (97.8)	277.6 (308.5)	-939.3 (649.3)	320.5 (137.4)	54.3 (16.9)	-303.9 (167.4)	30.1 (96.2)	-25.2 (109.5)
	A	A	B	A	A	AB	A	AB
Pôntico/Distal	205.2 (101.5)	14.4 (295.9)	76.8 (156.2)	24.7 (114.5)	-345.4 (427.0)	167.9 (172.6)	228.0 (36.9)	5.6 (385.0)
	A	A	A	A	AB	A	A	A
Distal	199.5 (65.1)	-140.8 (327.7)	-164.2 (399.7)	96.1 (231.9)	-476.6 (259.3)	-188.3 (512.0)	250.6 (166.2)	165.4 (111.2)
	A	A	AB	A	AB	A	A	A

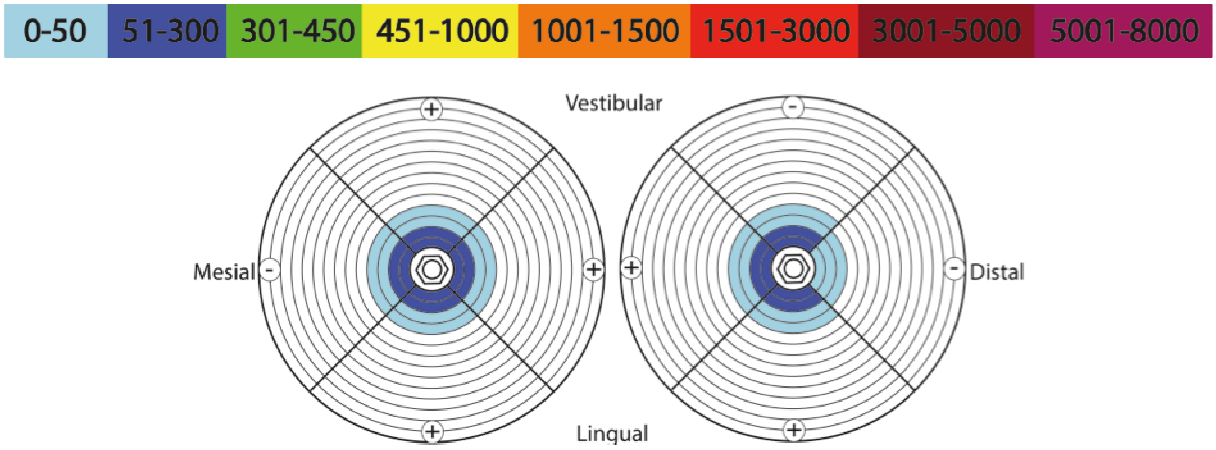

Figura 21 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal

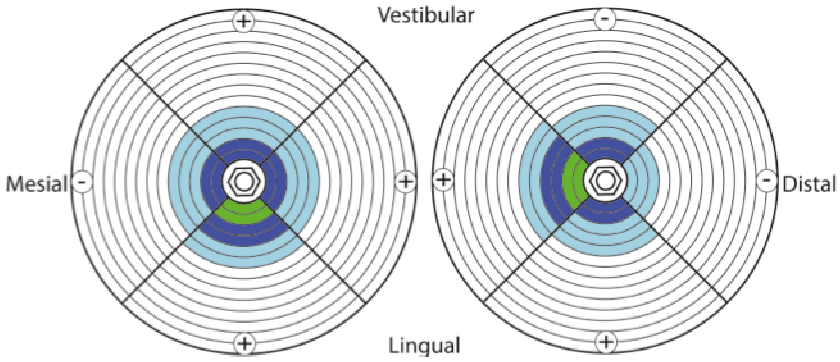

Figura 22 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pôntico apenas.

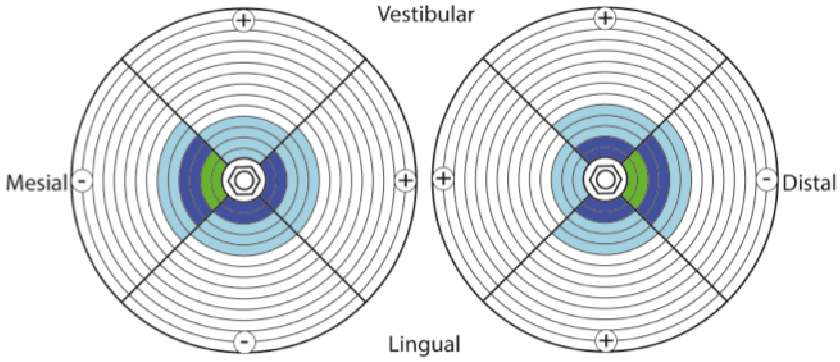

Figura 23 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pilar Distal.

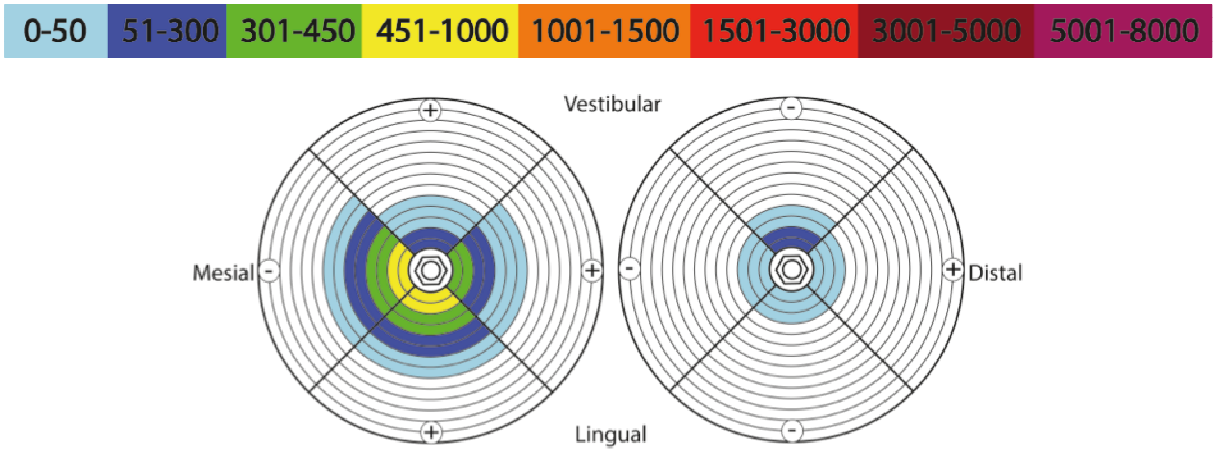

Figura 24 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico.

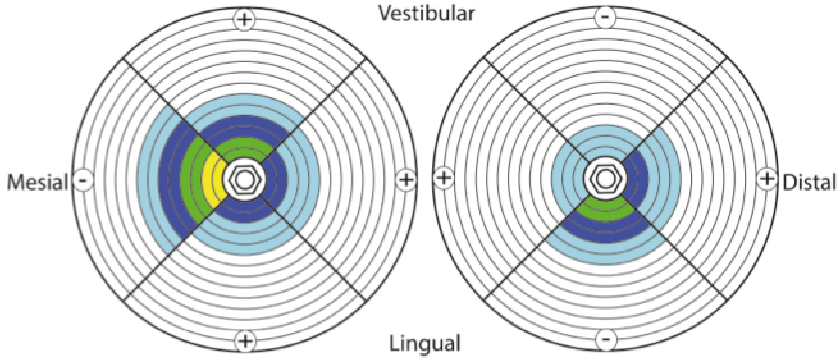

Figura 25 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial apenas.

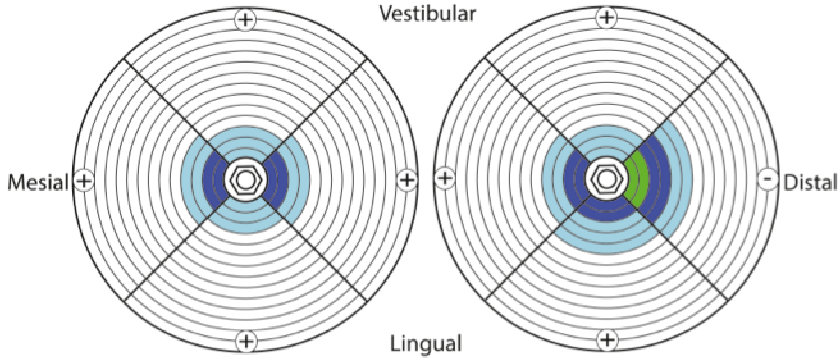

Figura 26 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pôntico – Pilar Distal.

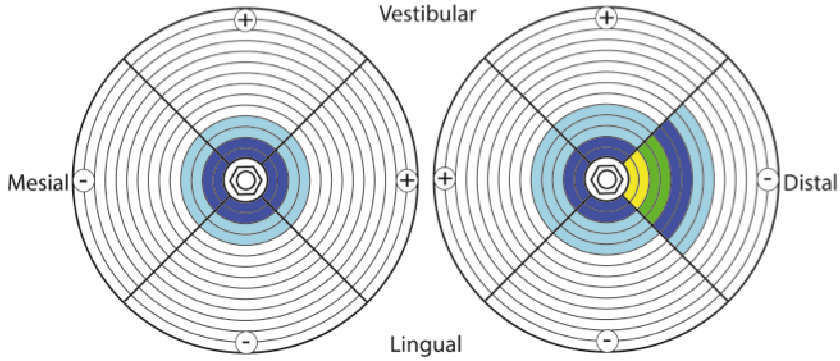

Figura 27 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Distal apenas.

Tabela 5 – Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* do **osso simulado nas situações testadas de carga inclinada a 30°**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05).

	Osso Simulado							
	Implante Mesial				**Implante Distal**			
Carga Inclinada	Distal	Lingual	Mesial	Vestib.	Distal	Lingual	Mesial	Vestib.
Mesi./Pônt/Dist.	-515.7 (329.3)	-258.4 (51.8)	593.3 (239.8)	-4100.9 (390.5)	304.5 (81.2)	74.9 (78.7)	-550.2 (190.4)	-4522.7 (1019.6)
	BC	AB	A	E	AB	AB	BC	EF
Pôntico	-482.4 (322.5)	-274.4 (76.0)	560.6 (257.0)	-4012.6 (303.2)	305.4 (71.9)	79.2 (112.3)	-466.4 (169.2)	-4965.0 (1204.9)
	BC	AB	A	E	AB	AB	BC	F
Mesial/Distal	-340.6 (461.0)	-363.8 (163.2)	581.4 (264.7)	-3731.7 (619.0)	360.7 (141.4)	98.6 (93.4)	-873.8 (220.3)	-5972.4 (1419.7)
	ABC	BC	A	DE	AB	AB	C	G
Mesial/Pôntico	-441.2 (332.2)	-231.7 (94.8)	569.2 (256.9)	-5290.2 (1097.4)	300.1 (75.7)	25.8 (31.5)	-701.5 (317.5)	-3993.9 (246.1)
	BC	ABC	A	FG	AB	ABC	C	E
Mesial	-949.7 (297.2)	-76.6 (31.0)	585.1 (213.7)	-5334.7 (519.5)	159.4 (40.1)	-39.6 (129.9)	-774.9 (79.8)	-2983.9 (799.6)
	C	ABC	A	G	AB	ABC	C	D
Pôntico/Distal	-365.0 (383.7)	-305.8 (83.9)	564.2 (236.2)	-3556.3 (388.6)	329.4 (75.7)	103.3 (114.0)	-465.3 (194.3)	-5001.1 (1075.3)
	ABC	AB	A	DE	AB	AB	BC	F
Distal	79.6 (284.8)	-468.5 (98.6)	521.3 (314.8)	-2818.9 (294.2)	424.7 (78.4)	122.2 (16.1)	-801.3 (193.2)	-7827.0 (792.8)
	ABC	BC	A	D	A	ABC	C	H

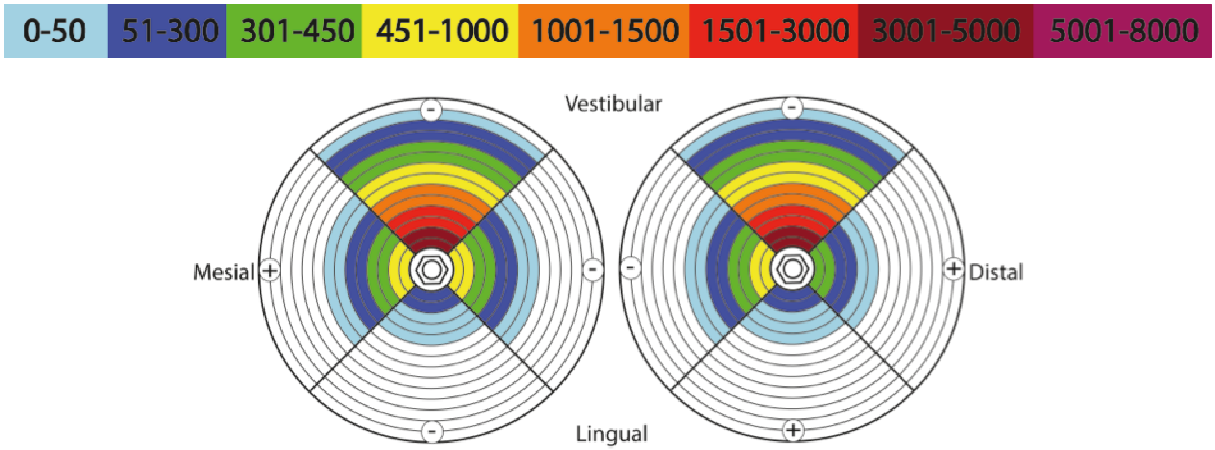

Figura 28 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal.

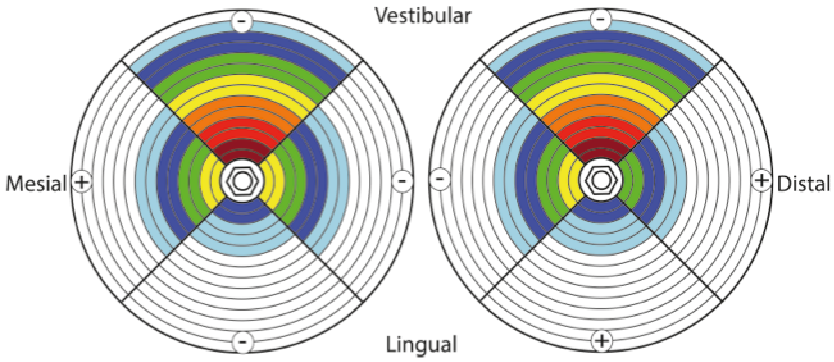

Figura 29 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pôntico apenas.

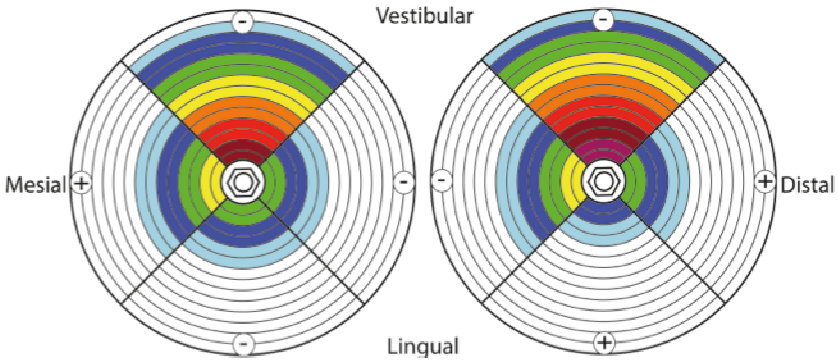

Figura 30 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pilar Distal

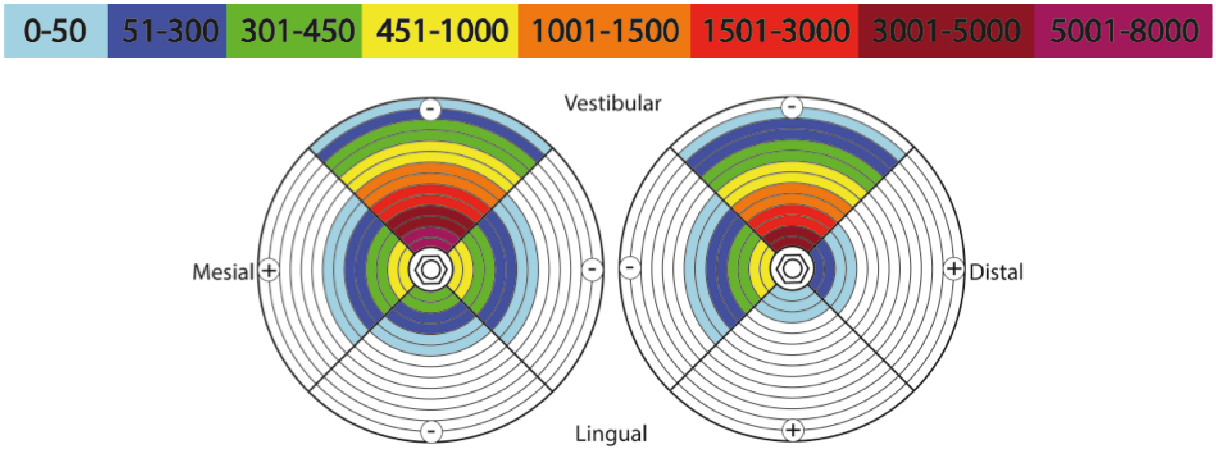

Figura 31 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico.

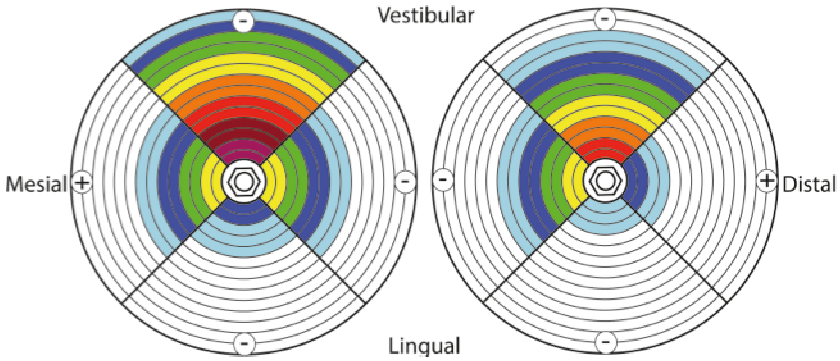

Figura 32 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial apenas.

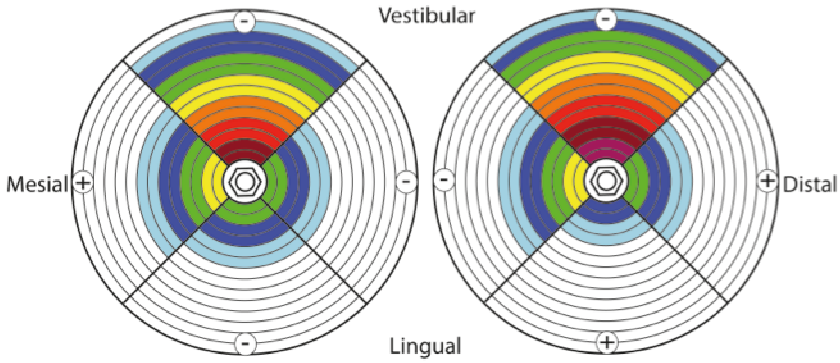

Figura 33 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pôntico – Pilar Distal.

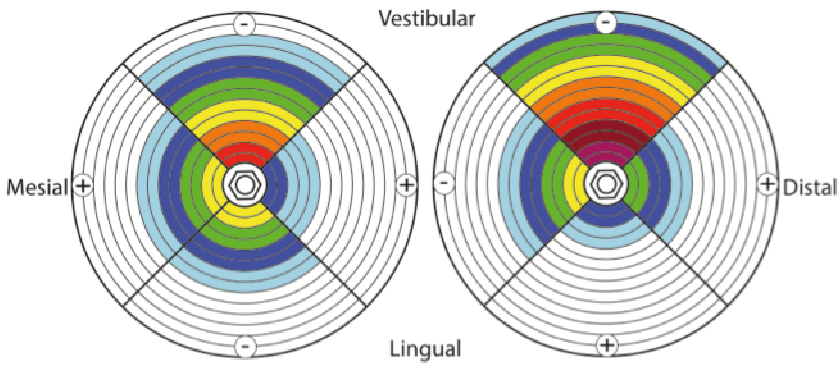

Figura 34 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Distal apenas.

