

ANDERSON ALMEIDA CASTILHO

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO EM
PROTOCOLOS MODIFICADOS DE BRÅNEMARK
(CONCEITO *ALL-ON-FOUR*): análise por extensometria
linear elétrica**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli

São José dos Campos

2012

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. ampl. São José dos
Campos: ICT/UNESP; 2013.

C278e Castilho, Anderson Almeida

Estudo do comportamento biomecânico em protocolos modificados de brånemark
(conceito ALL-ON-FOUR): análise por extensometria linear elétrica/ Anderson
Almeida Castilho. - São José dos Campos : [s.n.], 2013.
152 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Instituto de Ciência e
Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2013.
Orientador: Prof. Carlos Augusto Pavanelli.

1. All-on-Four. 2. Extensometria. 3. Implantes inclinados. I. Pavanelli, Carlos
Augusto. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP -
Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita
Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD762

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação do
Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por
qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 22 de Fevereiro de 2013.

Assinatura :

E-mail: andercast@yahoo.com.br

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof.. Tit. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof.. Dr. Alberto Noryuki Kojima

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof.. Dr. Alfredo Mikail Melo Mesquita

Faculdade de Odontologia de São Paulo
Universidade Paulista - UNIP

Prof.. Dr. Marco Antonio Melloncini

São José dos Campos, 29 de Novembro de 2012

DEDICATÓRIA

A **Deus**, pelo presente da vida, sua presença e sua imensa bondade iluminando meus passos, durante toda esta trajetória, guiando-me pelos caminhos da fé.

Aos meus pais, **Juarez Castilho e Maria Fátima de Almeida Castilho**, pela dedicação de suas vidas à minha formação, tanto pessoal quanto profissional, que nunca mediram esforços sempre me apoiando e me incentivando a prosseguir, dedico este trabalho, com minha admiração, eterna gratidão e imenso amor.

Ao meu irmão, **Alexandre Affonso Castilho**, pela amizade no mais sentido verdadeiro da palavra, conselhos, paciência e momentos inesquecíveis que estão guardados com muito carinho na minha memória. Por sempre me apoiar e incentivar nos meus estudos, ainda servindo como exemplo de perseverança.

À minha irmã, **Vivian Almeida Castilho**, por sempre me apoiar e incentivar nos meus estudos, ainda servindo como exemplo de perseverança.

Aos meus tios, **Silvio Cesar de Almeida Affonso e Vera Lúcia Ribeiro**, pelo apoio, carinho e admiração. Por confiarem no meu potencial como ser humano e como profissional.

MINHA ETERNA GRATIDÃO...

*Ao meu pai **Juarez Castilho**, pelo exemplo de profissional, de pai. Um ser humano extraordinário. A minha SUPER mãe, **Maria Fátima de Almeida Castilho**, por todo o esforço, dedicação, amor e compreensão. Preocupada com nosso bem-estar, abdicou de muitas coisas para permitir meu crescimento pessoal e profissional. Obrigado eternamente por serem meus pais e por sempre me amparem como filho. Amo vocês do fundo da minha alma.*

Aos meus Pais que sonharam para que seus filhos pudessem realizar e realizaram para que seus filhos pudessem sonhar...

*Aos meus irmãos **Alexandre Affonso Castilho** e **Vivian Almeida Castilho** pela paciência, incentivo, apoio e momentos especiais que ficarão eternamente em minha mente.*

*Ao meu orientador Prof. Dr. **Carlos Augusto Pavanelli**, pelas orientações e atenção dispensadas durante o curso. Tido como profissional exemplar.*

*Ao Prof. Titular Dr. **Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade, exemplo de profissional, extremamente preocupado com o aprimoramento do ensino de pós-graduação nesta instituição. Pela dedicação à pesquisa e apoio no transcorrer do curso.*

*Ao Prof. **Ivan Balducci**, pelos conselhos, carinho e atenção.
Sempre disposto a ajudar. Responsável pela parte estatística desta pesquisa.*

*À minha esposa **Andréia Cristina Amaral Castilho**, pelo
companheirismo, amizade e incentivo. Um exemplo de determinação, caráter e
senso de justiça.*

*Pessoa responsável pela maior mudança em minha vida.
Acreditou na minha essência de ser humano e se tornou o maior pilar de nossa
união a fim de construir um novo núcleo familiar a qual considero a célula mater
da sociedade. Agora, recentemente, me dará em nove meses, o maior presente
que poderia me dar em toda minha existência... Filho... Parabéns para a Mãe
mais linda que já existiu!!! Seja bem vindo Vitor Amaral Castilho!!!*

*Ao ser Humano que viverá o resto da minha vida ao meu lado,
minha eterna confiança e ETERNO AMOR!!!*

*Aos meus grandes amigos **Humberto Lago de Castro**,
Priscilla Cristoforides Pereira, pelo companheirismo, palavras de apoio,
momentos ótimos e inesquecíveis compartilhados durante o curso e fora dele.*

*Ao meu amigo PROFESSOR **Estevão Tomomitsu Kimpara**,
minha eterna gratidão. Seria redundância lhe tecer elogios...*

Minha eterna admiração por sua imensa sabedoria, generosidade, sensibilidade, inteligência e consciência sobre os aspectos da vida...