Tabela 6 – Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* dos **intermediários nas situações testadas de carga axial**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05).

	Intermediário Mesial			**Inermediário Distal**		
Carga Axial	Disto-Lingal	Mesio-Lingual	Vestib.	Disto-Lingal	Mesio-Lingual	Vestib.
Mesi./Pônt./Dist.	-112.4 (61.3)	-160.2 (77.2)	-54.0 (68.9)	-108.1 (58.8)	-167.9 (70.1)	-41.8 (67.6)
	A	ABC	ABCD	ABC	AB	AD
Pôntico	-66.9 (54.4)	-191.5 (48.1)	-83.1 (99.7)	-136.0 (99.3)	-143.8 (66.1)	22.0 (48.7)
	ABD	ABC	ABCD	ABC	AB	AD
Mesial/Distal	-113.2 (74.4)	-138.6 (66.4)	6.9 (140.6)	-252.7 (189.7)	-136.8 (113.7)	-44.9 (103.9)
	AB	ABC	AD	BC	AB	ABD
Mesial/Pôntico	-125.4 (73.6)	-209.1 (65.6)	-147.9 (86.5)	-51.0 (87.2)	-90.7 (60.8)	20.1 (50.1)
	AB	BC	AB	AB	AB	AD
Mesial	-91.1 (92.9)	-340.5 (57.4)	-161.2 (78.6)	-10.1 (30.1)	-119.3 (47.5)	125.9 (51.6)
	AD	C	ABC	AD	ABC	D
Pôntico/Distal	-77.0 (43.6)	-113.9 (82.8)	20.6 (93.4)	-244.2 (89.0)	-181.0 (75.3)	-86.8 (61.9)
	ABD	AB	AD	BC	AB	ABD
Distal	-109.0 (59.8)	-209.8 (126.1)	139.1 (98.2)	-327.5 (144.1)	-188.6 (101.0)	-32.4 (135.1)
	AC	ABC	D	C	ABC	AD

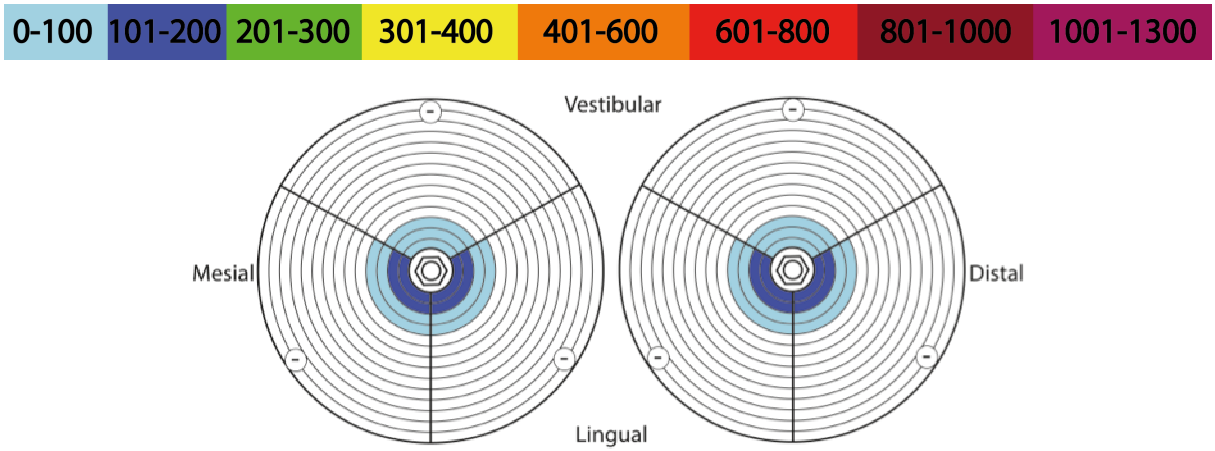

Figura 35 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal.

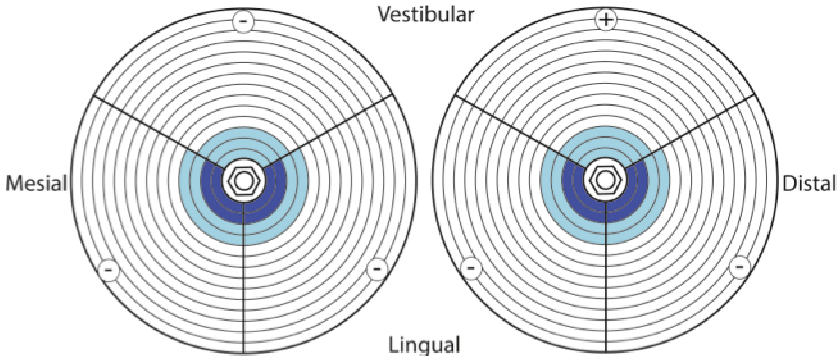

Figura 36 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pôntico apenas.

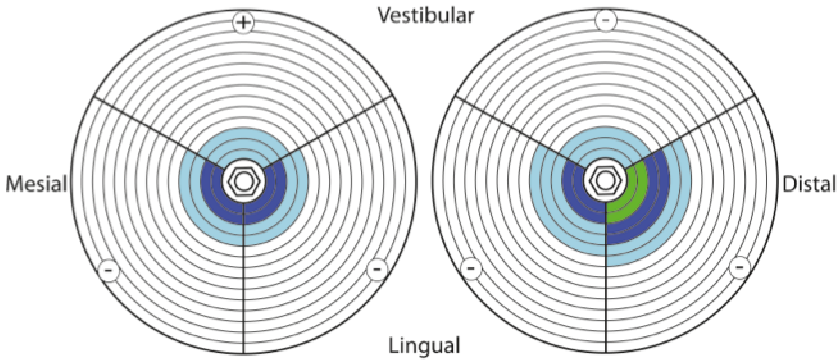

Figura 37 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pilar Distal.

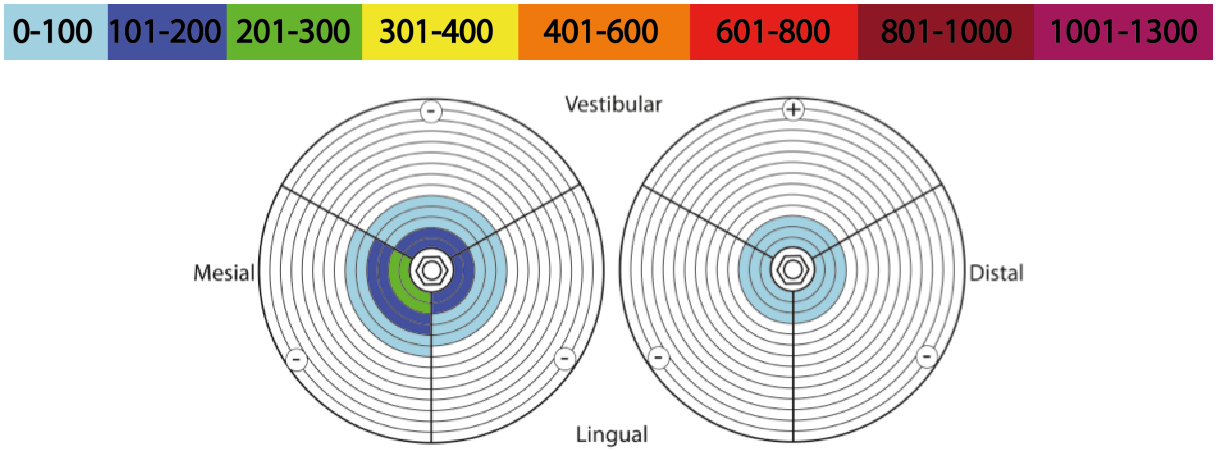

Figura 38 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico.

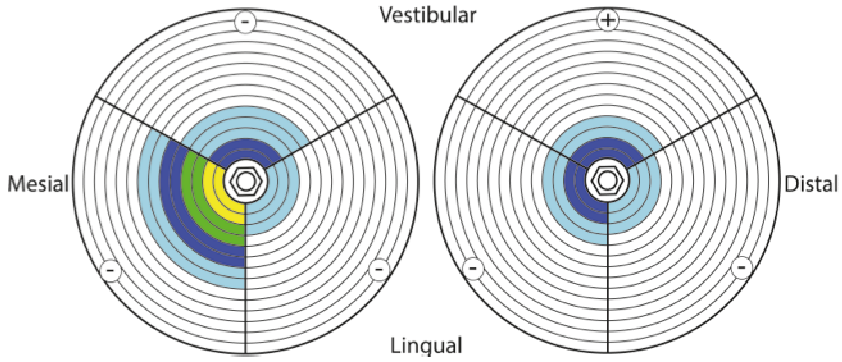

Figura 39 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial apenas.

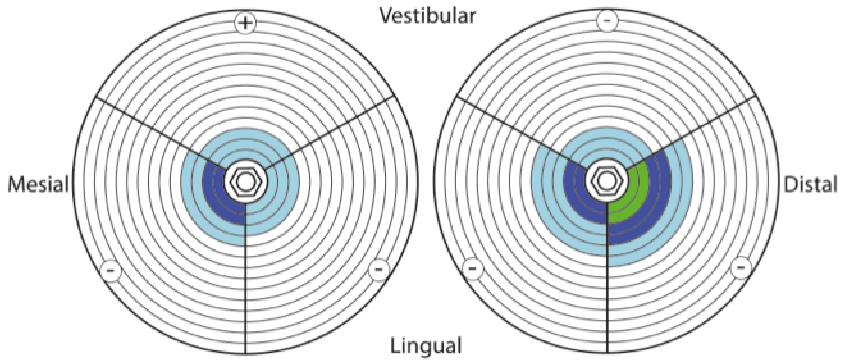

Figura 40 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pôntico – Pilar Distal.

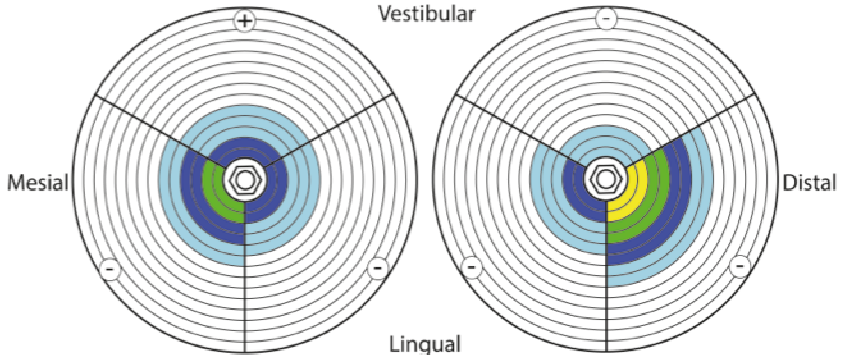

Figura 41 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Distal apenas.

Tabela 7 – Teste Tukey com média e desvio padrão para os valores encontrados nos *strain gauges* dos **intermediários nas situações testadas de carga inclinada a 30°**. Os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatísticamente significante (nível de significância de 0,05).

	Intermediário Mesial			**Intermediário Distal**		
Carga Inclinada	Disto-Lingal	Mesio-Lingual	Vestib.	Disto-Lingal	Mesio-Lingual	Vestib.
Mesi./Pônt./Dist.	122.8 (62.6)	514.4 (69.5)	-829.4 (136.5)	211.8 (57.6)	159.2 (64.4)	-877.2 (118.8)
	AD	F	G	EF	DE	GH
Pôntico	53.1 (30.6)	507.1 (79.3)	-814.9 (100.7)	321.6 (82.9)	211.1 (74.3)	-973.7 (133.8)
	AD	F	G	EF	DE	GH
Mesial/Distal	77.3 (73.2)	502.1 (72.2)	-850.4 (113.4)	273.5 (74.9)	253.5 (68.4)	-1010. (149.2)
	AE	F	G	E	DE	GH
Mesial/Pôntico	43.2 (27.9)	489.7 (86.5)	-1027. (183.4)	342.0 (96.7)	245.4 (77.6)	-806.3 (99.7)
	ADE	F	G	DE	D	G
Mesial	35.7 (15.6)	500.7 (76.0)	-1031. (196.7)	344.0 (85.7)	272.3 (10.9.9)	-848.9 (99.4)
	A	F	G	EF	DE	G
Pôntico/Distal	32.2 (13.7)	487.5 (76.8)	-812.7 (101.2)	356.7 (96.5)	264.4 (72.2)	-1109. (248.6)
	A	EF	G	EF	DE	HI
Distal	-55.8 (47.5)	448.5 (47.5)	-862.6 (63.4)	438.8 (118.2)	410.4 (135.8)	-1297. (302.6)
	AD	EF	G	F	EF	I

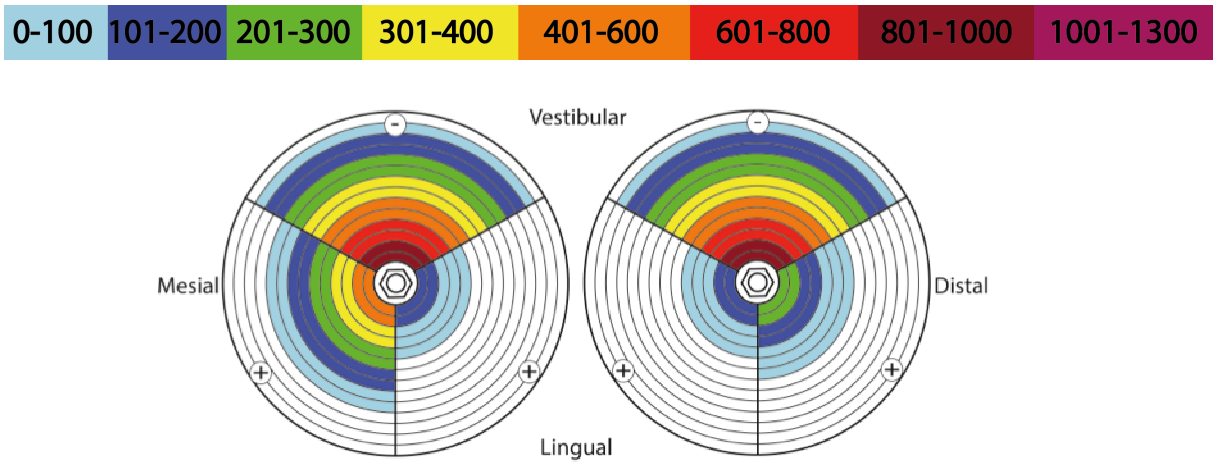

Figura 42 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal.

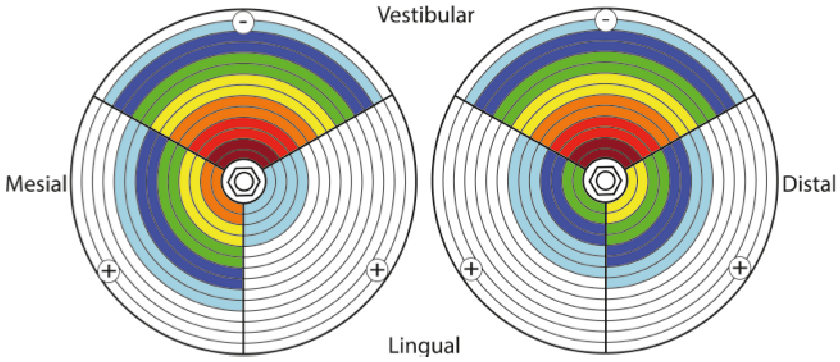

Figura 43 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pôntico apenas.

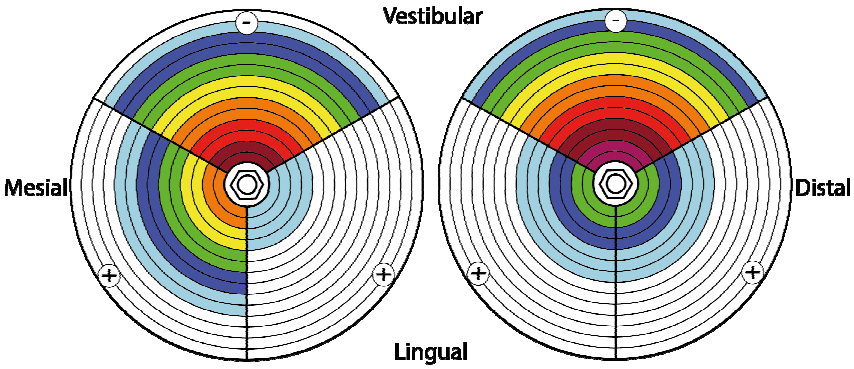

Figura 44 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pilar Distal.

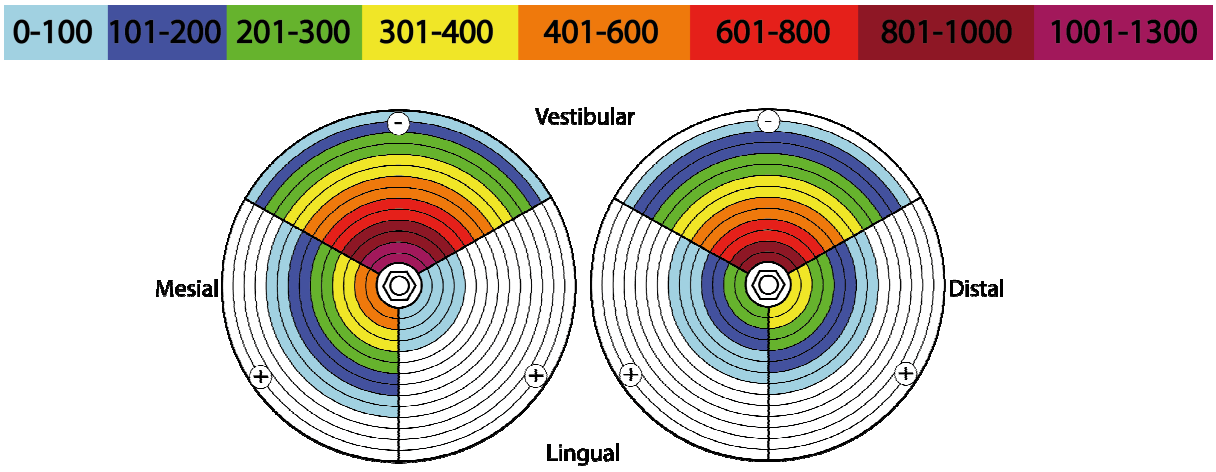

Figura 45 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico.

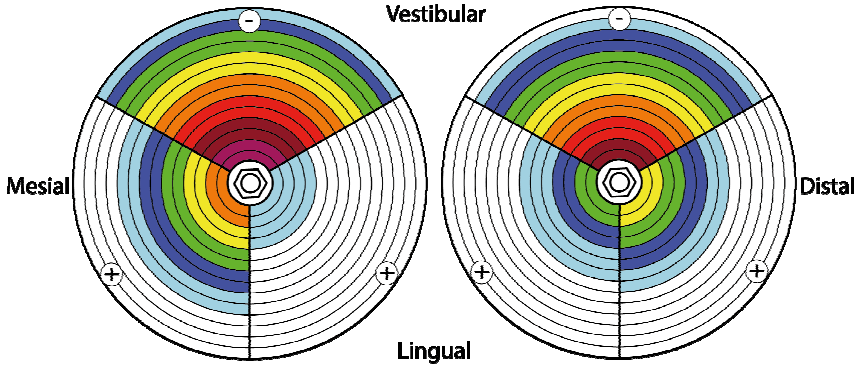

Figura 46 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial apenas.

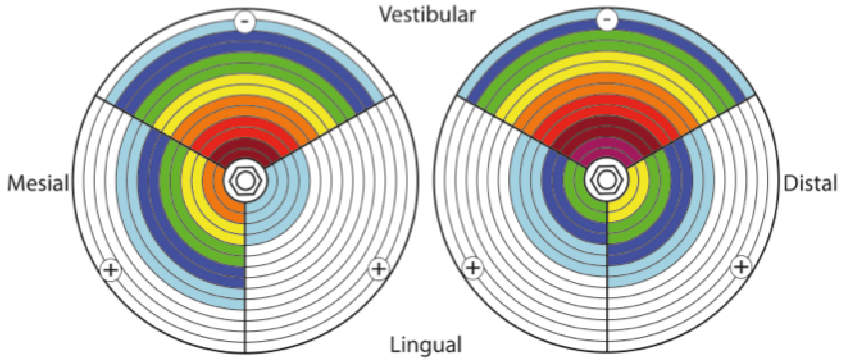

Figura 47 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pôntico – Pilar Distal.

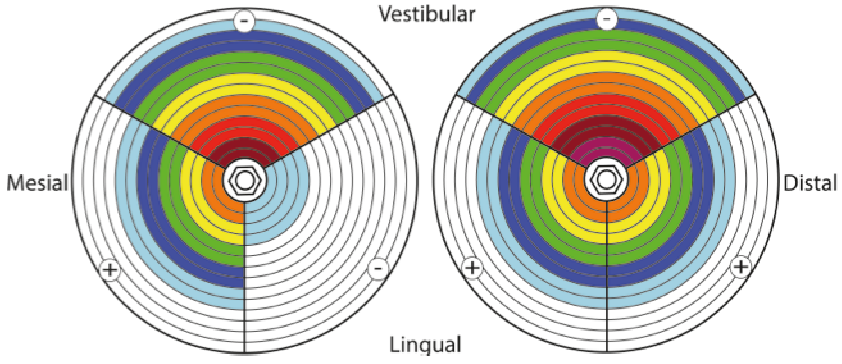

Figura 48 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Distal apenas.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 Metodologia para análise das deformações e aplicação de carga:

A aplicação dos conhecimentos de engenharia na Odontologia tem ajudado a compreensão dos aspectos relacionados com a biomecânica de implantes osseointegrados. Várias metodologias têm sido utilizadas, como: análise fotoelástica do estresse, análise de tensões por elementos finitos, análise das deformações com *strain gauges* ou extensometria. Os estudos indicam que existe concordância entre os resultados obtidos com estes três tipos de análise (SPIEKERMANN, 1995; RUBO e SOUZA, 2001; KARL et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2014).

No presente trabalho 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. 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. Variações da corrente elétrica são captadas pelos equipamentos associados transformando em valores de deformação. A quantidade de deformação de um corpo quando submetido a uma determinada força pode ser qualificada em tração (+) ou compressão (-) (BOUCHART e ZARO, 1982). Desta forma, estes sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, deformações sofridas pelo objeto aos quais estão aplicados, quando este é submetido a ação de uma força (RUBO e SOUZA, 2001; KARL et al., 2009).

Esta metodologia pode fornecer tanto *in vitro* como *in vivo* ou *ex vivo* medições das deformações sob cargas estáticas e dinâmicas (DUYCK et al. 2001b; HECKMANN et al., 2006; ASSUNÇÃO et al., 2009; AKÇA et al. 2009, PESQUEIRA et al., 2014; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014). 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* como este trabalho, têm obtido resultados valiosos (RUBO; SOUZA, 2001; KARL et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2014). A magnitude das deformações em uma situação clínica pode ser diferente de um modelo experimental, porém a localização e o padrão geral não são substancialmente diferentes, existindo correlações positivas entre os resultados obtidos em pesquisas laboratoriais e os em estudos clínicos (KIM, JACOBSON e NATHANSON, 1999; PESQUEIRA et al., 2014).

Desta forma, realizamos um estudo *in vitro* utilizando *strain gauges* fixados nos intermediários e na região óssea 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 principais forças mastigatórias (TAYLOR, 1998; RUBO et al., 1999; ÇIFTÇI e CANAY 2000). Diversos autores (HOSHAW, BRUNSKI e COCHRAN, 1994; WASKEICZ; OSTROWSKY; PARKS, 1994; OH et al., 2002; ISHIGAKI et al., 2003; TAKAHASHI et al., 2015) concordam que o estresse se concentra na superfície do periósteo na região da crista óssea ao redor dos implantes. Assim, para a longevidade e funcionamento adequado sem complicações dos implantes, acredita-se que o ambiente mecânico criado na região peri-implantar é de extrema importância (FROST 1994; FROST 2004; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008).

Quando uma carga oclusal é aplicada sobre um implante, esta é transferida parcialmente ao osso e as maiores concentrações de estresse ocorrem na região mais cervical do implante. Este fato deve-se a um dos princípios da engenharia, ou seja, quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, os estresses serão maiores onde os materiais têm o primeiro contato (ISIDOR 2006). Portanto, a região cervical do implante é o local onde ocorrem as maiores deformações (ÇEHRELI et al., 2004; KIM et al., 2005; KARL et al., 2008; TAKAHASHI et al., 2015) independente do tipo de osso (SEVIMAY et al., 2005; TADA et al., 2003), do desenho do implante (PETRIE e WILLIANS 2005; TADA et al., 2003), da configuração da prótese (AKÇA e IPLIKCIOGLU, 2001), também da configuração e do tipo de carga (RANGERT et al., 1995; STEGAROIU et al., 1998). No presente trabalho, visando observar as regiões de maior concentração das

deformações no intermediário e no osso ao redor de implantes, durante a aplicação de carga, os extensômetros foram estrategicamente colados sobre o bloco de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Este posicionamento dos extensômetros também foi utilizado em estudos prévios (KARL et al., 2004; ÇEHRELI et al., 2004; HECKMANN et al., 2004; KARL et al., 2005a; KARL et al., 2005b, HECKMANN et al., 2006, KARL et al., 2008; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; SUEDAM 2009b; NISHIOKA et al., 2009; NISHIOKA et al., 2010; ALBARRACÍN 2011; COSTA, 2011a; COSTA, 2011b). Além disso, para verificar a comportamento dos intermediários protéticos, extensometros foram colados nas suas superfícies planas, assim como em outros trabalhos (KORIOTH E JOHANN, 1999, SAHIN e ÇEHRELI, 2001; JACQUES et al. 2009; SUEDAM et al., 2009a; MORETTI-NETO, 2009; ALBARRACÍN, 2011; COSTA, 2011a; COSTA, 2011b; HOLLWEG, et al., 2012; MENDES et al., 2013). Devido ao tamanho destes sensores, foi utilizado um intermediário com 5mm de altura tornando possível o posicionamento e a colagem dos extensômetros mais simples e precisa, diferentes de outros trabalhos que optaram pela colagem sobre os implantes (AKÇA, ÇEHRELI E IPLIKÇIOGLU, 2002) sobre as estruturas metálicas da prótese (HECKMANN et al., 2006; KARL et al., 2008; HEGDE et al. 2009; PAIVA et al., 2009) ou modelos experimentais *in vivo* ou *ex vivo* (DUYCK et al., 2001b; HECKMANN et al., 2006; AKÇA et al. 2009; ASSUNÇÃO et al., 2009; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014).

Apesar de existirem trabalhos na literatura (ÇEHRELI et al., 2005, AKÇA et al., 2005; KOKAT et al., 2009; AKÇA 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 (TAMATSU et al. 1996; MISH; QU E BIDEZ, 2000; TADA et al., 2003), além da dificuldade de colagem dos *strain gauges* em razão da umidade e oleosidade. Também, osso adjacente é composto de trabéculas e lamelas, os quais variam conforme a idade, estado funcional e fatores sistêmicos do paciente (SAHIN et al., 2002; FORST, 1994; FROST, 2004). Portanto, o osso não é um substrato homogêneo e, conseqüentemente, suas propriedades físicas variam bastante, podendo comprometer diretamente a reprodução de pesquisas que utilizam o osso como modelo experimental (RUBO e SOUZA, 2001; MARCIÁN et al., 2014).

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. Diversos estudos, *in vitro*, têm empregado materiais para simular o osso, considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades são as mesmas em todas as direções (KIM, JACOBSON e NATHANSON, 1999; AKÇA, ÇEHRELI E IPLIKÇIOGLU, 2002; ÇEHRELI et al., 2004). De acordo com Bonneta, Postaireb e Lipinskia (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, 2009b; MORETTI-NETO, 2010; MIYASHIRO et al., 2011; MORETTI-NETO et al., 2011), apresentando-se homogêneo, 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) (WISKOTT e BELSER 1999; RUBO e SOUZA, 2001; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013). Isto não somente permitiu adequada mensuração da microdeformação, mas também contato íntimo entre o poliuretano e o implante.

O presente estudo analisou as deformações no intermediário e no osso simulado em função da aplicação de carga de 300N em prótese parcial fixa suportada por implantes. Os estudos em Implantodontia utilizam valores de carga variando de 35 a 500 N (JORNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; AKÇA, ÇEHRELI e IPLIKÇIOGLU, 2002; ASSIF, MARSHAK e HOROWITZ,1996; SERTGÖZ, 1997; KIM, JACOBSON e NATHANSON, 1999, AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; SUEDAM et al., 2009a; SUEDAM 2009b; ALBARRACÍN 2011; RUBO et al., 1999; SEONG, KORIOT e HODGES, 2000; ÇIFTÇI e CANAY 2000; RUBO e SOUZA, 2009; AKÇA et al. 2009; FALCON-ANTENUCI et al. 2010; NISSAN et al. 2010; RUNGSIYAKULL et al. 2011; MOREIRA et al., 2013; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014). A quantidade de carga utilizada no presente estudo, 300N, baseou-se em vários trabalhos (MERICSKE-STERN, 1995; ESKITASCIOGLU et al., 2004; AKÇA, UYSAL e ÇEHRELI, 2006; SUEDAM 2009b, ALBARRACÍN, 2011).

Um fator chave para o sucesso ou a falha de um implante dentário é a maneira pela qual as tensões são transferidas para o osso circundante (ADELL et al. 1981; SKALAK 1983; DUYCK et al., 2001a; PESQUEIRA et al., 2014; TAKAHASHI el al., 2015). Se a força de oclusão excede a capacidade da interface de absorver as tensões, o implante poderá falhar (CHAPMAN 1989; HOSHAW, BRUNSKI e COCHRAN, 1994; AKÇA, ÇEHRELI E IPLIKÇIOGLU, 2002; DUYCK et al., 2001a; MOREIRA et al., 2013; TAKAHASHI el al., 2015). Desta forma nosso estudo buscou avaliar a distribuição das deformações frente a aplicação de carga. As cargas oclusais provenientes da mastigação geram forças tanto axiais como oblíquas, iniciando momentos de flexão que causam deformações nas estruturas do implante, intermediário e osso da região peri-implantar (RANGERT et al., 1995; ÇEHRELI et al., 2004; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; RUNGSIYAKULL et al. 2011; MOREIRA et al., 2013; TAKAHASHI el al., 2015). Sabe-se que os componentes verticais das forças oclusais são muito mais elevados do que os componentes de força oblíqua e horizontal (CHAPMAN, 1989; RANGERT et al., 1997; MOREIRA et al., 2013; TAKAHASHI el al., 2015). No entanto, em nosso trabalho tínhamos o intuito de comprar forças de mesma magnitude com angulações diferentes, verificando assim o quão danoso os componentes de força oblíqua a 30 graus podem ser para os implantes quando comparadas à forças axiais de mesma intensidade, assim como realizado em trabalhos anteriores (KORIOTH e JOHANN, 1999; CHUN et al., 2006; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; FALCON-ANTENUCI et al. 2010; COELHO-GOIATO et al., 2014). Sabe-se que contatos deflectivos em MIH podem ser responsáveis pelo desenvolvimento de forças excessivas. Diversos autores (CHAPMAN, 1989; MERICSKE-STERN 1995; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014) relatam que as maiores forças durante a mastigação são exercidas em MIH. Se esta posição é instável, forças insuportavelmente altas podem ser geradas, justificando assim a utilização de carga máxima de 300N tanto de forma axial como inclinada, com intenção de avaliar o comportamento dos intermediários e regiões peri-implantar nessas situações.

Para simular a carga oclusal, alguns trabalhos utilizam dispositivos especiais de aplicação de carga (ASSIF, MARSHAK E HOROWITZ,1996 AKÇA, ÇERELI E IPLIKÇIOGLU, 2002; RUNGSIYAKULL et al. 2011) e outros empregam máquinas de ensaio universal (KIM, JACOBSON e NATHANSON, 1999; SEONG,

KORIOT e HODGES, 2000; SUEDAM 2009b; ALBARRACÍN 2011; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014), as quais podem realizar carregamentos extremamente elevados. A máquina de ensaio universal (EMIC) foi utilizada neste estudo, apesar de realizar o carregamento de modo gradual, ou seja, a partir do momento em que a ponta de aplicação é encostada no corpo de prova o carregamento é iniciado, partindo de 0,1N até atingir 300N, sendo que somente após estabilização desta carga final a leitura da microdeformação foi considerada. Este fato exige maior tempo e atenção do operador, uma vez que era necessário realizar a leitura nos dois computadores, da máquina de ensaio universal e dos aparelhos de extensometria, e em caso de alguma falha neste processo, a leitura foi descartada. Além disso, assim como em outros estudos (AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; SUEDAM 2009b; ALBARRACÍN 2011; COELHO-GOIATO et al., 2014) uma base que permite a movimentação e angulação do modelo experimental foi especialmente desenvolvida permitindo assim aplicação de carga axial e inclinada utilizando o mesmo modelo experimental deste estudo.

A ponta aplicadora de carga também foi especialmente desenvolvida baseado em estudos prévios (ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014) permitindo a simulação de sete diferentes situações do local de carregamento na prótese fixa de três elementos: Mesial-Pôntico-Distal, Pôntico, Distal-Pôntico, Distal, Pôntico-Mesial, Mesial e Mesial-Distal. Os valores de deformação captados individualmente pelos *strain gauges* colados no osso simulado e no intermediário apresentaram 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), e os valores encontrados foram utilizados para a análise descritiva e estatística.

6.2 Deformações no Osso Simulado:

Utilizando ANOVA a três critérios com significância para $p<0,05$ (Tabela 2) observamos que para o osso simulado houve diferença estatisticamente significante para todos os efeitos: angulação da carga, local de aplicação de carga e região em que se encontrava o sensor, analisando esses efeitos tanto isoladamente como também em interação. Apesar da interação entre angulação e local de aplicação de carga não apresentar probabilidade estatisticamente significante, houve interação com os outros efeitos, indicando assim que em algumas situações de angulação da carga, para as diferentes regiões em que se encontravam os sensores, o local de aplicação influenciou nos valores de deformação encontrados. A partir desta análise inicial foi utilizado o Teste de Tukey para localizar estes resultados e regiões que apresentaram diferença estatisticamente significante.

Desta forma, este estudo corrobora com diversos outros (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; ASSIF, MARSHAK e HOROWITZ, 1996; BEAGLE; BARBIER; SCHEPERS,1997; STEGAROIU et al., 1998; KORIOTH e JOHANN, 1999; DUYCK et al., 2001a; ESKITASCIOGLU et al., 2004; RUNGSIYAKULL et al. 2011; RUNGSIYAKULL et al. 2011; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014; TAKAHASHI et al., 2015) que relatam a influencia da angulação e do local de aplicação da carga na distribuição das tensões para o osso da região peri-implantar. A literatura relata vários fatores que interagem e são importantes na transferência da carga oclusal em implantes, bem como no tipo e magnitude das deformações no complexo osso-implante-prótese, como: tipo de carga, localização e direção da força aplicada (ASSIF, MARSHAK e HOROWITZ, 1996; BEAGLE; BARBIER; SCHEPERS,1997; DUYCK et al., 2001a; ESKITASCIOGLU et al., 2004; RUNGSIYAKULL et al. 2011; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014), contatos oclusais (CHAPMAN, 1989; RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; ASSIF, MARSHAK e HOROWITZ, 1996; BEAGLE; BARBIER; SCHEPERS, 1997; STEGAROIU et al., 1998; ESKITASCIOGLU et al., 2004; MONTERO et al. 2012; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014) hábitos parafuncionais (CHAPMAN, 1989; KIM et al., 2005), as propriedades do material do implante e prótese (RANGERT,

JEMT e JÖRNEUS, 1989; RUBO et al., 1999; KORIOTH e JOHANN, 1999; RUBO e SOUZA, 2009; ALBARRACÍN, 2011), a natureza da interface implante-osso, densidade (RUBO e SOUZA, 2009; TADA et al., 2003; MARCIÁN et al., 2014), qualidade e quantidade do osso circundante, (HOSHAW; BRUNSKI e COCHRAN, 1994; ESPOSITO et al.. 1998a; TADA et al., 2003; MARCIÁN et al., 2014) superfície, geometria, comprimento, diâmetro, forma e tipo de conexão do implante (ESPOSITO et al.. 1998b; RUBO et al., 1999; CHUN et al., 2006; RUBO e SOUZA, 2009; COELHO-GOIATO et al., 2014; MARCIÁN et al., 2014; TAKAHASHI et al., 2015), disposição linear ou compensada (HUANG et al., 2006; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; VASCONCELLOS et al., 2013) número, angulação e localização dos implantes, (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; DUYCK et al., 2000; KIM et al., 2005; SEONG, KORIOT e HODGES, 2000; STEGAROIU et al., 1998; COELHO-GOIATO et al., 2014) tipo de infra estrutura (JEMT et al., 1991; STEGAROIU et al., 1998;; ÇEHRELI e IPLIKÇIOGLU, 2002; ESKITASCIOGLU et al., 2004; NISSAN et al. 2010; VASCONCELLOS et al., 2011), tamanho da mesa oclusal (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; KIM et al., 2005) inclinação de cúspide (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; FALCON-ANTENUCCI et al., 2010) altura excessiva do complexo pilar protético/coroa (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; RUBO e SOUZA, 2009; BLANES, 2009) presença e extensão do “cantlever“ (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; RUBO et al., 1999; KIM et al., 2005;; KREISSL et al., 2007; HÄLG, SCHMID e HÄMMERLE, 2008S; SUEDAM, 2009b; RUBO e SOUZA, 2009), adaptação das interfaces implante/pilar protético e pilar protético/prótese (GOLL; 1991; CARLSON e CARLSON, 1994; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; HECKMANN et al., 2004; HEGDE et al. 2009) valor de pré-carga (JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; WEINBERG, 1993; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997) e tipo de retenção da prótese (Cimentada ou parafusada) (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; HECKMANN et al., 2004; KARL et al., 2004; HECKMANN et al., 2006; AKÇA et al., 2009).

6.2.1 Regiões do Osso Simulado com Carga Axial:

Analisando os valores de deformação observados no osso simulado frente a aplicação de carga axial, é possível verificar que independente do local de aplicação da carga os valores das deformações encontrados nas diferentes regiões variaram entre -939,3 a 479με. De acordo com Frost 1994 e 2004, a homeostasia óssea ocorre quando o nível de microdeformação mantêm-se na faixa de 50 a 1500με. Analisando os resultados descritos na Tabela 4 pode-se observar que os valores de microdeformação obtidos, após a aplicação de carga axial de 300N nos setes diferentes locais de aplicação, permaneceram dentro do nível de homeostasia óssea e tolerância fisiológica.

No entanto, realizando uma análise descritiva dos gráficos (Figuras 21 à 48, que encontram-se novamente dispostos durante a discussão para faciliar a visualização dos dados), notamos que a distribuição das deformações de maneira mais uniforme e com valores abaixo de 300με (azul claro e escuro), foi observada apenas na situação de aplicação de carga axial simultânea nos três pontos da prótese fixa (pilar mesial, pôntico e pilar distal) (Figura 21). Quando o carregamento foi realizado apenas no pôntico, duas regiões de tração mostraram um pequeno aumento nas médias (322,3με na lingual do implante mesial e 367,8με na mesial do implante distal, valores na faixa de cor verde) (Figura 22). Já quando o carregamento foi feito apenas no pilares mesial e distal, livrando o pôntico do contato, duas regiões agora de compressão apresentaram um pequeno aumento (-360,7με na mesial do implante mesial e -387.2με na distal do implante distal, também na faixa de cor verde) (Figura 23). Apesar de não serem observadas diferenças estatisticamente significantes entre estes valores, notamos que o local de aplicação de carga é importante na distribuição das áreas de compressão e tração como relatado em outros trabalhos (PATTERSON et al., 1995; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014). De acordo com alguns autores (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; WEINBERG, 1993; RUBO et al., 1999; RUBO e SOUZA, 2009) o assentamento perfeito e alta rigidez da infraestrutura também são requisitos para que o momento seja uniformemente distribuído.