Nunca esquecerei sua influência em minha formação profissional e pessoal. MUITO OBRIGADO POR TUDO!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu diretor, Prof. Dr **Carlos Augusto Pavanelli**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pela Profa. Titular **Márcia Carneiro Valera**, pela oportunidade concedida.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, sob chefia do Prof. Dr **Tarcísio Arruda Paes Junior**.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Parcial Removível, Professor Dr. **Carlos Augusto Pavanelli** e da Disciplina de Materiais Dentários e Prótese Total, Professor Titular **Estevão Tomomitsu Kimpara**, pelos ensinamentos transmitidos, convívio, amizade e muita paciência.

Ao Professor Titular **Marco Antonio Bottino** minha imensa gratidão por ter tido a sensibilidade e a compreensão de um momento crítico que atravessei em minha vida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pelos ensinamentos transmitidos.

À Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação, **Silvana Alvarez**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e dedicação.

Aos meus amigos **Humberto Lago de Castro, Priscilla Cristoforides Pereira** pela boa convivência e prestabilidade no decorrer do curso.

A **todos os colegas de Pós-Graduação**, pelos momentos de descontração que passamos juntos e pelo constante apoio e incentivo.

Às secretárias da seção de pós-graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações e atenção prestadas.

À secretária **Suzana Cristina de Oliveira**, pela grande amizade, pela atenção, carinho e palavras de apoio.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese
pela ajuda na execução de todas as tarefas.

Ao Laboratório Júlio (SP) pela ajuda na execução da parte laboratorial do
trabalho. Homem humilde, extremamente solícito e prestativo.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste
trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

“Ao estudo da sabedoria jamais haveis de pôr termo; não acabe ele antes de acabada a vossa vida. Em três coisas cumpre ao homem pensar e exercitar-se enquanto viva: em saber bem, em bem falar e em bem obrar. Desterra dos teus estudos a arrogância; não fiques presumido pelo que sabes, porque tudo quando sabe o mais sábio homem do mundo nada é em comparação com o muito que lhe falta saber. Mui escasso é, e muito obscuro e incerto, tudo quanto os homens alcançam nesta vida; e os nossos entendimentos, detidos e presos neste cárcere do corpo, estão oprimidos por grandíssima escuridão, trevas e ignorância, e o corte ou fio do engenho é tão cego que não pode cortar, nem passar-lhe de raspão sequer, coisa alguma. Afora isto, a arrogância faz com que não possas tirar proveito do estudo; creio que terá havido muitos que não chegaram a sábios e que poderiam tê-lo sido se não dessem a entender que já o eram. Deveis guardar-vos, também, de porfias, de competências, de menosprezar ou amesquinhar o que os outros sabem ou não sabem, de desejar vanglórias. Para isto, principalmente, servem os estudos: para nos ensinarem a fugir de tais vícios e de outros semelhantes”.

Juan Luis Vives

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE QUADROS E TABELAS	16
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	17
RESUMO	19
ABSTRACT	20
1 INTRODUÇÃO	21
2 REVISÃO DE LITERATURA	26
2.1 Histórico em Implantodontia	26
2.2 Implantes Inclinados	30
2.3 Conceito <i>All-on-Four</i>	39
2.4 Extensometria em Implantodontia	43
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODO	54
4.1 Confeção dos modelos experimentais	54
4.2 Localização das perfurações para implantes no poliuretano.	58
4.2.1 Perfurações para os modelos com implantes axiais no poliuretano –Configuração AXIAL (G1).....	59
4.2.2 Perfurações para os modelos com implantes inclinados no poliuretano – Configuração Angular (G2).....	60
4.3 Instalação de implantes no poliuretano	61
4.4 Obtenção das infraestruturas metálicas (barras metálicas em CoCr)	62
4.4.1 Moldagem e confecção dos modelos de trabalho.....	62
4.4.2 Enceramento das estruturas metálicas.....	65

4.4.3 Inclusão das estruturas.....	68
4.4.4 Sobrefundição das estruturas.....	69
4.4.5 Acabamento dos segmentos fundidos das infraestruturas.....	70
4.4.6 Soldagem a laser.....	71
4.5 Colagem dos extensômetros.....	74
4.6 Aplicação de carga estática no extremo livre.....	76
4.7 Coleta dos dados de microdeformação ($\mu\epsilon$)	78
4.8 Delineamento experimental.....	82
4.9 Análise estatística.....	82
5 RESULTADOS.....	84
6 DISCUSSÃO.....	92
7 CONCLUSÃO.....	125
8 REFERÊNCIAS.....	126
APÊNDICES.....	149

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Organograma da investigação.....	54
Figura 2 - Projeto virtual (G1) em <i>AutoCAD</i> ..	56
Figura 3 - Projeto virtual (G2) em <i>AutoCAD</i>	57
Figura 4 - Matriz metálica montada.....	57
Figura 5 - Modelo experimental (G1) com as perfurações e <i>slots</i> de profundidade já fresados em fresadora.....	60
Figura 6 - Modelo experimental (G2) com as perfurações e <i>slots</i> de profundidade já fresados em fresadora.....	61
Figura 7 - Modelos experimentais (G1 e G2) com os implantes instalados.....	61
Figura 8 - Modelos experimentais (G1 e G2) com pilares micro-unit instalados.....	63
Figura 9 - Moldeira acrílica recortada para adaptar-se com folga aos transferentes (G1 e G2).....	64
Figura 10 – Ferulização em resina acrílica quimicamente ativada (G1 e G2) para moldagem de técnica direta.....	64