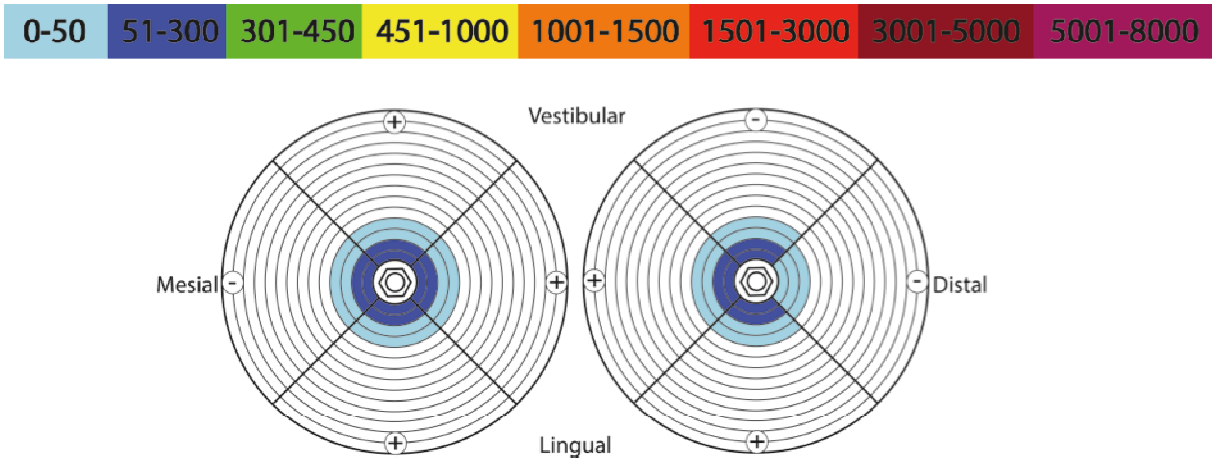

Figura 21 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal.

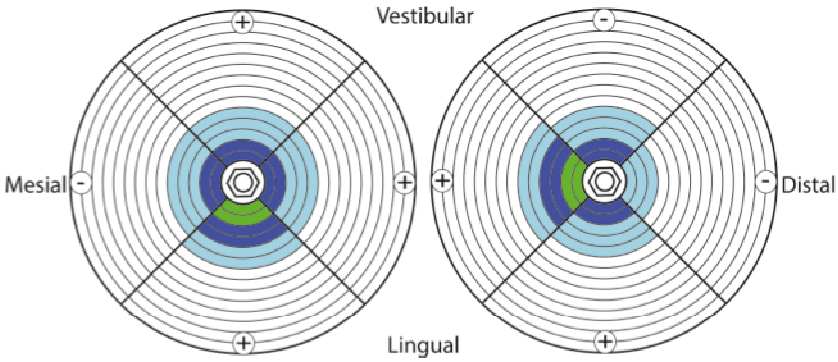

Figura 22 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pôntico apenas.

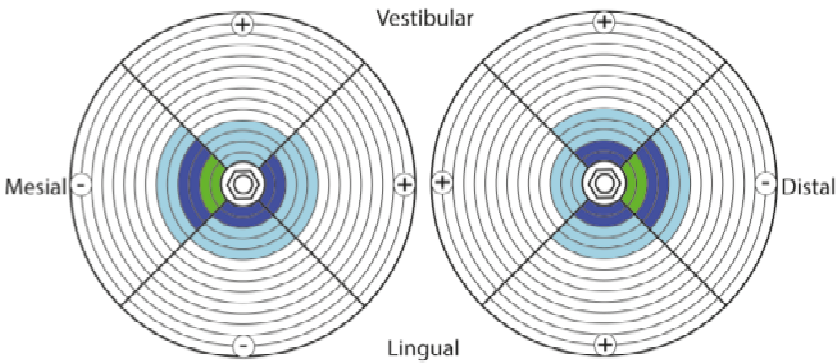

Figura 23 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pilar Distal.

Diferenças estatísticamente significantes para o carregamento axial, foram verificadas no momento em que a aplicação de carga foi realizada no pilar mesial e pôntico. A região mesial do implante mesial apresentou valores de compressão mais altos (-610με, escala de cor amarela) e valor de tração estatisticamente diferente na região lingual do mesmo implante (479με, escala amarela). No implante distal é interessante observar valores de deformação baixos, com três regiões apresentando valores abaixo de 50με, escala azul claro (mesial, lingual e distal) e uma região azul escuro entre 51 a 300με (vestibular), já que este pilar se encontrava livre de carga, mostrando a concentração das deformações nas regiões que são diretamente carregadas (Figura 24). Como observado em outros trabalhos a região mais próxima da carga recebeu maior parte do estresse (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; PATTERSON et al., 1995; KORIOTH e JOHANN, 1999; JACQUES et al. 2009; SUEDAM et al., 2009a).

Quando o carregamento foi concentrado apenas no pilar mesial, a compressão na região Mesial deste mesmo implante se intensificou (-910με), sendo possível observar várias regiões de tração com valores estatisticamente diferentes desta: distal (246,9με), lingual (277,6με), vestibular (320,5με) do implante mesial e distal (54,3με) e mesial (30,1με) do implante distal, nesta situação. Observamos assim que ao intensificar a compressão em um único ponto, várias regiões de tração foram notadas, observando novamente a influência do local de aplicação na distribuilcão das deformações (Figura 25), assim como observado em outros estudos (VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014).

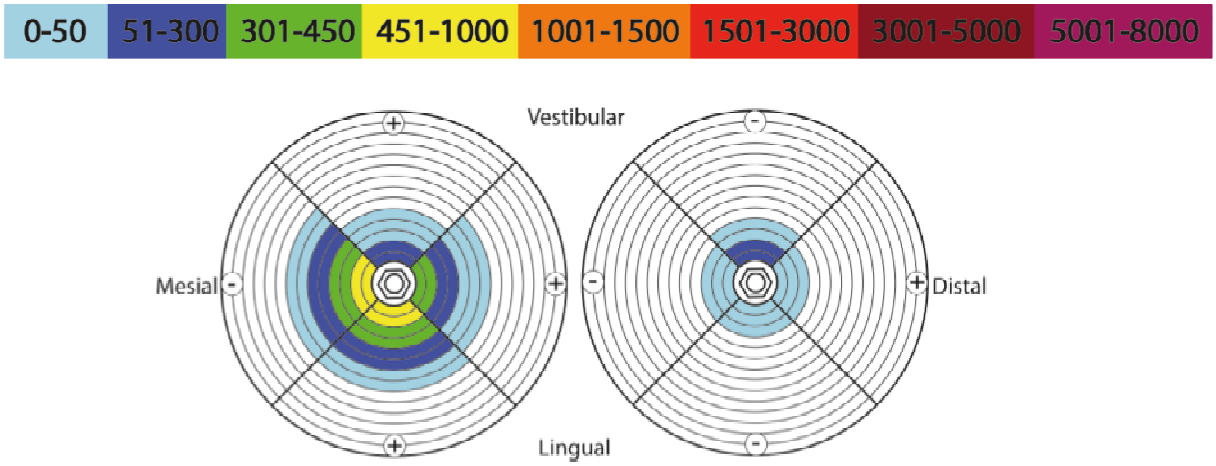

Figura 24–Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico.

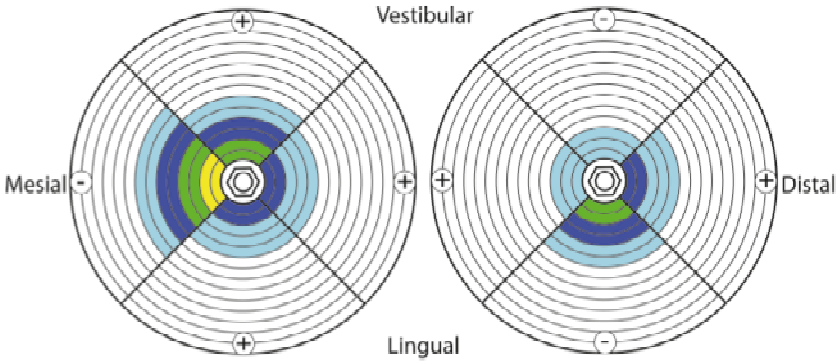

Figura 25 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Mesial apenas.

Ao analisarmos a situação oposta, da carga axial no pôntico e no pilar distal, notamos que o mesmo padrão de deformação se repete, mas não com a mesma intensidade. A região com maior compressão se localiza agora na distal do implante distal (-345,4με), e é importante observar também a predominância de áreas de tração em todas as demais regiões, com valores até 300με (azul claro e escuro) (Figura 26). Quando o carregamento foi realizado apenas no pilar distal, a compressão na região distal deste mesmo implante também se intensificou (-476με), criando áreas de compressão também na mesial e lingual do implante mesial e na lingual do implante distal, todas com valores entre 51 e 300με, escala azul escuro. No entanto, diferenças estatísticas não foram observadas entre estes valores (Figura 27).

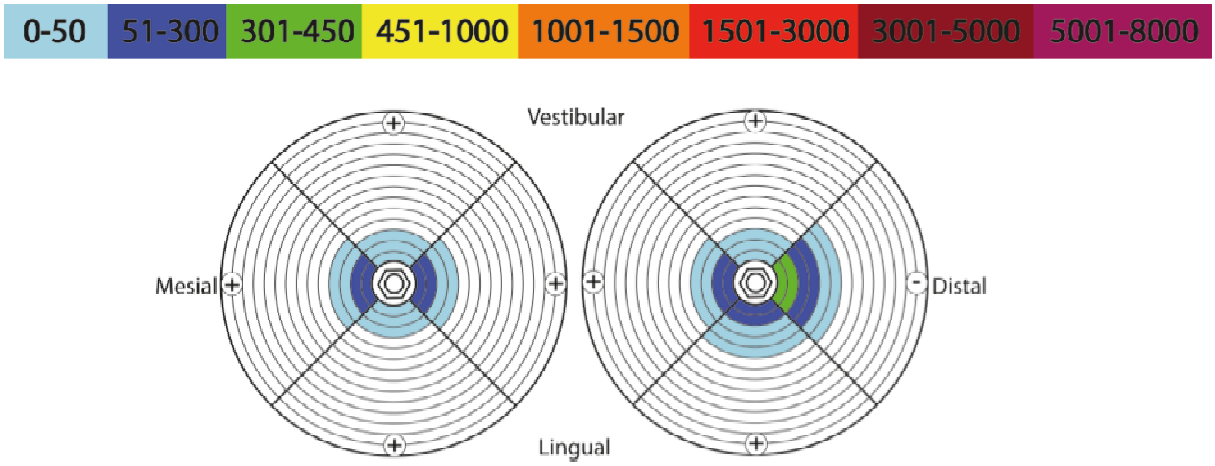

Figura 26– Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pôntico – Pilar Distal.

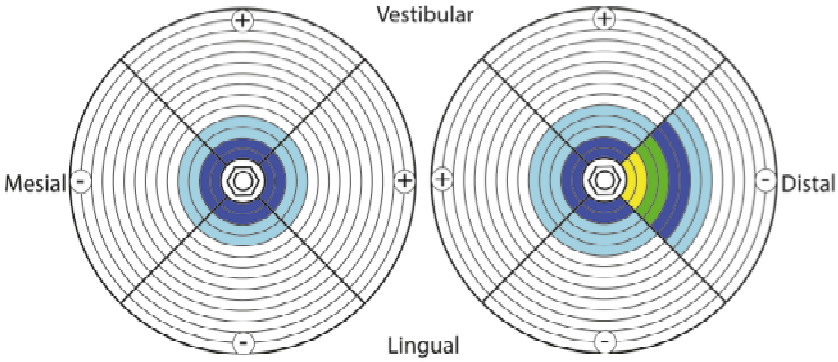

Figura 27 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Distal apenas.

.

Estes resultados sugerem que pontos de aplicação de carga simétricos e equidistantes produziram um padrão de deformação semelhante, mas não produzem magnitudes de microdeformações idênticas, provavelmente devido ao fato do assentamento passivo absoluto ser impossível de ser alcançado (CARLSON E CARLSON 1994; HECKMANN et al., 2004; JEMT e BOOK et al., 1996; KARL et al., 2005a; KARL et al., 2005b, KARL et al., 2006; KARL et al., 2008; VASCONCELLOS et al., 2011; HOLLWEG, et al., 2012; VASCONCELLOS et al., 2013). Sabe-se que os métodos clínicos de avaliação do assentamento passivo não são capazes de detectar pequenas distorções da prótese sobre implante (CARLSON E CARLSON 1994; KAN, 1999; SAHIN e ÇEHRELI 2001; HOLLWEG, et al., 2012). Este resultado sugere que o assentamento das próteses sobre implante não foi homogêneo, ou seja, o assentamento alcançado no implante distal pode ter sido diferente do

encontrado no implante mesial. Esta diferença pode ser causada pelas fases laboratoriais de confecção da prótese parcial fixa implanto-suportada (GOLL, 1991; KAN, 1999; SAHIN e ÇEHRELI, 2001). Assim, o assentamento não homogêneo pode ter influenciado a distribuição das deformações, produzindo magnitudes de microdeformação diferentes, mesmo quando a aplicação de carga foi realizada em pontos eqüidistantes e simétricos.

Adicionalmente, uma pequena variação na posição e axialidade entre os implantes (KARL et al., 2006) e variações durante o posicionamto da ponta aplicadora de carga também podem contribuir para a diferença de magnitude de microdeformação encontrada entre os pontos de aplicação de carga simétricos. De acordo com alguns autores (WATANABE et al., 2000; NISSAN et al., 2001; DUYCK et al., 2001b) modificações na força e na seqüência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como os operadores que conduziram a instalação, 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. 2001b) ou no osso simulado (WATANABE et al., 2000). Estes fatores não são determinantes na pré-carga no caso de próteses clinicamente passivas (JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; SAHIN E ÇEHRELI (2001). De qualquer forma, no presente estudo apenas um operador foi responsável pelo aperto dos parafusos, utilizando um dispositivo de controle de torque digital, iniciando sempre pelo implante distal e finalizando no implante mesial, que obteve os maiores valores de deformação. No entanto, não é possível afirmar a existenca de relação entre sequência de aperto do parafuso e distribuição das deformações frente a aplicação de carga, novos estudos são necessários para fazer esta afimação.

Vale ressaltar ainda que a situação clínica ideal de carga axial e contatos oclusais simultâneos (pilar mesial, pôntico, pilar distal) é difícil de ser alcançada em prótese parcial fixa parafusada sobre implante, uma vez que o orifício de entrada do parafuso de retenção impossibilita o posicionamento dos contatos oclusais no centro do implante. Contudo, baseado nos resultados deste trabalho, pode ser especulado que (para uma prótese parcial fixa de 3 elementos, suportada por dois implantes com contatos oclusais posicionados o mais próximo possível do centro dos implantes, recebendo incidência de carga axial) a sobrecarga oclusal pode ser minimizada e uniformamente distribuída na região óssea peri-implantar,

favorencendo a longevidade dos implantes (ADELL et al. 1981; PAPAVASILIOU et al. 1997; ESPOSITO et al. 1998a; WYATT e ZARB, 2002; VASCONCELLOS et al., 2011; MONTERO et al. 2012; VASCONCELLOS et al., 2013). Se a incidência de carga não for realizada simultaneamente, o torque ou momento será maior (CHAPMAN, 1989; WYATT e ZARB, 2002; NISSAN et al. 2010; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013), concentrando áreas com valores de deformação mais elevados e até mesmo em situações extremas com valores próximos (-910με) do limite de tolerância fisiológica sugerido por Frost 1994 e 2004 (1500με).

Carga excessiva em próteses implanto-suportadas é considerada responsável pela reabsorção óssea ao redor dos implantes (PUGH; ROSE; RADIN, 1973; ADELL et al. 1981; CHAPMAN, 1989; RIEGER; MAYBERRY e BROSE, 1990; WYATT e ZARB, 2002; ISIDOR, 2006; KOZLOVSKY et al. 2007; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; DUYCK et al., 2010; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014; TAKAHASHI el al., 2015). A estrutura óssea cortical é conhecida por apresentar concentrações de tensão mais elevadas do que o osso trabecular, daí o padrão de reabsorção freqüentemente observado (RIEGER; MAYBERRY e BROSE, 1990; PAPAVASILIOU et al., 1997; DUYCK et al., 2001a; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; ; DUYCK et al., 2010). A resistência à tração e compressão do osso cortical foram relatados em cerca de 100-121 MPa e 167-173 MPa, respectivamente (TAKAHASHI el al., 2015). Segundo Frost 1994 e 2004, a janela fisiológia de deformação está entre 50 a 1500με. Deformações acima de 3000με a 4000με podem gerar reabsorção e a fratura osséa pode ocorrer a partir de 20000με (FROST, 1994; DUNCAN e TURNER, 1995; WISKOTT E BELSER, 1999; MELSEN e LANG, 2001; SAHIN et al., 2002; FROST, 2004; DUYCK et al., 2010). Embora as informações estejam disponíveis na literatura relativas à deformação, tração e compressão máxima suportadas pelo osso, além das cargas de ruptura e resistência *in vivo*, os valores que realmente podem causar alterações biológicas, como a reabsorção e remodelação no osso, são dependentes de diversos tipos de variáveis e não são atualmente completamente conhecidos (WYATT e ZARB, 2002; DUYCK et al., 2001a; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; KAN, JUDGE e PALAMARA, 2014; PESQUEIRA et al., 2014; TAKAHASHI el al., 2015). Certos hormônios e agentes bioquímicos também podem alterar o sistema, causando

mudanças nos limites de tolerância (FROST, 1994; FROST, 2004). Portanto, minimizar valores de deformação e obter uma distribuição mais uniforme deve ser o objetivo principal da restauração implantossuportada visando a longevidade. Seguindo este raciocíno, segundo nosso estudo, melhores resultados foram observados para aplicação de carga axial nos três pontos simultaneamente.

6.2.2 Regiões do Osso Simulado com Carga Inclinada:

Com relação à carga inclinada, os valores de deformação foram mais elevados do que aqueles observados durante a carga axial. Assim como em diversos outros estudos, a deformação aumentou em todas as estruturas avaliadas diante do carregamento oblíquo (PAPAVASILIOU et al., 1997; HUANG et al., 2006; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; TAKAHASHI et al., 2015). Destaque dado para a região vestibular dos implantes mesial e distal que apresentaram valores extremamente elevados de compressão, variando de -2883με a -7827με (vermelho, vermelho escuro e vinho no gráfico), inclusive, estatisticamente superiores quando comparados a todas as demais regiões e atingindo a janela da sobrecarga patológica de Frost (acima de 3000με), o que indicaria uma provável reabsorção óssea como resposta biológica nestas regiões (FROST, 1994; DUNCAN e TURNER, 1995; ESPOSITO et al., 1998a;WISKOTT E BELSER, 1999; MELSEN e LANG, 2001; DUYCK et al., 2001a SAHIN et al., 2002, WYATT e ZARB, 2002; FROST, 2004; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; DUYCK et al. 2010).

Durante a transmissão das forças da prótese para os implantes, o componente lateral da força é responsável por gerar momento de flexão (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008), que tem um efeito destrutivo sobre o osso cortical principamente na região cervical ao redor dos implantes (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; CEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; TAKAHASHI el al., 2015). Desta forma, comparando todas as situações de carga inclinada testadas, diferenças estatisticamente significantes só foram observadas na região vestibular tanto do implante mesial como do implante distal. Assim, diferentemente da carga axial, na carga inclinada o local de aplicação

influenciou estatisticamente os valores de deformação encontrados para estas duas regiões especificamente, assim como observado nos trabalhos de Vasconcellos et al., 2013 e Coelho-Goiato et al., 2014.