Figura 11 – Vista superior (G1 e G2) com análogos tipo micro-unit nos transferentes quadrados.....	65
Figura 12 – Vista dos modelos de trabalho (G1 e G2) em gesso tipo IV.....	65
Figura 13 – Vista frontal dos cilindros usinados (C) posicionados sobre os análogos (A) do modelo de trabalho.....	66
Figura 14 – Vista superior do enceramento padrão para os grupos G1 e G2 (A) posicionados sobre os análogos e com os cilindros capturados no modelo de trabalho do G1. Conjunto envolto em silicone para duplicação (B).....	67
Figura 15 – Vista superior da muralha posicionada. Enceramento com cera fundida, injetada e seccionada em quatro segmentos sobre os cilindros usinados e parafusados sobre os modelos de trabalho garantindo peças semelhantes para os grupos G1 e G2.....	68
Figura 16 – Vista frontal do enceramento (G1 e G2) nos modelos de trabalho.....	68
Figura 17 – Os quatro segmentos de cada estrutura (G1 e G2) unidos em conjunto aos canais de alimentação e fixados em uma base formadora de cadinho (A). Vista aproximada do anel de silicone unido à base formadora de cadinho e do revestimento sendo vertido (B)	69

Figura 18 – Máquina de fusão por eletro-indução.....	70
Figura 19 – Infraestruturas unidas com resina acrílica (G1 e G2).....	72
Figura 20 – Modelo de referência (<i>índex</i>) para procedimento de soldagem a laser (G1 e G2).....	72
Figura 21 – Máquina de soldagem à laser (SISMA LM 500)	73
Figura 22 – Infraestruturas soldadas (G1 e G2).....	74
Figura 23 – Vista superior dos extensômetros colados em três níveis de profundidade (cervical, médio e apical implantar) no modelo experimental.....	76
Figura 24 – Vista superior do modelo experimental (G1) e local de referência para a aplicação de carga estática (ponto A - seta azul, ponto B – seta vermelha).....	77
Figura 25 – Vista superior do modelo experimental (G1) sob carregamento de 50N a 10mm de distanciamento distal (ponto de referência – pilar protético)	78
Figura 26 – Vista superior ampliada de um extensômetro elétrico.....	80
Figura 27 – Vista frontal do sistema de condicionamento e conversão do sinal	80

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro1 - Valores médios obtidos em cada Cp segundo a condição experimental.....	149
Tabela 1 - Configuração AXIAL. Média (\pm desvio padrão) dos dados de microdeformação (valores em $\mu\epsilon$), (n = 5).	84
Tabela 2 - Configuração ANGULAR. Média (\pm desvio padrão) dos dados de microdeformação (valores em $\mu\epsilon$), (n = 5)	85
Tabela 3 - Resultados ANOVA (medidas repetidas) para os três fatores em estudo.....	89
Tabela 4 - Teste de Tukey para as médias de microdeformação nas duas condições experimentais.....	91
Tabela 5 - Valores obtidos em cada Cp segundo a condição experimental (valores de microdeformação para PAC Anterior), (extensômetros 1, 3, 6 e 8 recebem prefixo [+] por corresponder à compressão; extensômetros 2, 4, 5 e 7 recebem prefixo [-] por corresponder a alongamento, em todos os níveis de profundidade.....	151
Tabela 6 - Valores obtidos em cada Cp segundo a condição experimental (valores de microdeformação para PAC Cantilever), (extensômetros 1, 3, 5 e 7 recebem prefixo [-] por corresponder à compressão; extensômetros 2, 4, 6 e 8 recebem prefixo [+] por corresponder a alongamento, em todos os níveis de profundidade.....	152

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag-Pd = Prata-Paládio

°C = grau Celsius

Co-Cr = Cobalto-Cromo

Cp = corpos-de-prova

Cr = Cromo

C. V.(%) =coeficiente de variação

DP = desvio padrão

GPa = Giga Pascal

Gr = grupo

G1 = Grupo 1

G2 = Grupo 2

Hz = Hertz

IE = infra-estrutura

Kg = quilograma

Max = Máximo

MEV = microscopia eletrônica de varredura

mm² = milímetro quadrado

mm = milímetro

MPa = Mega Pascal

Ms = milisegundos

Ncm = Newton centímetro

Ni-Cr = Níquel-Cromo

NP = Nível de Profundidade

PAC = Ponto de aplicação de carga

PPF = prótese parcial fixa

s = segundo, unidade de medida de tempo

SAG = resistência à deformação sob altas temperaturas

St = Strain gauge

Ti-cp = Titânio comercialmente puro

V = Volts

X = vezes

% = unidade de porcentagem

μm = micrometro

$\mu\epsilon$ = unidade de microdeformação

W = tungstênio

ZAC = zona afetada pelo calor

Ω = Ohms

α = nível de confiança

Castilho AA. Estudo do comportamento biomecânico em protocolos modificados de Brånemark (conceito *All-on-Four*): análise por extensometria linear elétrica [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2012.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar *in vitro*, por meio de extensometria linear elétrica, o comportamento biomecânico em protocolos de Brånemark em mandíbulas, modificados pelo conceito *All-on-Four*, para que seja possível se estabelecer uma correlação entre tensão, deformação e eventos biomecânicos que possam acontecer no tecido ósseo peri-implantar referente a mudança do eixo de instalação de implantes posicionados próximos às extensões em *cantilever*. Para tanto, foram confeccionados dez modelos experimentais (G1, n=5) e (G2, n=5) homogêneos à base de poliuretano nos quais foram instalados quatro implantes de conexão externa e quatro pilares tipo micro-unit em duas configurações para os implantes distais. Para o efeito configuração (Configuração) no G1, os implantes foram instalados de forma axial e paralelos entre si. Para o efeito configuração no G2, os dois implantes distais foram instalados em angulação de 30° - sentido distal. O monitoramento das deformações foi obtido em 3 níveis de profundidade (NP) (cervical, médio e profundo) para cada implante, assim como em dois pontos de aplicação de carregamento estático de 50N (PAC) (ponto A em *cantilever* e ponto B em ponto mediano). Foram coletadas três leituras de microdeformação ($\mu\epsilon$) para cada extensômetro. Os dados coletados foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA e Tukey ($\alpha=5\%$). Para as condições experimentais, os grupos após ensaio de extensometria linear elétrica apresentaram Médias \pm DP ($\mu\epsilon$), para o grupo G1: $149,5 \pm 7,7 \mu\epsilon$ (PAC - *cantilever*); $140,9 \pm 6,2 \mu\epsilon$ (PAC – ponto anterior) e para grupo G2: $98,1 \pm 6,7 \mu\epsilon$ (PAC - *cantilever*); $127,9 \pm 8,2 \mu\epsilon$ (PAC – ponto anterior). Verificou-se que, no quesito Configuração, os grupos diferem estatisticamente entre si ($p=0,0001$) e no efeito interação, entre Configuração e PAC, diferem entre si ($p=0,0001$). A distribuição dos implantes com implantes terminais em 30° interferiram na magnitude da deformação perimplantar, resultando em redução favorável de tensões no tecido ósseo assim como influenciou favoravelmente à resposta de tensões para ambas opções de carregamento analisadas.

Palavras-Chave: *All-on-Four*. Extensometria. Implantes inclinados.

Castilho AA. Study of Biomechanical behavior in modified Brånemark protocols: Strain Gauge analysis [thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2012.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate in vitro, the biomechanical behavior in Brånemark protocols modified by the All-on-Four concept, by strain gauge analysis, to establish a correlation between stress, strain and biological events that may occur in the peri-implant bone tissue in two different distal implants configuration. Ten polyurethane experimental models were fabricated (Group 1, n = 5) and (Group 2, n = 5) which were installed four external hex implants and four micro-unit abutments, in two different tilting set-up for the distal implants. For the configuration effect in G1, the implants were installed axially and parallel to each other. In G2 group, the two distal implants were tilted 30 degrees. The microstrain data were obtained in 3 deep levels (NP) (cervical, medium and deep) via two linear strain gauges bonded on the mesial and distal surface for each implant. A static load of 50 N was applied on two points (PAC) (A - cantilever point and B - median point). Three microstrain measurements ($\mu\epsilon$) were performed for each strain gauge. Data were analyzed by ANOVA and Tukey's test for multiple comparisons at 5% level of significance. For the experimental conditions, the groups after testing showed mean \pm SD ($\mu\epsilon$) values for G1: $149.5 \pm 7.7 \mu\epsilon$ (PAC - cantilever), $140.9 \pm 6.2 \mu\epsilon$ (PAC - anterior point) and G2: $98.1 \pm 6.7 \mu\epsilon$ (PAC - cantilever), $127.9 \pm 8.2 \mu\epsilon$ (PAC - anterior point). It was found that in the question setting groups differ statistically from each other ($p = 0.0001$) and the interaction effect between PAC and Configuration, differ ($p = 0.0001$). The tilted implants 30 degrees set-up interfered on the microstrain levels, resulting in a favorable stress reduction in bone tissue as well as a favorable response for both loading conditions analyzed.

Keywords: All-on-Four. Strain gauge. Tilted implants.

1 INTRODUÇÃO

Desde a introdução do conceito de osseointegração por Brånemark e colaboradores em 1969 e a publicação dos primeiros resultados clínicos de longo prazo no início da década de 80, revelou-se a possibilidade de reabilitação de arcos desdentados com implantes osseointegráveis baseado em resultados consistentes e confiáveis (Adell et al., 1981; Adell et al., 1990; Attard, Zarb, 2003).

O tratamento de mandíbulas edêntulas pelo protocolo original de Brånemark consistia na instalação de cinco ou seis implantes de dois estágios em posição vertical e em região inter-foraminal. Subsequentemente a instalação, mantinha-se os implantes submersos por um período cicatrização de três a seis meses a fim de se evitar contaminações e aplicação de carga precoce. Essa condição era considerada como requisito básico para a obtenção da osseointegração (Brånemark et al., 1969; Adell et al., 1981).

Posteriormente, Brånemark e colaboradores em 1983, estabeleceram que a instalação de no mínimo quatro implantes parecia adequada para suportar próteses de arco total, mas recomendou o aumento no número de implantes justificado por eventual perda ou falha na osseointegração. Fato esse confirmado, com a divulgação de dados clínicos de longo prazo referente a sobrevida de implantes e próteses suportadas por quatro implantes, onde demonstrou-se resultados similares quando se instalava um maior número de implantes na mesma modalidade de tratamento (Fazi et al., 2011).

A previsibilidade do protocolo original de tratamento incentivou o desenvolvimento de técnicas focadas na simplificação, redução do período de cicatrização e otimização da questão

custo/benefício. Desse modo, o recente progresso na Implantodontia, demonstrou a possibilidade de carregamento imediato dos implantes sem o sacrifício do seu sucesso. (Brånemark et al., 1999; Gallucci et al., 2004).