Quando analisamos a carga aplicada simultaneamente no pilar mesial, pôntico e pilar distal (Figura 28), observamos que as regiões vestibular do implante mesial (-4100,9με) e vestibular do implante distal (-4522,7με), apresentam valores estatisticamente semelhantes à aplicação de carga nas regiões correspondentes durante o carregamento apenas no pôntico (Figura 29). No entanto, nesta situação de aplicação de carga apenas no pôntico, a região vestibular do implante mesial (-4012,6με) apresentou deformação estatisticamente diferente da região vestibular do implante distal (-4965,0με), diferença que não foi notada quando a carga foi aplicada simultaneamente nos três pontos. A carga aplicada no pilares mesial e distal, livrando o pôntico do contato (Figura 30), também apresentou comportamento semelhante, mas observamos um aumentou significantemente da deformação na região vestibular do implante distal (-5972.4με) alcançando a ultima faixa de cor vinho (5000 a 8000με). No trabalho de Papavasiliou et al., 1997 observaram que forças oblíquas oclusais elevaram o estresse na interface entre 5 a 20 vezes e estes foram sempre maiores na região de crista óssea, assim como no estudo de Takahashi el al., 2015 em que o stress no osso cortical foi cerca de quatro vezes maior durante a carga oblíqua, semelhante ao resultados observados no nosso estudo, se comparamos os valores obtidos sob carga axial.

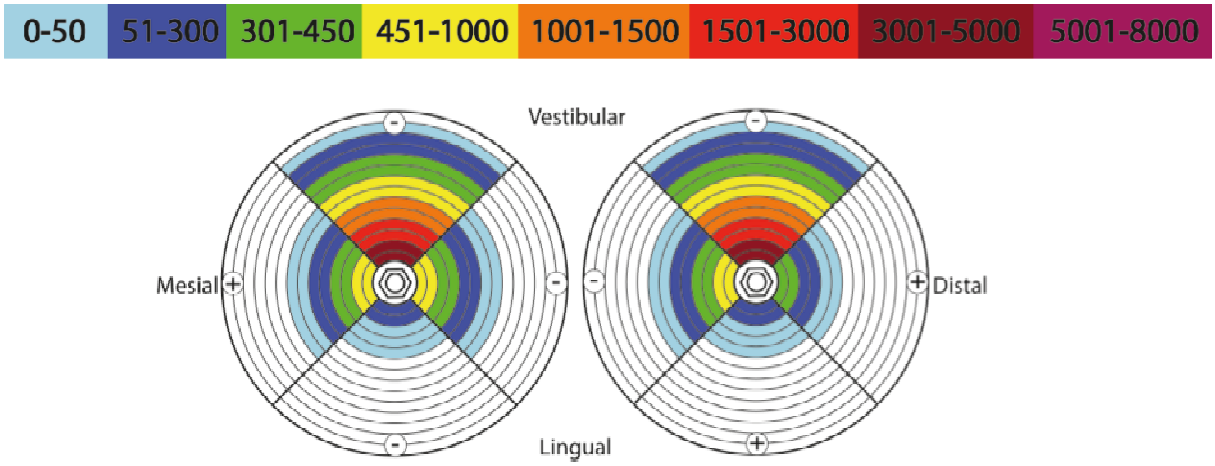

Figura 28 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico– Pilar Distal.

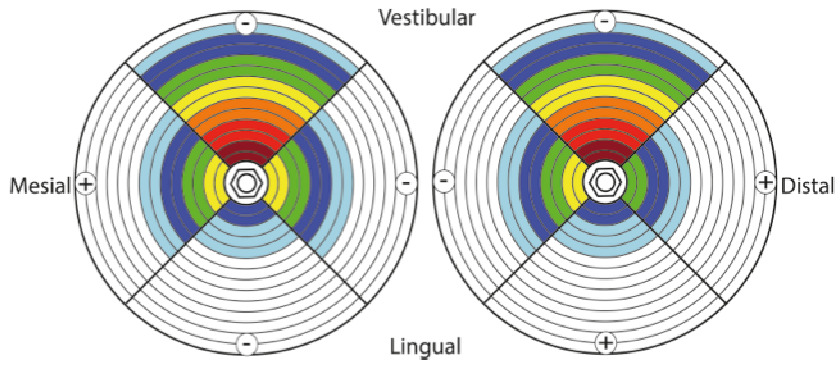

Figura 29 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pôntico apenas.

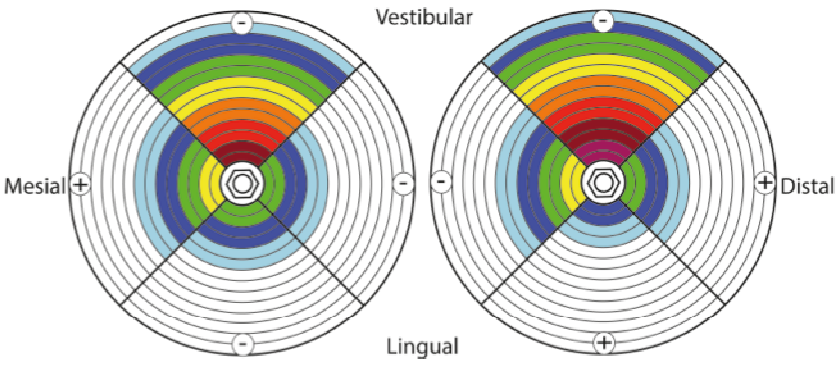

Figura 30– Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pilar Distal

Quando a carga foi aplicada no pilar mesial e pôntico (Figura 31), um aumento significante também foi observado na região vestibular do implante mesial (-5290,2με). No momento em que a carga foi concentrada no pilar mesial (Figura 32), ocorre um distreto aumento na média, que não é estatisticamente significante, para esta mesma região (-5334,7με), continuando na cor vinho da escala. É interessante observar que por outro lado no implante distal, que fica livre do contato, notamos na região vestibular uma redução estatisticamente significante da deformação de -3993,9με (vermelho escuro) para -2983με (vermelho claro), sendo estes valores estatisticamente inferiores aos observados na região vestibular do implante mesial que sofre o carregamento. Segundo a literatura (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; ÇEHRELI et al., 2004; FALCON-ANTENUCCI et al., 2010; TAKAHASHI el al., 2015) além de aumentar os valores de tensão das estruturas, o carregamento oblíquo promove mudanças em algumas das áreas de concentração de tensão, semelhante ao observado em nosso trabalho, resultado do momento de flexão gerado pelo carregamento oblíquo da restauração (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; PAPAVASILIOU et al., 1997; ÇEHRELI et al., 2004; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; TAKAHASHI et al., 2015).

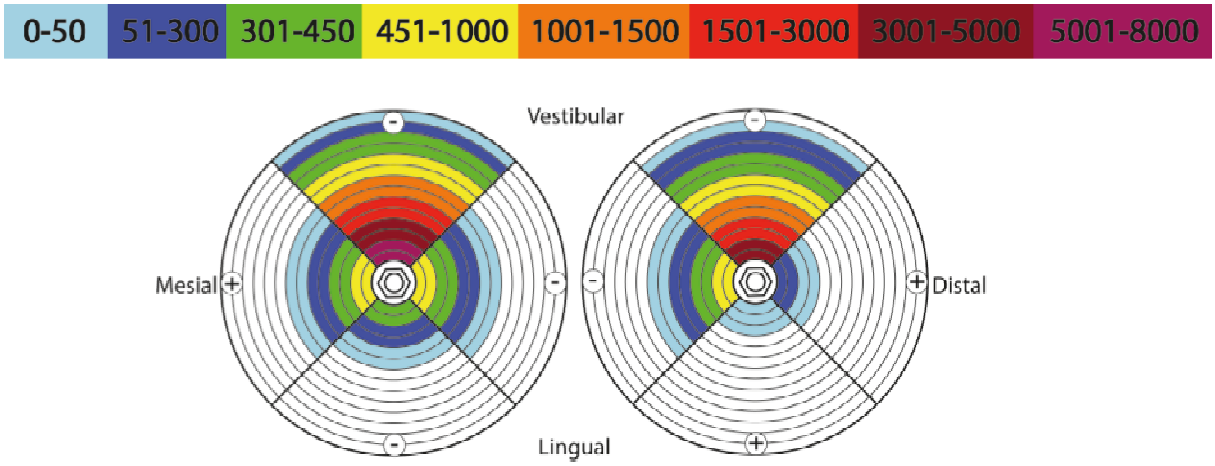

Figura 31–Deformação no Osso Simulado:Carga Inclinada no Pilar Mesial-Pôntico

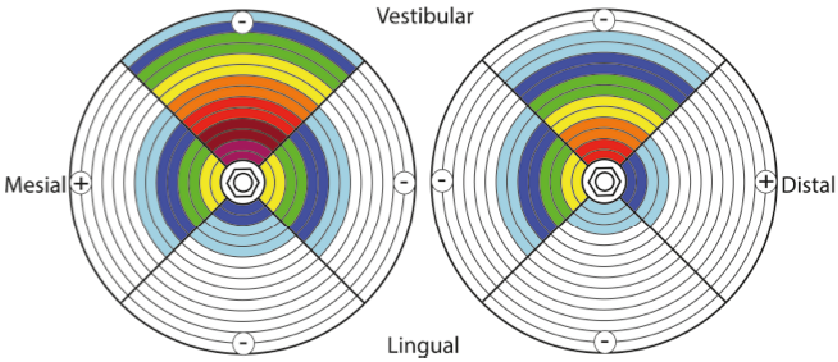

Figura 32 – Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pilar Mesial apenas.

Ao analisarmos a situação oposta da carga inclinada no pôntico e no pilar distal (Figura 33), notamos que o mesmo padrão de deformação se repete, mas não com a mesma intensidade novamente. A região com maior compressão se localiza agora na vestibular do implante distal (-5001,1με). Quando o carregamento foi realizado apenas no pilar distal (Figura 34), a compressão na região vestibular deste mesmo implante teve um aumento estatisticamente significante (-7827με), permanecendo na faixa de cor vinho. Na região vestibular do implante mesial, que se encontra livre do contando, ocorreu uma diminuição da deformação de -3556,3με (vermelho escuro) para -2818,9με (vermelho claro), mas que não foi estatisticamente significante.

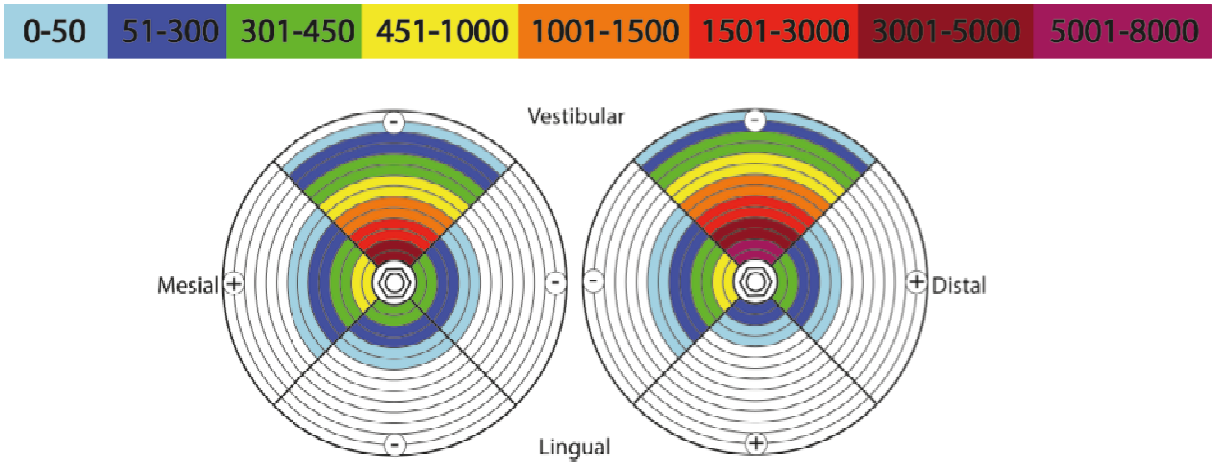

Figura 33–Deformação no Osso Simulado: Carga Inclinada no Pôntico Centra - Pilar Distal.

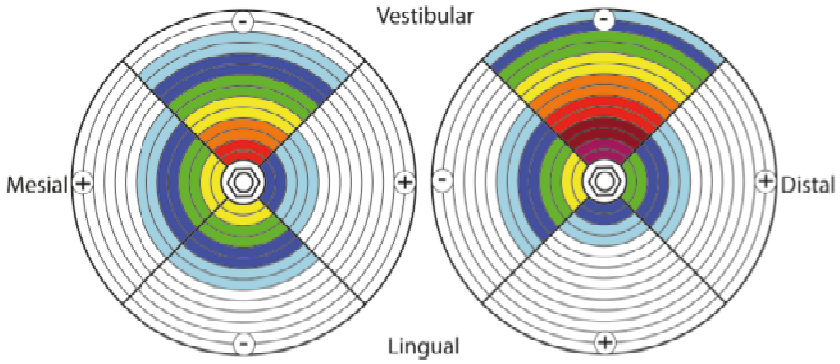

Figura 34 – Deformação no Osso Simulado: Carga Axial no Pilar Distal apenas.

Verificamos assim que, como relatado em outros trabalhos (CHAPMAN, 1989; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997), a oclusão pode ser crítica para a longevidade do implante, devido à natureza da carga potencial criada por contatos de dente e o impacto sobre a fixação do osso ao implante de titânio. Na dentição natural, o ligamento periodontal tem a capacidade de absorver a tensão e permitir o movimento do dente, mas a interface osso-implante aparentemente não tem capacidade para permitir o movimento de transferência da carga implante (WEINBERG, 1993; ESKITASCIOGLU et al., 2004). Como efeito, os fenômenos de modelação e remodelação são regulados por interações entre o ambiente mecânico (por exemplo, amplitudes de carga, direções de carga, as taxas de carregamento e as frequências de carga) e o meio biológico (por exemplo, a qualidade óssea, a quantidade de osso, e a capacidade das células para responder) (ROBERTS et al.

1987; HOSHAW; BRUNSKI e COCHRAN, 1994; DUNCAN e TURNER, 1995; BEAGLE; BARBIER; SCHEPERS, 1997). Vários estudos concordam que a carga além de um certo limite pode ser prejudicial para o osso (FROST, 1994; DUNCAN e TURNER, 1995; WISKOTT E BELSER, 1999; MELSEN e LANG, 2001; SAHIN et al., 2002; FROST, 2004; DUYCK et al., 2010).

De uma maneira geral para a carga inclinda é possível observar ainda que não existiu uniformidade na distribuição das deformações dentro da mesma situação de carga aplicada. Diversas regiões com valores significativamente diferentes podem ser observadas dentro da mesma linha na Tabela 6. No entanto, analisando as colunas desta tabela, o comportamento geral entre as situação de aplicação de carga foi bem parecido, gerando áreas de compressão ou tração em regiões semelhantes. Áreas de compressão elevadas (vermelho claro, vermelho escuro e roxo) foram observadas nas regiões vestibulares dos dois implantes, áreas estas que foram estatisticamente diferentes de todas as demais regiões. Locais de compressão intermediária (verde, amarelo e laranja) foram observadas principalmente na distal e lingual do implante mesial e também na mesial do implante distal. Áreas de compressão baixa (azul claro e escuro) e moderadas (verde e amarelo) podem ser visualizadas na mesial do implante distal e também na distal e lingual do implante distal. Assim, cargas oblíquas aplicadas nos implantes causam padrões de deformações complexas na prótese, nos implantes e no osso ao redor dos implantes o que pode afetar o manutenção da interface entre osso e implante, devendo ser evitadas (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; PAPAVASILIOU et al., 1997; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002).

6.3 Deformações nos Intermediários:

Implantes, intermediários, próteses e estruturas ósseas de suporte apresentam diferentes propriedades e consequentemente comportamentos biomecânicos variados (WEINBERG, 1993; SERTGÖZ, 1997ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002). A transferência da carga e a distribuição do *stress* neste complexo dependem das propriedades biomecânicas de cada componente e de suas configurações geométricas (SKALAK 1983; SERTGÖZ, 1997; PESQUEIRA et al., 2014). Diferentes módulos de elasticidade resultam em diferentes formas de deflexão dos implantes de titânio, do metal da infraestrutura e do osso que recebe a carga (WEINBERG, 1993; ASSIF, MARSHAK E HOROWITZ,1996; SERTGÖZ, 1997). Desta forma, em nosso estudo, a magnitude das deformações no osso simulado e no intermediário foram diferentes. Enquanto no osso existiu uma variação da deformação até 8000με, as deformações no intermediário apresentaram uma menor variação até 1300με, já que o módulo de elasticidade do osso simulado apresenta 3,6GPa (MIYASHIRO et al., 2011; MORETTI-NETO et al., 2011), enquanto o intermediário metálico apresenta módulo de elasticidade muito superior, em torno de 110GPa (ESKITASCIOGLU et al., 2004; MOREIRA et al., 2013). A alta rigidez deste material acaba por tornar o intermediário mais resistente à deformação, transmitindo assim as forças para a região óssea simulada, onde foram observadas as maiores deformações.

Com relação à influência das variáveis analisadas nas deformações do intermediário utilizando o teste de Anova a três critérios (Tabela 3), observamos que isoladamente os efeitos angulação e o local de aplicação da carga não apresentaram probabilidade estatisticamente significante (respectivamente p=0,4186 e p=5776). No entanto, existiu interação entre todos os efeitos ($p<0,05$), indicando assim que em algumas situações de angulação da carga, a região do sensor e o local de aplicação de carga influenciaram nos valores de deformação encontrados. A partir desta análise foi utilizado o Teste de Tukey para localizar os resultados com diferença estatisticamente significante.

6.3.1 Regiões dos Intermediários com Carga Axial:

Ao analisarmos os esquemas gráficos notamos que a distribuição das deformações de maneira mais uniforme, com predomínio de valores compressivos até 200με (azul claro e escuro), foi observada apenas na situação de aplicação de carga simultânea nos três pontos da prótese fixa (pilar mesial, pôntico e pilar distal) (Figura 35). O predomínio de forças compressivas quando aplicada a carga axial em próteses fixas é mais favorável, distribuindo o estresse uniformemente e também foi verificado em outros estudos (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; KORIOTH e JOHANN, 1999; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; NISSAN et al. 2010; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013).

Quando o carregamento foi realizado apenas no pôntico (Figura 36), foi observado na região vestibular do intermediário distal uma área de tração (22,0με). No entanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre estes valores encontrados. O alto módulo de elasticidade e consequente rigidez da infraestrutura permitiu nesta situação, uma transmissão da carga semelhante ao observado no carregamento simuntâneo (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; WILLIAMS et al.,1990; SERTGÖZ, 1997; KORIOTH e JOHANN, 1999).

Já quando o carregamento foi feito apenas no pilares mesial e distal, livrando o pôntico do contato (Figura 37), uma das regiões de compressão se intensificou (disto-lingual do intermediário distal, -252,7με escala verde). Além disso, observamos que a uniformidade das deformações foi perdida, gerando uma área de tração estatisticamente diferente na região vestibular do intermediário mesial (6,9με). Essa perda de uniformidade na distribuição das deformações também foi observada em todas as demais situações de aplicação de carga axial e inclinada, apresentando áreas com diferenças estatisticamente significante analisando cada linha das Tabelas 6 e 7.