Adicionalmente, a crescente resistência de inúmeros pacientes quanto ao uso de próteses temporárias e a busca por protocolos de tratamentos simplificados com a redução do tempo de cicatrização implicaram em um grande aumento no número de procedimentos que utilizam implantes de estágio único submetidos ao carregamento imediatamente após a sua instalação (Weber et al., 1996).

Assim, diversos autores introduziram conceitos e protocolos focados no carregamento imediato de implantes osseointegráveis com a finalidade de se reabilitar pacientes edêntulos utilizando-se próteses fixas em mandíbula (Schnitman et al., 1990).

Apesar da divulgação de diversos sistemas de carregamento imediato, cada qual com sua peculiaridade, foi demonstrado que quatro fixações são suficientes para retenção de uma prótese implantosuportada em arco edêntulo e a probabilidade de sucesso é considerada alta (Duyck et al., 2000a).

Contudo, a angulação no eixo de inserção de implantes vem sendo proposta para casos limítrofes onde a atrofia óssea de mandíbulas ou maxilas impede ou dificulta a instalação de implantes de forma axial. Além disso, a angulação do eixo de inserção permite a inserção de fixações mais longas, implicando consideravelmente em melhor prognóstico com relação às fixações de menor comprimento, possibilitando também ótimas posições para o suporte biomecânico (Krekmanov et al., 2000).

Estudos clínicos têm demonstrado previsibilidade em próteses instaladas em implantes osseointegráveis dispostos de forma inclinada, sendo essa sobrevida, ou sucesso, semelhantes a observada em implantes dispostos verticalmente (Aparicio et al., 2001; Calandriello,

Tomatis, 2005; Maló et al., 2003, 2005; 2006; 2007; Capelli et al., 2007; Rosén, Gynther, 2007; Testori et al., 2008; Tealdo et al., 2008).

Apesar da premissa de que os implantes osseointegráveis devam ser posicionados de forma axial para se obter melhores resultados biomecânicos (O'Mahony et al., 2000), não há evidências clínicas de que haja problemas quanto a técnica de instalação angulada, apesar de diversos estudos demonstrarem aumento na tensão/deformação em tecido ósseo peri-implantar (Brosh et al., 1998; Markarian et al., 2007).

Diversos autores realizaram carregamento imediato em próteses combinando-se implantes dispostos de forma paralela e inclinada, verificando índices de perda óssea e taxa de sucesso similar entre os implantes (Testori et al., 2008; Capelli et al., 2007; Rosen, Gynther, 2007; Calandriello, Tomatis, 2005).

Em virtude do desenvolvimento crescente das técnicas em Implantodontia, houve um aumento substancial em estudos biomecânicos frente ao comportamento do sistema prótese-implante-tecidos de suporte. Essas investigações são essenciais para se observar as tensões geradas, uma vez que tensões resultantes de sobrecarga podem causar perda óssea marginal e falha da osseointegração (Isidor, 2006), assim como falhas mecânicas da estrutura protética (Silva et al., 2008).

O sistema prótese, implantes e tecido ósseo representam uma estrutura unificada. Pelo fato de os implantes serem completamente envolvidos por tecido ósseo e a interface não ser resiliente, estas tensões determinam deformações no tecido ósseo perimplantar. É difícil quantificar a magnitude e a direção das forças oclusais, mas quando as forças oclusais excedem a capacidade de dissipação de tensões mecânicas ou biológicas do implante ou da prótese, pode ocorrer falha mecânica ou perda da osseointegração, classificando-se esse evento como sobrecarga (Skalak, 1983).

Na Implantodontia, assim como a fotoelasticidade e a análise com os elementos finitos, a extensometria linear elétrica também tem sido utilizada para analisar problemas relacionados à biomecânica aplicada aos implantes osseointegráveis, com o intuito de se compreender o comportamento das estruturas quando são submetidas às cargas oclusais. Trata-se de uma técnica de mensuração de possíveis deformações existentes nas estruturas a serem analisadas, encontrando assim aplicações em pesquisas científicas e tecnológicas (Spiekermann et al., 1995).

A extensometria linear elétrica é um dos poucos métodos de investigação e análise biomecânica que torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferência às estruturas de suporte pela sua possibilidade de utilização em investigações *in vivo* (Heckmann et al., 2004).

Pelo fato de permitir a caracterização qualitativa das forças aplicadas, avaliações experimentais são possíveis de serem realizadas permitindo delinear-se as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Assim, uma correlação entre tensão, deformação e uma cascata de eventos biológicos que aconteça no tecido ósseo pode ser feita em relação a interface de remodelação óssea e /ou perda de tecido ósseo peri-implantar (Spiekermann et al., 1995; Clelland et al., 1996).

Trata-se de uma técnica de medição de deformações associada a um equipamento específico sob cargas estáticas ou dinâmicas. São utilizadas pequenas resistências elétricas (*strain gauges*), cujos valores são expressos em $\mu\epsilon$ (unidade de microdeformação), que à mínima deformação sofrida alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre (Clelland et al., 1996; Kim et al., 1999).

Os extensômetros lineares elétricos são compostos por fios ou lâminas metálicas de cobre-níquel, fixados a uma base isolante e recobertos por um laminado plástico. O alongamento ou a compressão

após a aplicação de uma força (tensão) alteram proporcionalmente a sua resistência elétrica, permitindo registros da deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados correspondendo a 0,1% da estrutura deformada em seu arranjo estrutural em questão (Frost, 1994; Wiskott, Belser, 1999). Podem ser fixados aos implantes, pilares protéticos e às próteses (Clelland et al., 1996; Vasconcellos et al., 2005).

Há um consenso de que próteses fixas implantosuportadas apresentam altos índices de sucesso em longo prazo, mas ao longo do tempo, inúmeros problemas têm sido observados em relação a sua integridade estrutural (Patterson et al., 1995). A mastigação produz forças verticais e laterais que induzem forças axiais e momentos fletores tendo correlação direta na incidência de tensões no implante e tecido ósseo (Duyck et al., 1997).

Além disso, o padrão de distribuição de tensões é um dos fatores importantes e está relacionado ao sucesso dos implantes (Kohn, 1992).

Entretanto, relatos conflitantes são rotineiramente divulgados na literatura com relação a resposta do tecido ósseo frente a sobrecargas oclusais em questão da perda óssea marginal, principalmente no que se refere ao uso de implantes inclinados e as cargas não axiais, questionando-se assim, a ocorrência ou a associação de esforços mais elevados nesses tipos de situação.

Em virtude da existência de um pequeno número de estudos científicos para comprovar o sucesso da técnica em longo prazo para a técnica de instalação de implantes em posição inclinada, o objetivo deste estudo foi analisar *in vitro* comportamento biomecânico em protocolos de Brånemark em mandíbulas modificados pelo conceito *All-on-Four*, variando a inclinação dos implantes distais, para que seja possível se estabelecer uma correlação entre deformação e eventos biomecânicos que possam acontecer no tecido ósseo peri-implantar.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para a melhor compreensão, inicialmente será apresentado um breve histórico resumido a respeito da evolução na Implantodontia, relatando-se os estudos clássicos mais relevantes e em sequência, serão apresentados quatro assuntos distintos de suma importância para a validação dessa investigação: histórico em implantodontia, implantes inclinados, sistema *All-on-Four* e extensometria em Implantodontia.

2.1 Histórico em Implantodontia

Inicialmente, em seus primeiros experimentos envolvendo o conceito de osseointegração, Brånemark et al. (1969) descreveram os resultados obtidos assim como os eventos biológicos envolvidos, a técnica cirúrgica, protética, componentes e instrumentos cirúrgicos utilizados. De acordo com o protocolo original de Brånemark, cinco a seis implantes deveriam ser instalados na região inter-foraminal da mandíbula para suportar uma prótese fixa, classicamente nomeada de protocolo de Brånemark.

Em um clássico estudo prospectivo de 15 anos, Adell et al. (1981) avaliaram 2.768 implantes instalados em 191 maxilas e 219 mandíbulas, num total de 371 pacientes. Em 405 maxilares operados, próteses foram instaladas aos implantes. Durante os controles destas próteses, complicações mecânicas como fratura de parafusos, de implantes e das próteses, e complicações biológicas como perda óssea

marginal foram observadas. Os autores consideraram concentrações inadvertidas de estresse, devido à ausência de um ajuste absoluto entre a prótese fixa e as conexões, como a causa mais provável para as complicações ocorridas, recomendando esforços intensos com o objetivo de aumentar a precisão na adaptação entre tais componentes.

Skalak (1983) apresentou um estudo considerado clássico em termos de avaliação biomecânica de próteses implantossuportadas. Nesse estudo, considerações foram feitas quanto a maneira com que a tensão mecânica é transferida à interface histológica e foi considerada um aspecto crítico que pode influenciar a longevidade da osseointegração. Foi considerado fundamental o fato de que estas estruturas não sejam submetidas a forças além de sua capacidade de fadiga em longo prazo.

Em um estudo comparativo de longo prazo realizado em 1983, onde foi analisado a sobrevivência de próteses suportadas, Brånemark estabeleceu que o mínimo de 4 implantes em mandíbula edêntula pareciam adequados a suportarem uma prótese fixa tipo protocolo, em vista da obtenção de resultados similares ao uso de um maior número de implantes. Adicionalmente, recomendou o uso de um maior número de implantes (até 6 implantes) para alcançar um suporte biomecânico adequado em caso de falha na osseointegração de um dos implantes instalados (Brånemark et al., 1995).

Em 1987, Cox e Zarb em um estudo longitudinal prospectivo de três anos, analisaram a eficácia do protocolo desenvolvido por Brånemark. Foram avaliados 26 pacientes reabilitados com próteses totais fixas mandibulares em relação ao nível ósseo, qualidade e quantidade do tecido gengival, índice de placa e de sangramento. Os resultados mostraram taxas de sucesso de 87,5% dos implantes e de 96% das próteses. Entre as complicações relatadas, observou-se o alto número de fraturas das estruturas (12 das 26), atribuído à liga utilizada e ao desenho da estrutura, sendo o problema resolvido com a substituição

da liga (prata-paládio tipo III para tipo IV) e mudança no desenho da prótese. Duas fraturas de parafusos protéticos foram relatadas, relacionadas ao desajuste da prótese. Foi salientado que a falta de adaptação da prótese é capaz de induzir estresse aos componentes, com possibilidade de fraturas e perda óssea perimplantar.

Naert et al. em 1992 avaliaram o resultado protético de próteses totais fixas implantossuportadas e a possível relação de perda do osso marginal e implantes. Oitenta e oito pacientes desdentados foram reabilitados por meio de implantes dentais, sendo 99 maxilas restauradas com prótese total fixa. Durante os sete anos de controle clínico e radiográfico, a taxa cumulativa de falhas foi de 4,9% para a mandíbula e 10,1% para a maxila. Durante o período de observação, poucas complicações dos componentes dos implantes foram observadas. Os autores concluíram que a localização das fixações, o desenho oclusal e próteses fixas em ambos os arcos influenciaram nas complicações dos implantes e das próteses.