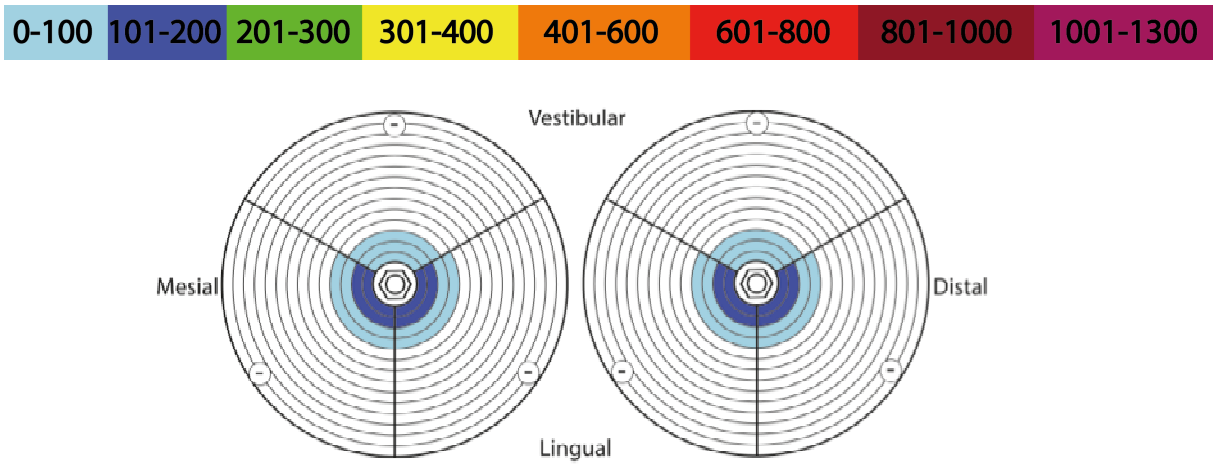

Figura 35 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico– Pilar Distal.

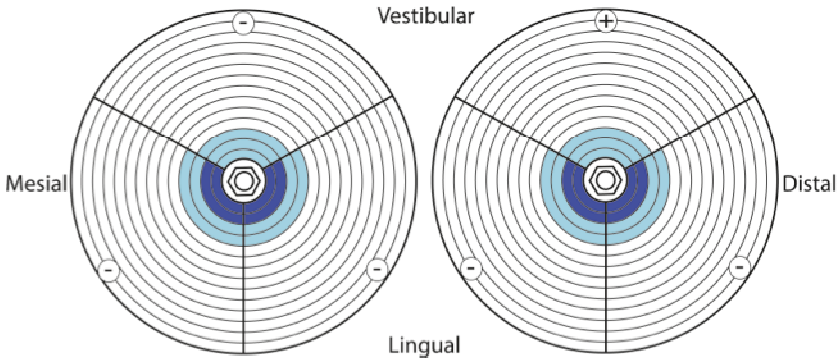

Figura 36 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pôntico apenas.

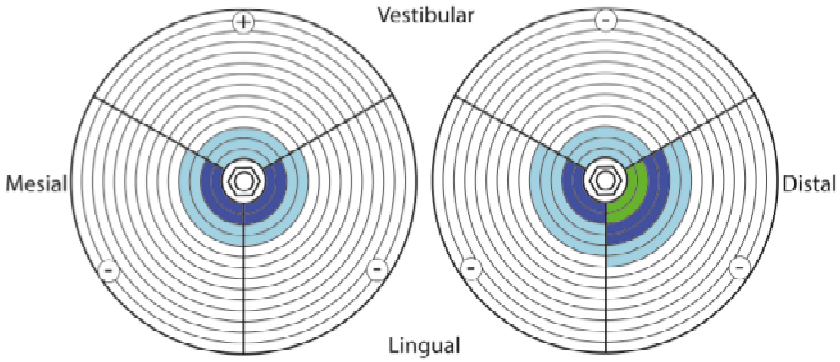

Figura 37 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pilar Distal.

Para a carga realizada no pilar mesial e no pôntico (Figura 38), observamos que os valores compressivos no intermediário mesial aumentaram, atingindo a faixa de cor verde (mesio-lingual: -209,1με) e azul escuro (disto-lingual -125,4με e vestibular -147,9με), enquanto houve uma diminuição dos valores de deformação para todas as regiões do intermediário distal, para a faixa de cor inicial azul claro (disto-lingual -51,0με, mesio-lingal -90,7με e vestibular 20,1με) já que esta região se encontrava livre do contato. A uniformidade das deformações para este tipo de aplicação de carga também foi perdida, apresentando uma região de compressão (20,1με) estatisticamente diferente do valor mais alto de compressão (-209,1με).

A partir do momento em que a carga axial foi deslocada para contato apenas no pilar mesial (Figura 39), observamos que duas regiões de compressão se intensificaram no intermediário mesial, atingindo a faixa de cor amarela (mesio-lingual -340,5με) e azul escuro (vestibular -161,2με). No intermediário distal duas regiões se intensificaram, mesio-lingal compressiva (azul escuro -119,3με) e principalmente região de tração na vestibular (azul escuro 125,9με). Este tipo de carregamento apresentou várias regiões diferentes estatisticamente, mostrando assim falta de uniformidade na distribuição das deformações. No intermediário mesial a região mesio-lingual de maior compressão (-340,5με) foi diferente das regiões disto-lingal do intermediário mesial (-91,1με) e também da distal-lingual (-10,1με) e vestibular (125,9με) do intermediário distal. Esta última região de tração apresentou ainda valores estatisticamente diferentes para as regiões de compressão na mesio-lingual do intermediário distal (-119.3με) e vestibular do intermediário mesial (-161.2με).

Como observado em outros trabalhos a região mais próxima da carga recebeu maior parte do estresse (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; PATTERSON et al., 1995; KORIOTH e JOHANN, 1999; JACQUES et al. 2009; SUEDAM et al., 2009a). Desta forma, a rigidez da infraestrutura (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; WILLIAMS et al.,1990; SERTGÖZ, 1997; KORIOTH e JOHANN, 1999; JACQUES et al. 2009; SUEDAM et al., 2009a) não foi capaz de distribuir uniformente as forças aplicadas quando o carregamento foi deslocado para próximo

do pilar mesial. O mesmo foi observado na situação oposta com deslocamento da carga para a região distal.

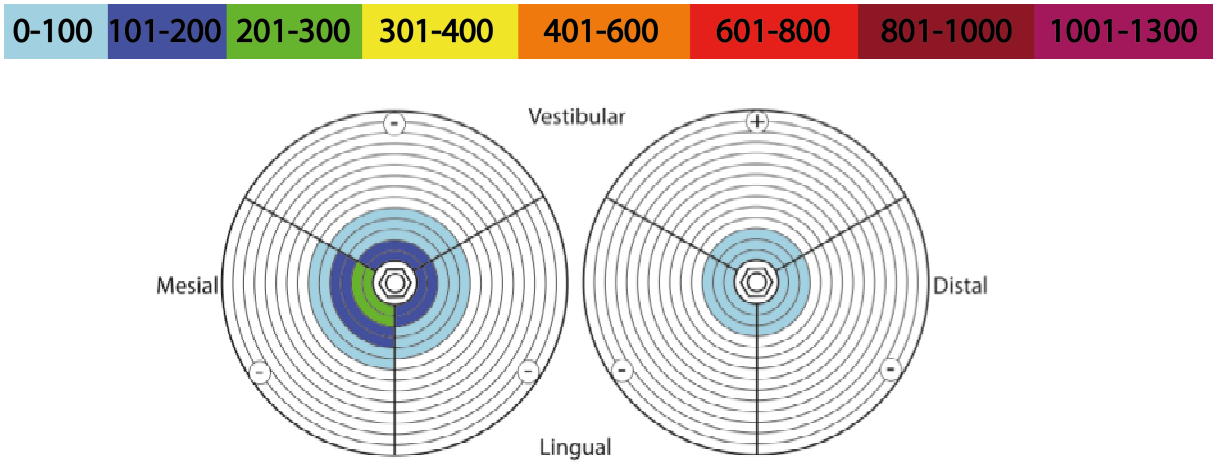

Figura 38 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial – Pôntico.

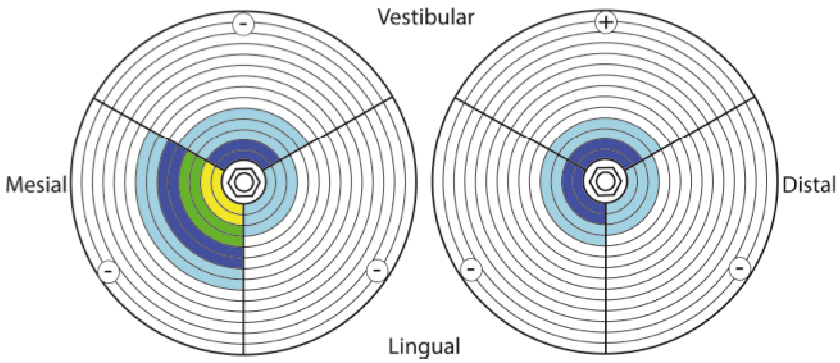

Figura 39 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Mesial apenas.

Ao analisarmos desta forma a situação oposta, da carga axial no pôntico e no pilar distal (Figura 40), notamos que o mesmo padrão de deformação se repete no sentido oposto quando comparado ao carregamento no pilar mesial e pôntico. A região com maior compressão se localiza agora na disto-lingual do intermediário distal (faixa verde -244,2με), pilar que recebe o carregamento. Da mesma forma, observamos novamente que a uniformidade das deformações foi perdida, gerando uma área de tração estatisticamente diferente na região vestibular do intermediário mesial (20,6με).

A partir do momento em que a carga axial foi deslocada para contato apenas no pilar distal (Figura 41) observamos que a principal região de compressão no intermediário distal se intensifica, atingindo a faixa de cor amarela (-327,5με, região disto-lingual), aumentando também os valores médios de deformação nas áreas de compressão do intermediário mesial (faixa azul escuro -109.9με disto-lingual e faixa verde -209,8με mesio-lingual), assim como a região de tração na vestibular deste mesmo intermediário (139,1με), apesar de não apresentarem difereças estatiticamentes significantes.

Da mesma forma que no carregamento apenas no pilar mesial, a carga apenas no pilar distal apresentou várias regiões diferentes estatisticamente, mostrando assim falta de uniformidade na distribuição das deformações. No intermediário distal a região disto-lingual compressiva (-327,5με) foi diferente das regiões vestibular do intermediário distal (-32,4με) e vestibular do intermediário mesial (139,1με). Esta última região de tração apresentou ainda valores estatisticamente diferentes para todas as demais regiões de compressão dentro desta situação de aplicação de carga, exceto quando comparada à região vestibular do intermediário distal, que teve baixa compressão (-32.4με).

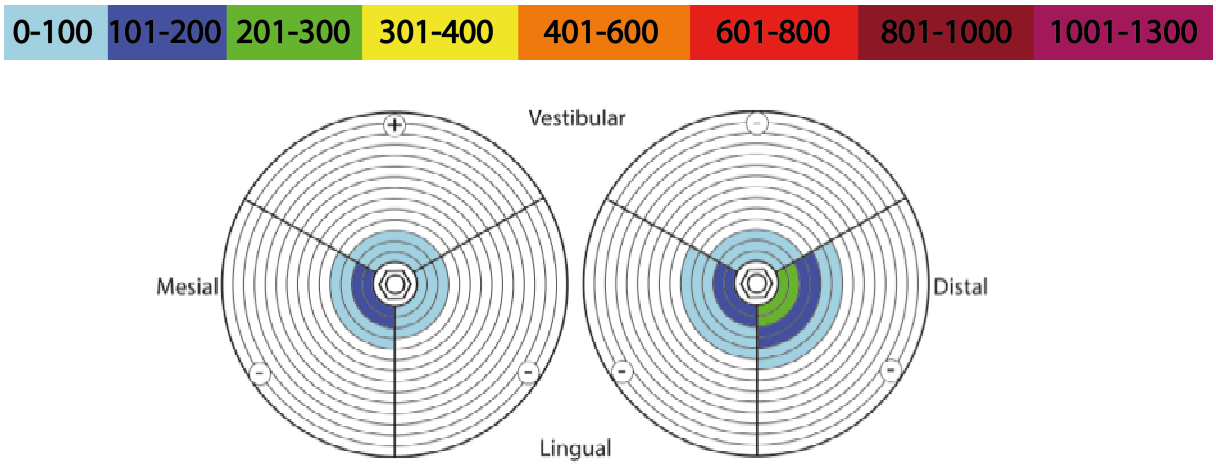

Figura 40–Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pôntico – Pilar Distal.

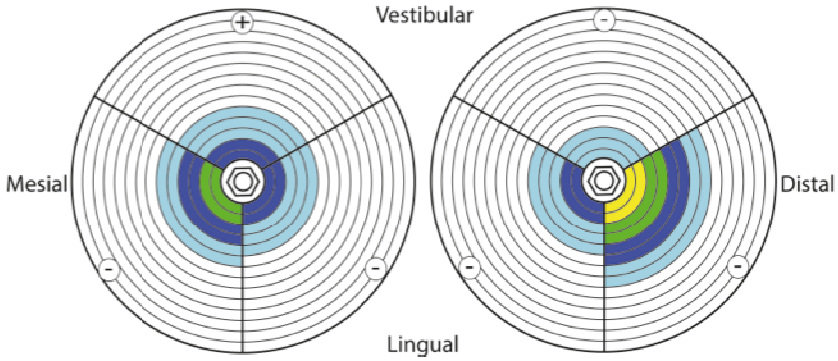

Figura 41 – Deformação nos Intermediários: Carga Axial no Pilar Distal apenas.

Diferenças estatísticas entre os locais de aplicação de carga axial foram observadas para a carga com contato apenas no pilar distal em duas áreas (-327,5με na região disto-lingal do intermediário distal e 139,1με na vestibular do intermediário mesial) quando comparados a carga aplicada apenas no pilar mesial (nas mesmas regiões, respectivamente -10,1με e -161,2με) e também na situação de carga no pilar mesial e pôntico (nas mesmas regiões, respectivamente -51,0με e -147,9με). Desta forma, o local de aplicação de carga axial influenciou na magnitude das deformações apenas nestas áreas específicas, devido ao deslocamento da carga para pontos opostos e concentração das deformações na região mais próxima da carga (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; KORIOTH e JOHANN, 1999; SUEDAM et al., 2009b; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014).

Por outro lado, o local de aplicação teve importância significativa no padrão de distribuição das áreas de compressão e tração nos intermediários, bem como observado em outros trabalhos (KORIOTH e JOHANN, 1999; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002). Assim, sob carga axial, todas as regiões analisadas dos intermediários apresentaram valores de deformação estatisticamente semelhantes à situação de contato simultâneo nos pilar mesial, pontico e pilar distal. Mas vale ressaltar novamente que este tipo de carregamento simultâneo foi o único que apresentou uniformidade na distribuição das deformações predominantemente compressivas, indicado para o longevidade dos implantes, componentes e parafusos protéticos, já que a redução do momento de flexão em próteses favorece a biomecânica da distribuição das cargas (CHAPMAN, 1989; RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; ZARB e SHIMITT 1990, JORNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; RANGERT et al., 1995; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; AKÇA e ÇERHELI et al., 2008; NISSAN et al. 2010; TAKAHASHI et al., 2015).

6.3.2 Regiões dos Intermediários com Carga Inclinada:

Com relação à carga inclinada, de uma maneira geral os valores de deformação observados foram mais altos, com destaque novamente para a região vestibular dos intermediários mesial e distal que apresentaram valores mais elevados de compressão variando de -806,3με a -1297με (vermelho, vermelho escuro e vinho), inclusive, estatisticamente superiores quando comparados a todas as demais regiões, onde foram observados apenas áreas de tração que variaram de 32,2 a 507,1με (azul claro, azul escuro, verde, amarelo e laranja). Isto ocorreu já que os sensores disto-lingual e mesio-lingual estavam posicionados em região oposta à região vestibular, local em que a carga inclinada foi executada. Durante a transmissão das forças da prótese para o implantes, o componente lateral da força é responsável por gerar momento de flexão, que tem um efeito e podem causar complicações associadas com afrouxamento de componetes ou fraturas (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; JORNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; PATTERSON et al., 1995; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002).

Desta forma, uma distribuição uniforme e equilibrada deve ser almejada buscando a longevidade, enquanto a sobrecarga e o carregamento lateral deve ser evitado (ADELL et al. 1981; ZARB e SHIMITT, 1990; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; ESPOSITO et al. 1998a; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; PESQUEIRA et al., 2014; TAKAHASHI et al., 2015). É possível observar que na carga inclinada não existiu uniformidade na distribuição das deformações dentro da mesma situação de carga aplicada, diversas regiões com valores significativamente diferentes podem ser observados dentro da mesma linha na Tabela 7. No entanto, analisando as colunas o comportamento geral entre as situações de aplicação de carga foi bem parecido, gerando áreas de compressão ou tração em regiões semelhantes. Áreas de compressão elevadas (vermelho claro, vermelho escuro e roxo) foram observadas nas regiões vestibulares dos dois intermediários, apresentando valores estatisticamente diferentes de todas as demais regiões. Áreas de tração intermediária (verde, amarelo e laranja) foram observadas principalmente nas regiões mesio-lingual do intermediário mesial e também disto-vestibular e mesio-vestibular do intermediário distal. Áreas de tração baixa (azul claro e escuro) podem ser visualizadas região disto-lingual do intermediário mesial.

Quando analisamos a carga aplicada simultâneamente no pilar mesial, pôntico e pilar distal (Figura 42), observamos que as regiões de maior compressão se localizam na vestibular do intermediário mesial (-829,4με) e na vestibular do intermediário distal (-877,2με). É possível observar nos gráficos que na situação de aplicação de carga apenas no pôntico (Figura 43) houve um comportamento semelhante com discreto aumento na compressão da região vestibular do intermediário distal (-973,7με), que se intensificou quando a carga foi aplicada nos pilares mesial e distal, livrando o contato do pontico (-1010με) (Figura 44), no entando diferença estatística só foi observada quando a carga foi aplicada apenas no pilar distal, apresentando o maior valor de compressão registrado (vestibular do intermediário distal: -1297με) (Tabela 7).

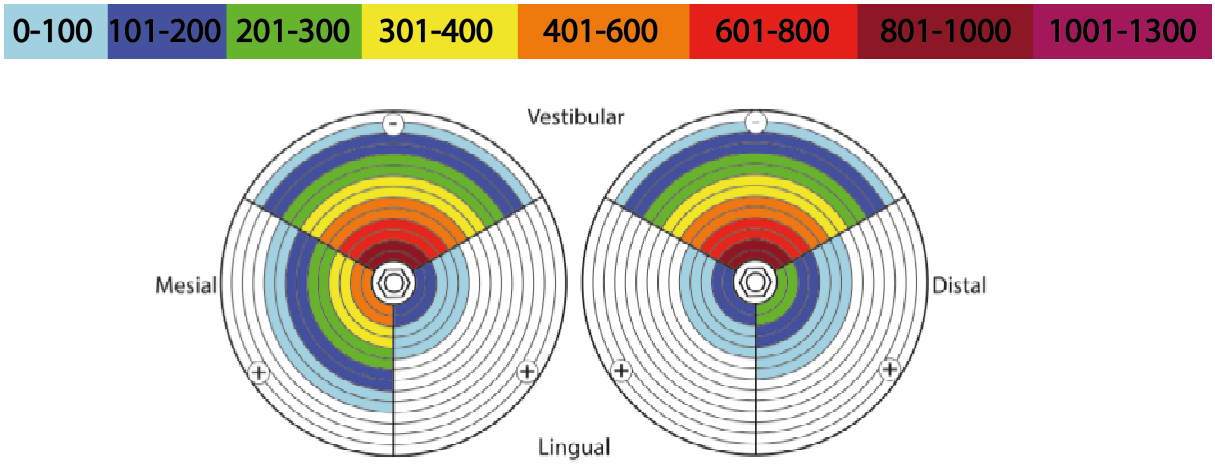

Figura 42 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico – Pilar Distal.

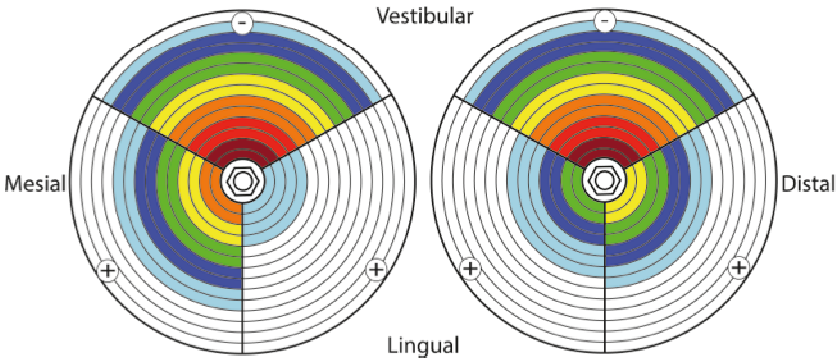

Figura 43 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pôntico apenas.