Brånemark et al. em 1995 realizaram um estudo retrospectivo com 156 pacientes totalmente desdentados reabilitados com prótese total fixa suportada por quatro ou seis implantes, após um período de 10 anos. Os resultados demonstraram que a taxa de sobrevivência dos implantes na mandíbula foi de 88,4% e 93,2% para as próteses sobre 4 ou 6 implantes, respectivamente. Ao passo que na maxila foi de 80,3% para 4 implantes e 78,3% para 6 implantes. Os autores concluíram que 4 ou 6 implantes de 10 mm podem ser utilizados para a confecção de prótese total fixa implantossuportada.

Rangert (1995) relataram que apesar da crescente utilização de 4 implantes em protocolos de prótese fixa em arco total, a distribuição de forças mastigatórias parecem se dissipar de forma não uniforme e que um aumento na concentração de tensões em implantes adjacentes a extensão de *cantilevers*. Conseqüentemente, uma maior incidência de complicações é esperada para esse tipo de tratamento.

Já em 1999, Brånemark e associados apresentaram um sistema de implantes carregados imediatamente, para a mesma indicação, mas com a utilização de apenas três fixações. O sistema “*Novum*” envolvia componentes pré-fabricados e guias cirúrgicos, possibilitando a instalação de prótese fixa em sequência da colocação dos implantes osseointegráveis.

Para Sahin et al. (2002), grande parte dos aspectos que envolvem o planejamento na terapia com implantes se refere a aspectos biomecânicos. Segundo os autores, alguns dogmas são baseados na crença das reações ósseas frente a implantes sob carga. Entretanto, é limitado o número de estudos sobre a biomecânica em implantes e a biologia óssea, o que tem levado a interpretações insuficientes do grande número de dados clínicos coletados nas últimas três décadas. Desta forma, os resultados dos tratamentos poderiam ser possivelmente melhorados quando os implantes não fossem carregados excessivamente por forças oclusais, quando posicionados em osso denso, quando o número ou diâmetro dos implantes suporte fossem aumentados, na redução do momento fletor através do posicionamento dos implantes, e quando os mesmos suportassem próteses fixas.

Capelli et al. (2007) relataram que o desenvolvimento de protocolos de tratamento para próteses fixas de arco total em mandíbula utilizando-se quatro fixações ao invés de seis, tem sido encorajada pelos resultados pertinentes a análises de aplicação de carga e investigações clínicas

Papaspyridakos et al. (2012) analisando pacientes edêntulos reabilitados com próteses fixas de arco total, relataram que a complicação biológica mais mencionada em estudos clínicos é o índice de perda óssea perimplantar (>2 mm) em 20,1% após 5 anos e 40,3% após 10 anos e a complicação técnica mais relacionada foi a fratura de parafusos em 10,4% dos casos em até 5 anos e 20,8% em até 10 anos.

2.2 Implantes Inclínados

Mericske-Stern (1993) através de um estudo cefalométrico em 44 pacientes, investigou a inclinação do eixo dos implantes em relação ao plano oclusal. Nesse estudo, avaliou-se as forças incidentes sobre implantes que suportavam *overdentures* mandibulares. Foi constatado que havia inclinação vestibular em 70% dos implantes, inclinação lingual em 11% dos implantes, e ângulo reto de 90° em somente 19%. Após cinco anos, não foi verificada nenhuma associação entre inclinação do eixo do implante, atrofia mandibular e achados da avaliação peri-implante.

Clelland et al. em 1993 verificaram o efeito da angulação de pilares protéticos na distribuição de tensões de implante, por meio da extensometria e fotoelasticidade. Os resultados demonstraram que as tensões compressivas foram duas vezes maiores no lado da fixação oposta à aplicação da carga, quando a angulação alterou de 0 a 20°, havendo um aumento estatisticamente significativo das tensões e deformações com aumento da angulação do pilar protético. Os dados numéricos da extensometria produziram resultados concordantes com a interpretação visual das ondas isocromáticas. Concluiu-se que todos os pilares protéticos produziram deformações dentro dos limites fisiológicos do osso e que embora os resultados da fotoelasticidade ilustrem a localização e a concentração de tensões globais, dados mais quantitativos podem ser obtidos com auxílio de extensômetros em diversas localizações.

Meijer et al. (1994) usaram o método de elementos finitos tridimensional para avaliar a distribuição de tensões no osso ao redor de dois ou quatro implantes colocados na região interforames da mandíbula com dois estágios de reabsorção (alturas diferentes de mandíbula). Não houve redução de tensões nas extremidades livres quando a carga foi

distribuída por quatro implantes em relação à configuração com dois implantes. Entretanto, houve uma tendência para um aumento gradual de tensão com a diminuição da altura da mandíbula.

Morgan e James (1995) usaram um modelo matemático estrutural para avaliar a distribuição de força, momento fletor e torque em uma prótese implantossuportada. Os autores consideraram que a prótese estava rigidamente conectada ao osso por implantes, sendo que os implantes foram considerados os únicos componentes elásticos do sistema devido a sua menor rigidez flexural. Na análise, o número e a posição dos implantes foram variáveis e magnitude, direção e localização da carga aplicada foram arbitrárias. Os autores obtiveram equações algébricas simples para as distribuições equilibradas de força e momento fletor, o que seria útil para determinar o número e a localização dos implantes clinicamente. O momento fletor produziu tensões no implante de magnitude maior que as tensões axiais diretas.