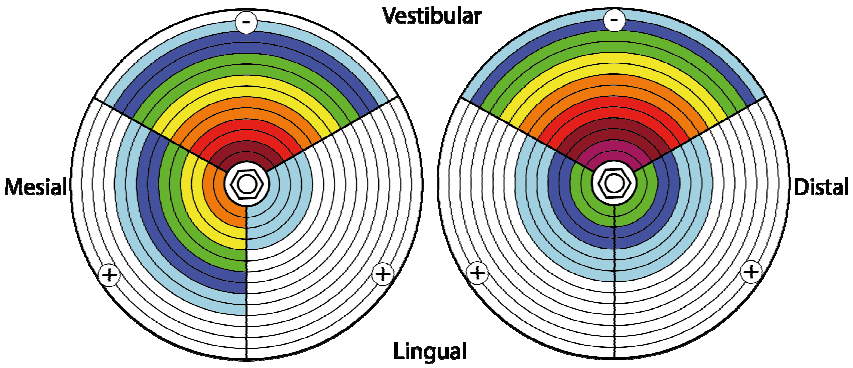

Figura 44–Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pilar Distal.

Quando a carga foi aplicada no pilar mesial e pôntico (Figura 45), um aumento da compressão foi observado na região vestibular do intermediário mesial (-1027με escala vinho). De forma semelhante, no momento em que a carga fica concentrada no pilar mesial (Figura 46), ocorre compressão para esta mesma região (-1031με), continuando na cor vinho da escala. É importante observar novamente que por outro lado no intermediário distal, que fica livre do contato, notamos na região vestibular uma redução nos valores de compressão para estas duas situações (-806.3με e -848.9με) na cor vermelho escuro da escala. No entanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre estes valores encontrados, apresentando comportamento semelhante e gráficos idênticos.

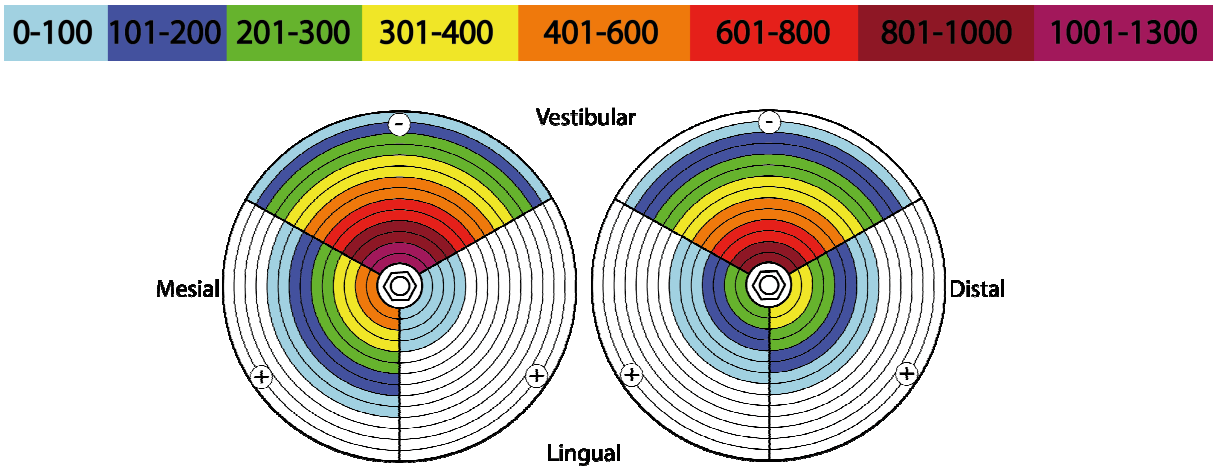

Figura 45 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial – Pôntico.

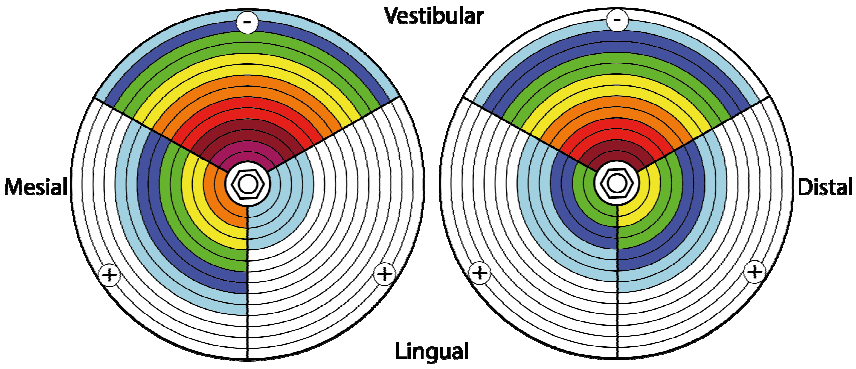

Figura 46 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Mesial apenas.

Diferenças estatísticas entre os locais de aplicação de carga inclinada foram observadas para a carga com contato apenas no pilar distal nas três regiões especificamente do intermediário distal: disto-lingual, mesio-lingual e vestibular (respectivamente 438,8με, 410με e -1297με) quando comparados às mesmas regiões da carga aplicada apenas no pilar mesial (respectivamente 211,8με, 159με e -877,2με) (Tabela 7). Novamente, o local de aplicação de carga axial influenciou na magnitude das deformações apenas nestas áreas específicas, devido ao deslocamento da carga para pontos opostos e concentração das deformações na região mais próxima da carga (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989; KORIOTH e JOHANN, 1999; SUEDAM et al., 2009b; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013; COELHO-GOIATO et al., 2014).

Ainda na aplicação de carga no pilar distal apenas, a região vestibular do intermediário distal (-1297με) foi estatisticamente superior quando comparado à mesma região do que todas outras situações de aplicação de carga, exceto apenas para a situação de carregamento no pôntico e pilar distal (-1109με) (Figura 47). A carga apenas no pilar distal (Fiigura 48) também intensificou a tração nas regiões mesio-lingual e disto-lingual (faixa de cor laranja) do intermediário distal. Desta forma, uma distribuição não uniforme ocasiona sobrecarga e assim como o carregamento lateral, devem ser evitados (ADELL et al. 1981; ZARB e SHIMITT, 1990; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; ESPOSITO et al. 1998a; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; PESQUEIRA et al., 2014). TAKAHASHI et al., 2015).

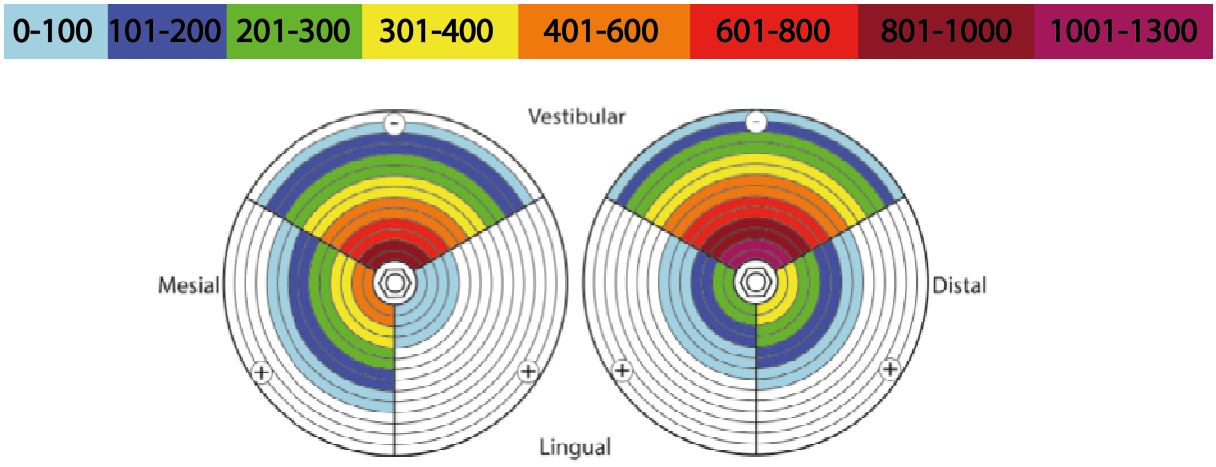

Figura 47 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pôntico – Pilar Distal.

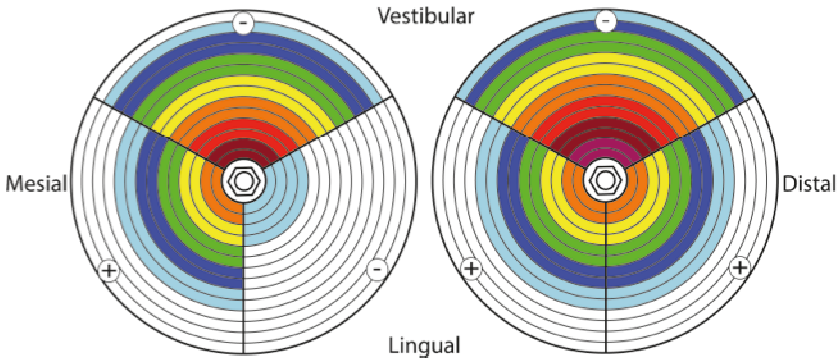

Figura 48 – Deformação nos Intermediários: Carga Inclinada no Pilar Distal apenas.

Dentro das limitações deste estudo e considerando as premissas adotadas para o modelo experimental utilizado, pode-se observar que os valores de deformação são muito maiores sob carregamento oblíquo. Assim, as análises de distribuição das forças simulando a carga oblíqua devem ser realizados para conhecermos como se comportatam a biomecânica dos implantes em situações extremas (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; KORIOTH e JOHANN, 1999; TAKAHASHI et al., 2015). Da mesma forma, no estudo de Takahashi et al., 2015 as estruturas protéticas, implantes, pilares e parafusos apresentaram valores de tensão elevados, apresentando quase o dobro do estresse sob carregamento oblíquo. O aumento da tensão no intermediários após o carregamento oblíquo era esperado, uma vez que a presença de forças laterais durante a oclusão gera um momento de flexão dentro da prótese, componentes protéticos e os implantes pilares (JORNÉUS;

JEMT; CARLSSON, 1992; KORIOTH e JOHANN, 1999 TAKAHASHI et al., 2015), que podem causar complicações associadas com afrouxamento de componetes ou fraturas (JORNÉUS; JEMT; CARLSSON, 1992; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002 TAKAHASHI et al., 2015), por isso este tipo de carregamento deve ser evitado ou minimizado seus efeitos buscando a longevidade (ADELL et al. 1981; ZARB e SHIMITT, 1990; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; ESPOSITO et al. 1998a; CHAMBRONE, CHAMBRONE e LIMA, 2010; PESQUEIRA et al., 2014). TAKAHASHI et al., 2015).

Como observado neste estudo e em outros trabalhos, cargas funcionais em implantes dentários podem causar a deformação dos componentes do implante e do osso ao redor da região de aplicação da força (PATTERSON et al., 1995; SERTGÖZ, 1997; KORIOTH e JOHANN, 1999; TAKAHASHI et al., 2015). JEMT, 1997; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013). O desenvolvimento e manutenção da interface entre osso e implante é dependente do controle das cargas biomecânicas (RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; RANGERT, SULLIVAN e JEMT, 1997; ÇEHRELI, IPLIKÇIOĞLU e BILIR, 2002; PESQUEIRA et al., 2014). Segundo Kozlovsky et al. (2007); Chambrone, Chambrone e Lima (2010), a sobrecarga agrava a reabsorção da crista óssea peri-implantar principalmente nas regiões inflamadas, desta forma sabemos que o controle de placa e da carga recebida pelo implante são fatores fundamentais para a longevidade do tratamento. Em nosso estudo, com relação ao controle da carga, observamos que uma distribuição mais uniforme e uma menor magnitude das deformações foram observadas na carga axial, quando a prótese fixa foi carregada simultaneamente nos três pontos de aplicação de carga, sendo a condição mais favorável para controle das cargas biomecânicas e consequentemente longevidade do tratamento.

Como sugestão de novos trabalhos, na extensometria as deformações somente podem ser observadas nos locais onde os *strain gauges* estão posicionados e tanto a localização dos sensores quanto a localização dos pontos de carregamentos podem não ser tão precisos (WATANABE et al. 2000; SAHIN et al., 2002; AKÇA, ÇEHRELI e IPLIKÇIOGLU, 2002; ASSUNÇÃO et al., 2009; KARL et al., 2009; VASCONCELLOS et al., 2011; VASCONCELLOS et al., 2013).

Por meio das análises bi e tridimensional de elementos finitos, os quais são métodos de simulação numérica realizados através de programas computacionais, é possível solucionar problemas físicos, determinar a efetividade, comportamento de uma estrutura existente ou componente estrutural, quando submetido a uma determinada carga. Nestes métodos, a quantidade de carga e a localização dos pontos de carregamentos podem ser realizados de forma precisa e a distribuição das tensões é observada em todas as direções e em todas as estruturas (SAHIN et al., 2002; AKÇA, ÇEHRELI e IPLIKÇIOGLU, 2002; IPLIKÇIOGLU et al., 2003; ASSUNÇÃO et al., 2009; KARL et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2014). Esta análise fornece dados comparativos e seus efeitos no diagnóstico e no prognóstico a longo prazo da prótese sobre implante. Como perspectiva, os dados encontrados em nosso estudo poderão ser utilizados para validação e 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 frente a aplicação de carga axial e inclinada em diferentes locais da prótese parcial fixa de três elementos sobre implantes, podemos concluir que:

1 A **direção da carga (axial ou inclinada)** interferiu na magnitude e distribuição da microdeformação, de forma que no osso simulado os valores encontrados na carga axial se encontraram dentro da tolerância fisiológica proposta por Frost, enquanto valores acima do limite foram observados quando a carga inclinada foi aplicada.

2 O **local de aplicação da carga axial** não influenciou na magnitude da microdeformação, no entando afetou a sua distribuição, com resultados mais uniformes quando carga foi aplicaca simultaneamente nos pilares mesial pontico e pilar distal.

3 O **local de aplicação da carga inclinada** influenciou tanto na magnitude e como na distribuição da microdeformação, com valores extremos e sem uniformidade, devendo este tipo de carregamento ser evitado.

4 De maneira geral, observamos o **predomínio de áreas compressivas**, com algumas regiões de tração opostas a estas, principalmente quando aplicada carga inclinada.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato ABNT)

ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, Copenhagen, v. 10, n. 6, p. 387-416, Nov./Dec. 1981.

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.; IPLIKCIOGLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants**. Int J Oral Maxillofac Implants**. v.16, n.5, p.722-30, 2001.

AKÇA, K.; ÇERELI, M.C.; IPLIKÇIOGLU, 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.; UYSAL, S.; ÇEHRELI, M.C. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between *in vivo* occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin Oral Impl Res**, 17, 331–336, 2006.

AKÇA, K.; ÇEHRELI, M.C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.28, n.4, p. 391-9, 2008.

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.

ALBARRACÍN, M. L. **Avaliação da deformação na região peri-implantar em função da carga aplicada em coroas unitárias implantossuportadas parafusadas**. Bauru, 2011. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. **J Prosthet Dent**. v.75, n.3, p.285-91, 1996.

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.

BLANES RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. **Clin Oral Implants Res.** v.20, n.4, p.67-72, 2009.

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 andfoodstuff 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.

BRÅNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

CARLSSON, B.; CARLSON, G. E. Prosthodontic complications in ossointegrated dental implant tratment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 1, p. 90-94, Jan/Feb.1994.

ÇEHRELI, M.C.; IPLIKÇIOĞLU, H.; BILIR, O.G. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: *in vitro* evaluation of axial versus off-set loading. **J Oral Rehabil**, v.29, n.4, p.394-400, 2002.

ÇEHRELI, M.; DUYCK, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin Oral Implants Res,** v.15, n.2, p.249-57**,** 2004.

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.

CHAMBRONE, L.; CHAMBRONE, L.A. ; LIMA, L.A. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. **J Periodontol**. v.81, n.10, p.1367-78, 2010.

CHAPMAN, R.J. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts**. Quintessence Int**, v.20, n.7, p.473-80, 1989.

CHUN, H.J. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 21, n.2, p.195-202, 2006.

ÇIFTÇI, Y.; CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Carol Stream, v. 15, n. 4, p. 571-582, Aug. 2000.

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.

COSTA, M. D. et al. Análise comparativa da deformação gerada na região peri-implantar e no intermediário em função do aperto do parafuso protético em diferentes tipos de cilindros usinados e fundidos. **Rev Implant News**, v. 8, n. 3b-PBA, p. 87-92, 2011a.

COSTA, M. D**. 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. 154f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

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.

DUYCK, J.; VAN OOSTERWYCK, H.; VANDER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an *in vivo* study. **Clin Oral Implants Res.** v.11, n.5, p.465-75, 2000.

DUYCK J, et al. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study.**Clin Oral Implants Res**. v. 12, n.3, p.207-18, 2001a.

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

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.

ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **Prosthet Dent**. v.91, n.2, p.144-50, 2004

ESPOSITO, M. et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. **Eur J Oral Sci.** v.106, n.1, p.527-51, 1998.

ESPOSITO, M. et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis.**Eur J Oral Sci.** v.106, n.3, p.721-64, 1998.

FALCON-ANTENUCCI, R.M.; PELLIZZER, E.P.; DE CARVALHO, P.S.; GOIATO, M.C.; NORITOMI, P.Y. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. **J Prosthodont.** v.19, p.381-6, 2010.

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.

FROST, H. M. A 2003 update of bone physiology and Wolff’s Law for clinicians. Angle Orthod, Appleton, v. 74, n.1, p. 3-15, Feb. 2004.

COELHO-GOIATO, M.; PESQUEIRA, A.A.; SANTOS, D.M.; HADDAD, M.F.; MORENO, A. Photoelastic stress analysis in prosthetic implants of different diameters: mini, narrow, standard or wide. **J Clin Diagn Res**. v.8, n.9, p.86-90, 2014.

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

GOODACRE, C. J., et al.Clinical complications with implant and implant prostheses. **J prosthet Dent**, v. 90, n. 2, p. 121-32, 2003.

HÄLG, G.A.; SCHMID, J.; HÄMMERLE, C.H.F. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. **Clinical Oral Implants Research**, 19:10, 983 – 99, 2008

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, 2012.

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.

HUANG, H.L; LIN, C.L.; KO, C.C.; CHANG, C.H.; HSU, J.T.; HUANG, J.S. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. **J Oral Rehabil**, v.33, n.7, p.501-8, 2006.

IPLIKÇIOGLU, H. et al. Comparison of non-linear finite elemente 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.

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.

JACQUES, L. B. et al. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 7, p. 737-741, July 2009.

JEMT, T.; CARLSSON, L.; BOSS, A.; JÖRNEÚS, L. *In vivo* load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.4, p.413-7, 1991.

JEMT, T.; BOOK, K.; Prothesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, p.620-5, 1996.

JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and design of screw joints for single crows supported by osseointegrated implants**. Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.

KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K.; BOHSALI, K.; GOODACRE, C.J.; LANG, B.R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent**, v.81, n.1, p.7-13, 1999.

KAN, J.P.; JUDGE, R.B.; PALAMARA, J.E. *In vitro* bone strain analysis of implant following occlusal overload. **Clin Oral Implants Res.** v.25, n.2, p.73-82, 2014.

KARL, M. et al. *In vitro* study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillfac Implants**, Lombard, v. 19, n. 1, p. 30-37, 2004.

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, 2005a.

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, 2005b.

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.

KREISSL, M.E., et al. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. **Clin Oral Impl Res**, 18, 720–726, 2007.

KIM, W.D; JACOBSON, Z.; NATHANSON, D. *In vitro* sress analyses of dental implants supporting screw retained and cement retained prostheses**. Implant Dent**, v.8, n.2, p.14-51, 1999.

KIM, Y.; OH, T.J.; MISCH, C.E.; WANG, H.L. Oclusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin Oral Implants Res**, v.16, p.26-35, 2005.

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.

KORIOTH, T.W.P.; JOHANN, A.R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. **J Prosthet Dent,** v.89, n.1, p67-72, 1999.

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

MARCIAN, P.; BORAK, L.; VALASEK, J.; KAISER, J.; FLORIAN, Z.; WOLFF, J.Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. **J Biomechn.** v.18;47, n.16, p3830-6, 2014.

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., et al. .Effect of framework soldering on the deformation of implant abutments after framework seating: a study with strain gauges. **Implant Dent**. v.22, n.2, p.193-8, 2013.

MERICSKE-STERN, R.; ASSAL, P.; MERICKSE, E.; ING, W.B. Oclussal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants**. Int J Oral Maxillofac Implants,** v.10, n.3, p.345-54, 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**, v.19, n.3, p.244-8, 2011.

MONTERO, J. et al. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. **J Dent**, v.40, n.12, p.1081-9, 2012.

MOREIRA, W. et al. A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. **Eur J Dent**. v.7, n.4, p.484-91, 2013.

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.

NISSAN, J. ; GHELFAN, O. ; GROSS, M.; CHAUSHU, G.Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations.**J Oral Rehabil.** v. 37, n.9, p. 658-62, 2010.

OH, T.J., et al. The causes of early implant bone loss: myth or science**? J Periodontol**, v.73, n.3, p. 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.

PAPAVASILIOU, G. et al.3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses.**J Dent**. v. 25, n.6, p.485-91, 1997.

PATTERSON, E. A. et al. Distribution of load in an oral prosthesis system: an *in vitro* study. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 10, n.5, p.552-60, Sep/Out. 1995.

PESQUEIRA, A.A. et al.Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants**. J Oral Implantol.** v.40, n.2, p.217-28, 2014.

PETRIE, C.S.; WILLIANS, J.L. Comparative evaluation of implant desings: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest: a three dimensional finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.16, n.4, p.486-94, 2005.

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.

RANGERT, B.R.; SULLIVAN, R.M.; JEMT, T.M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int J Oral Maxillofac Implants,** v.12, n.3, p.360-70, 1997.

RANGERT, B. et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.10, n.3, p.326-34, 1995

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 bioengeneering: 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.

RUNGSIYAKULL P. et al. Loading of a single implant in simulated bone. **Int J Prosthodont**, v. 24, n. 2, p. 141-143, 2011.

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-suported prostheses – a review. **J Dent**, v. 30, p. 271-282, 2002.

SEONG, W.J.; KORIOTH, T.W.P.; HODGES, J.S. Experimentaly induced abutment strains in three types of single molar implant restorations. **J Prosthet Dent,** v.84, n.3, p.318-26, 2000.

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.

SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILIÇARSLAN, M.A.; ESKITASCIOGLU, G. Three dimensional finite element analysis of the effect of different boné quality on stress distribuition in an implant supported crown. **J Prosthet Dent**, v.93, n.3, p.227-34, 2005.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses**. J prosthdent**, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

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

STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. Influence of restoration type on stress distribuition in bone around implants: a threedimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 13, n.1, p.82-90, 1998.

SUEDAM, V. et al. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 2, p.196-200, Feb. 2009a.

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

TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v. 18, n.3, p. 357-68, 2003.

TAKAHASHI, J.M.; DAYRELL, A.C.; CONSANI, R.L. ; DE ARRUDA NOBILO, M.A. ; HENRIQUES, G.E.; MESQUITA, M.F. Stress Evaluation of Implant-Abutment Connections Under Different Loading Conditions: A 3D Finite Element Study. **J Oral Implantol.** v.41, n.2, p.133-7, 2015.

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.

VASCONCELLOS LG, NISHIOKA RS, VASCONCELLOS LM, NISHIOKA LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. **J Appl Oral Sci**. v.19, n.6, p.610-5, 2011.

VASCONCELLOS LG, NISHIOKA RS, DE VASCONCELLOS LM, BALDUCCI I, KOJIMA AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, *in vitro* strain gauge analysis**. J Craniofac Surg**. v. 24, n.6, p. 546-51, 2013.

WASKERICZ, G. A.; OSTROWSKY, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis o stress distribuition transmitted from a fixed prostresis 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.

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

WILLIAMS, K.R. et al. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int**, v.21, n.7, p.563-70, July 1990.

WISKOTT, H.W.A.; BELSER, U.C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin Oral Implants Res,** v.10, p.429-44, 1999.

WYATT, C.; ZARB, G. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. **Clin. Oral Impl Res**, 13, 162–168, 2002.

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.

ANEXOS

ANEXO A

	Carga Axial: Valores individuais registrados nos *strain guages*														
	Osso Simulado								Intermediário						
	Implante Mesial				Implante Distal				Mesial			Distal			
	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int"	Int'"	Int'	Int"	Int'"	
Carga Axial no pilar Mesial, pontico Pôntico e pilar Distal (MCD)															
CP 01	225.5	347.2	-89.9	197.1	-47.3	-1.0	226.8	91.5	-22.0	-194.6	-89.9	-168.5	-69.4	-47.5	
CP 02	232.3	-295.4	-238.0	32.9	-17.8	133.3	107.0	176.2	-129.2	-245.6	49.2	-148.4	-233.7	52.4	
CP 03	208.1	235.7	-616.8	177.0	-62.6	118.0	175.6	-47.3	-157.0	-67.0	-91.6	-55.4	-194.2	-64.6	
CP 04	534.6	380.4	-61.7	190.4	79.8	34.2	-142.5	-580.5	-141.3	-133.7	-83.7	-60.1	-174.2	-107.3	
Méd.	300.1	167.0	-251.6	149.4	-12.0	71.1	91.7	-90.0	-112.4	-160.2	-54.0	-108.1	-167.9	-41.8	
D.P.	156.7	314.4	255.5	78.1	64.0	64.9	163.7	339.7	61.3	77.2	68.9	58.8	70.1	67.6	
Carga Axial no pontico Pôntico (C)															
CP 01	215.4	358.6	-52.9	197.5	-33.2	13.1	233.8	94.1	-21.7	-214.8	-82.5	-171.9	-71.7	-36.7	
CP 02	313.8	255.9	-233.8	74.5	29.6	48.4	400.4	131.9	-76.1	-191.1	36.1	-249.0	-217.7	49.6	
CP 03	224.6	201.0	-359.4	-22.9	-69.4	233.4	448.6	-130.7	-29.6	-124.6	-78.2	-108.5	-178.0	2.8	
CP 04	327.2	473.8	-27.0	77.3	18.0	261.3	388.4	-359.7	-140.1	-235.3	-207.9	-14.4	-107.9	72.2	
Méd.	270.3	322.3	-168.3	81.6	-13.8	139.0	367.8	-66.1	-66.9	-191.5	-83.1	-136.0	-143.8	22.0	
D.P.	58.4	120.3	157.2	90.2	46.0	126.4	93.1	227.5	54.4	48.1	99.7	99.3	66.1	48.7	
Carga Axial no pilar Mesial e no pilar Distal (MD)															
CP 01	84.2	30.3	67.8	-35.9	-718.	62.2	8.5	298.1	-37.5	-85.0	48.6	-393.0	-30.7	-169.9	
CP 02	520.1	-151.5	-84.0	-33.7	70.0	396.0	-110.7	-48.8	-121.8	-96.3	18.8	-309.2	-169.6	-2.1	
CP 03	193.0	636.2	-1516	241.5	62.1	-343.8	-138.8	-178.4	-212.2	-231.2	-187.3	27.0	-64.3	72.1	
CP 04	156.4	-848.9	89.6	-32.3	-962.	372.5	340.1	702.5	-81.3	-141.9	147.3	-335.7	-282.4	-79.6	
Méd.	238.4	-83.5	-360.7	34.9	-387.	121.7	24.8	193.4	-113.2	-138.6	6.9	-252.7	-136.8	-44.9	
D.P.	193.2	611.4	774.3	137.8	532.7	345.6	219.7	394.5	74.4	66.4	140.6	189.7	113.7	103.9	
Carga Axial no pilar Mesial e no pontico Pôntico (MC)															
CP 01	220.2	349.9	-75.4	206.0	-45.7	7.0	235.2	98.8	-21.8	-184.7	-84.8	-170.1	-69.5	-42.0	
CP 02	293.6	595.0	-1496	225.2	135.7	-173.0	-306.4	-310.2	-129.4	-282.0	-167.9	-6.8	-55.0	59.1	
CP 03	223.9	332.1	-768.5	125.6	0.2	95.8	294.5	-13.4	-192.1	-130.9	-76.8	-57.3	-181.4	1.1	
CP 04	580.9	638.9	-103.2	212.4	66.8	-100.6	-271.8	-700.2	-158.2	-238.9	-262.0	30.2	-56.9	62.4	
Méd.	329.6	479.0	-610.8	192.3	39.3	-42.7	-12.1	-231.2	-125.4	-209.1	-147.9	-51.0	-90.7	20.1	
D.P.	170.9	160.5	671.7	45.2	79.1	118.3	321.0	357.1	73.6	65.6	86.5	87.2	60.8	50.1	
Carga Axial no pilar Mesial (M)															
CP 01	217.6	596.3	-767.9	259.5	70.1	-236.2	-109.9	-102.3	28.7	-314.6	-259.7	-12.2	-51.0	57.0	
CP 02	204.9	-74.3	-1324	256.7	42.2	-421.4	109.5	-58.1	-72.0	-413.5	-70.3	-51.9	-159.3	178.2	
CP 03	202.0	467.0	-1561	526.2	67.3	-458.6	63.3	-77.1	-188.2	-279.8	-141.1	13.2	-141.1	147.7	
CP 04	403.2	121.6	-103.0	239.6	37.4	-99.6	57.6	136.8	-132.8	-354.0	-173.6	10.5	-125.7	120.8	
Méd.	256.9	277.6	-939.3	320.5	54.3	-303.9	30.1	-25.2	-91.1	-340.5	-161.2	-10.1	-119.3	125.9	
D.P.	97.8	308.5	649.3	137.4	16.9	167.4	96.2	109.5	92.9	57.4	78.6	30.1	47.5	51.6	

ANEXO B

	Carga Axial: Valores individuais registrados nos *strain guages*													
	Osso Simulado								Intermediário					
	Implante Mesial				Implante Distal				Mesial			Distal		
	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int"	Int'"	Int'	Int"	Int'"
Carga Axial no pontico Pôntico e no pilar Distal (CD)														
CP 01	217.1	344.5	-92.0	192.7	-58.0	-12.3	228.6	89.7	-22.4	-222.8	-78.5	-174.6	-71.5	-35.8
CP 02	103.9	-361.5	94.5	-64.5	-396.	109.5	261.4	262.6	-63.0	-132.3	124.5	-348.3	-241.7	-33.4
CP 03	158.9	-37.9	280.7	-9.9	-929.	175.4	176.5	230.9	-101.8	-39.0	70.8	-288.0	-213.9	-156.3
CP 04	340.8	112.6	24.1	-19.5	1.8	399.0	245.6	-560.9	-120.6	-61.4	-34.4	-165.7	-196.7	-121.7
Méd.	205.2	14.4	76.8	24.7	-345.	167.9	228.0	5.6	-77.0	-113.9	20.6	-244.2	-181.0	-86.8
D.P.	101.5	295.9	156.2	114.5	427.0	172.6	36.9	385.0	43.6	82.8	93.4	89.0	75.3	61.9
Carga Axial no pilar Distal (D)														
CP 01	113.6	-11.9	87.3	-9.9	-839.	-175.0	57.3	273.6	-40.4	-158.1	106.6	-420.4	-43.7	-117.4
CP 02	264.2	-537.1	-49.1	7.5	-445.	-752.3	273.7	246.5	-99.8	-378.3	284.5	-457.1	-240.2	84.1
CP 03	188.8	230.4	-757.2	441.8	-393.	-310.6	459.2	92.0	-186.1	-221.3	68.8	-138.3	-271.4	81.2
CP 04	231.3	-244.5	62.1	-55.0	-227.	484.9	212.3	49.6	-109.6	-81.3	96.6	-294.4	-199.1	-177.6
Méd.	199.5	-140.8	-164.2	96.1	-476.	-188.3	250.6	165.4	-109.0	-209.8	139.1	-327.5	-188.6	-32.4
D.P.	65.1	327.7	399.7	231.9	259.3	512.0	166.2	111.2	59.8	126.1	98.2	144.1	101.0	135.1

ANEXO C

	Carga Inclinada: Valores individuais registrados nos *strain guages*													
	Osso Simulado								Intermediário					
	Implante Distal				Implante Mesial				Mesial			Distal		
	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int"	Int'"	Int'	Int"	Int'"
Carga Inclinada no pilar Mesial, pontico Pôntico e pilar Distal (MCD)														
CP 01	-469.	-234.5	763.2	-4606.	259.0	29.1	-659.7	-5080.	81.7	488.7	-745.5	197.6	208.7	-971.1
CP 02	-724.	-198.4	283.5	-3721.	245.3	6.5	-266.0	-4749.	148.3	566.2	-757.2	160.1	74.1	-703.3
CP 03	-69.4	-287.0	801.0	-3879.	290.9	183.5	-656.4	-3023.	198.8	427.9	-782.1	195.2	209.6	-923.5
CP 04	-799.	-313.7	525.5	-4196.	422.8	80.6	-618.6	-5236.	62.4	574.8	-1032	294.2	144.5	-910.9
Méd.	-515.	-258.4	593.3	-4100.	304.5	74.9	-550.2	-4522.	122.8	514.4	-829.4	211.8	159.2	-877.2
D.P.	329.3	51.8	239.8	390.5	81.2	78.7	190.4	1019.	62.6	69.5	136.5	57.6	64.4	118.8
Carga Inclinada no pontico Pôntico (C)														
CP 01	-292.	-189.7	826.0	-4334.	275.8	72.9	-471.1	-6180.	60.0	465.2	-791.6	264.2	180.3	-1023
CP 02	-703.	-236.2	244.1	-3681.	232.4	-27.5	-225.7	-4843.	22.8	576.5	-722.9	287.5	204.4	-795.5
CP 03	-130.	-312.4	700.8	-3840.	311.6	235.8	-582.1	-3353.	92.9	416.3	-786.6	289.9	316.1	-1113
CP 04	-803.	-359.5	471.3	-4193.	401.8	35.8	-586.8	-5482.	36.7	570.6	-958.4	444.6	143.8	-963.1
Méd.	-482.	-274.4	560.6	-4012.	305.4	79.2	-466.4	-4965.	53.1	507.1	-814.9	321.6	211.1	-973.7
D.P.	322.5	76.0	257.0	303.2	71.9	112.3	169.2	1204.	30.6	79.3	100.7	82.9	74.3	133.8
Carga Inclinada no pilar Mesial e no pilar Distal (MD)														
CP 01	-373.	-183.9	759.3	-3978.	269.8	15.7	-767.5	-4720.	42.1	432.1	-823.4	290.2	276.1	-1204.
CP 02	-717.	-267.1	284.4	-4172.	223.6	34.0	-668.4	-4976.	33.0	554.2	-779.4	238.9	339.3	-877.1
CP 03	317.2	-503.1	845.1	-2814.	415.5	218.6	-882.0	-6403.	186.8	448.4	-781.1	195.4	211.1	-911.3
CP 04	-588.	-501.0	436.9	-3961.	533.7	125.9	-1177	-7789.	47.3	574.0	-1017	369.6	187.5	-1047.
Méd.	-340.	-363.8	581.4	-3731.	360.7	98.6	-873.8	-5972.	77.3	502.1	-850.4	273.5	253.5	-1010.
D.P.	461.0	163.2	264.7	619.0	141.4	93.4	220.3	1419.	73.2	72.2	113.4	74.9	68.4	149.2
Carga Inclinada no pilar Mesial e no pontico Pôntico (MC)														
CP 01	-133.	-149.9	803.0	-6655.	265.3	35.9	-782.8	-3966.	43.2	429.2	-1189	303.5	300.9	-786.0
CP 02	-712.	-219.7	254.0	-4918.	233.7	-13.5	-295.1	-3723.	16.8	570.8	-774.8	284.0	204.7	-722.2
CP 03	-175.	-190.0	752.4	-4046.	294.1	19.2	-1061	-4320.	81.9	401.9	-1130	293.8	319.3	-766.6
CP 04	-743.	-367.2	467.5	-5540.	407.4	61.8	-667.1	-3965.	30.9	556.8	-1016	486.6	156.7	-950.5
Méd.	-441.	-231.7	569.2	-5290.	300.1	25.8	-701.5	-3993.	43.2	489.7	-1027.	342.0	245.4	-806.3
D.P.	332.2	94.8	256.9	1097.	75.7	31.5	317.5	246.1	27.9	86.5	183.4	96.7	77.6	99.7
Carga Inclinada no pilar Mesial (M)														
CP 01	-988.	-46.9	720.4	-6035.	148.9	-139.4	-841.0	-3863.	55.9	444.9	-1022	275.7	284.0	-828.3
CP 02	-1226	-54.1	289.7	-5353.	109.9	-161.5	-683.6	-3456.	18.0	569.0	-816.0	287.8	231.5	-721.9
CP 03	-530.	-94.0	761.6	-5148.	174.2	47.0	-732.5	-2367.	33.0	425.5	-1292	349.3	417.4	-890.2
CP 04	-1053	-111.2	568.7	-4801.	204.5	95.6	-842.7	-2248.	36.0	563.2	-996.3	463.1	156.5	-955.5
Méd.	-949.	-76.6	585.1	-5334.	159.4	-39.6	-774.9	-2983.	35.7	500.7	-1031.	344.0	272.3	-849.0
D.P.	297.2	31.0	213.7	519.5	40.1	129.9	79.8	799.6	15.6	76.0	196.7	85.7	109.9	99.4

ANEXO D

	Carga Inclinada: Valores individuais registrados nos *strain guages*													
	Osso Simulado								Intermediário					
	Implante Mesial				Implante Distal				Mesial			Distal		
	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Dist.	Ling.	Mes.	Vest.	Int'	Int"	Int'"	Int'	Int"	Int'"
Carga Inclinada no pontico Pôntico e no pilar Distal (CD)														
CP 01	12.5	-349.1	755.1	-3000.	314.5	53.9	-370.7	-5769.	45.4	422.8	-853.0	342.0	342.1	-1415
CP 02	-689.	-182.4	264.9	-3619.	256.1	16.8	-236.9	-4919.	13.1	563.2	-716.2	288.7	237.9	-816.6
CP 03	-81.4	-326.1	751.5	-3706.	311.6	270.8	-626.3	-3509.	33.5	419.9	-745.4	298.9	300.2	-1158
CP 04	-701.	-365.8	485.4	-3898.	435.5	71.5	-627.2	-5805.	36.8	544.2	-936.3	497.3	177.2	-1048
Méd.	-365.	-305.8	564.2	-3556.	329.4	103.3	-465.3	-5001.	32.2	487.5	-812.7	356.7	264.4	-1109.
D.P.	383.7	83.9	236.2	388.6	75.7	114.0	194.3	1075.	13.7	76.8	101.2	96.5	72.2	248.6
Carga Inclinada no pilar Distal (D)														
CP 01	308.6	-385.8	790.0	-3061.	381.7	106.1	-813.6	-8579.	-72.7	423.3	-882.8	430.3	436.7	-1643.
CP 02	-215.	-380.5	122.7	-2435.	367.5	110.6	-568.6	-7086.	-65.6	519.7	-838.7	308.8	533.2	-1004.
CP 03	337.9	-553.8	756.3	-2741.	410.2	137.7	-782.2	-7200.	-97.5	425.2	-790.1	420.5	455.3	-1454.
CP 04	-112.	-553.9	416.2	-3037.	539.3	134.2	-1040	-8441.	12.4	425.8	-938.8	595.5	216.5	-1086.
Méd.	79.6	-468.5	521.3	-2818.	424.7	122.2	-801.3	-7827.	-55.8	448.5	-862.6	438.8	410.4	-1297.
D.P.	284.8	98.6	314.8	294.2	78.4	16.1	193.2	792.8	47.5	47.5	63.4	118.2	135.8	302.6