Canay et al. (1996) verificaram que a aplicação de forças oblíquas promovem tensões compressivas na crista óssea até cinco vezes maiores do que em implantes dispostos de forma paralela.

Balshi et al. (1997) em um estudo multicêntrico avaliaram 71 pacientes com próteses fixas em maxila e mandíbula, sendo 63 em maxila e 10 em mandíbula. Pilares protéticos angulados ou a combinação de pilares retos com angulados foram utilizados para suportar as próteses. Todos os componentes utilizados foram do sistema Brånemark. Dos 425 implantes inicialmente instalados, 4 falharam antes da conexão dos pilares. Dos 421 implantes remanescentes, 209 angulados (grupo teste) e 212 pilares standart (grupo controle) foram utilizados para suportar as próteses fixas. A taxa de sucesso das próteses em maxila foi de 96.8% e 100% em mandíbula. Um total de 5.3% de implantes do grupo teste e 7.5% de implantes do grupo controle falharam. A taxa de sobrevivência após três anos foi de 91.3% na maxila com implantes grupo controle, 94.8% na maxila com implantes grupo teste, 97.4% na mandíbula com

implantes grupo controle, e 94.1% na mandíbula com implantes grupo teste. Esse estudo demonstrou que a utilização de pilares protéticos angulados, ou seja, em implantes inclinados demonstrou bons resultados preliminares e que pode ser comparável ao uso de pilares protéticos standard como modalidade de tratamento em reabilitação protética.

Brosh et al. (1998) verificaram por meio da extensometria e análise fotoelástica as tensões que pilares angulados promovem ao tecido ósseo quando comparados a pilares retos. Os extensores mostraram tensões três vezes maiores próximas ao pescoço do implante conectado a pilares angulados. O método fotoelástico demonstrou um aumento de apenas 11% na quantidade de franjas na mesma situação.

Mattsson et al. (1999) utilizaram implantes inclinados evitando o seio maxilar, com o intuito de se utilizar ao máximo a estrutura óssea remanescente, aumentando o comprimento da fixação. Quinze pacientes apresentando maxilas atroficas, receberam 86 implantes. Após 6 meses, próteses fixas metaloplásticas implantosuportadas foram instaladas. Em um período que variou de 36 a 54 meses, apenas 1 implante osseointegrável falhou.

Krekmanov et al. (2000) relataram uma técnica cirúrgica modificada na instalação de implantes na região posterior dos maxilares com o intuito de aumentar a extensão distal das próteses e redução no comprimento da prótese sem sustentação. Segundo os autores a reabilitação de de arcos desdentados em regiões posteriores geralmente está associado a problemas anatômicos como o formato de arcada, a localização das alças dos mentuais, canais mandibulares e seios maxilares. Quarenta e sete pacientes foram tratados com implantes inclinados, sendo 25 pacientes com 36 implantes em mandíbula e 22 pacientes com 30 implantes em maxila. Na mandíbula os implantes colocados distalmente foram angulados entre 25 a 35⁰ com localização próxima a emergência dos nervos mentuais. Na maxila os implantes posteriores foram instalados paralelos à parede anterior do seio maxilar,

sendo inclinados entre 30 e 35⁰. Houve um ganho de distância médio de sustentação das próteses na mandíbula de 6,5 mm e na maxila de 9,3 mm. Não houve falhas nos implantes em mandíbula. A taxa de sucesso cumulativo na maxila foi de 98% após 5 anos para implantes inclinados e 93% para os não inclinados. Houve parestesia na mandíbula em 4 locais durante as primeiras 2 a 3 semanas após a instalação dos implantes. Após a análise de distribuição de cargas por meio de extensometria elétrica linear *in vivo* em um caso de reabilitação em mandíbula, mostrou-se não haver diferença significativa em implantes inclinados ou não, assim como o aumento no suporte da prótese foi confirmado. Desse modo, concluiu-se que a utilização de tal técnica que implica no aumento de suporte posterior das próteses e respaldado no respeito aos conceitos da osseointegração, em médio prazo, torna-se método recomendável. Os resultados clínicos desse estudo indicaram que a inclinação dos implantes não induziram nenhuma desvantagem biológica e que tal conduta pode ser bem justificada do ponto de vista biomecânico.

Krekmanov (2000) propôs a modificação do método de colocação de implantes na região posterior dos maxilares para a instalação de próteses fixas, por meio de cirurgias minimamente invasivas. Oitenta e seis implantes foram colocados posteriormente ao forame mentoniano em mandíbulas severamente reabsorvidas e setenta e cinco implantes foram colocados na maxila posterior. Enxertos ósseos foram realizados em nove pacientes com maxilas severamente atrofiadas. Os pacientes foram acompanhados entre 12 e 123 meses após a instalação das próteses. Foram perdidos três implantes na maxila: 1 no processo pterigóide, 1 próximo à parede posterior do seio maxilar e 1 na cortical do palato. Um implante foi perdido aparentemente devido a uma prótese mal adaptada. Não houve implantes perdidos em mandíbula.

Nary Filho et al. (2001) relataram que a técnica de fixação zigomática vem sendo utilizada desde 1989, surgiu como alternativa aos enxertos ósseos em região posterior de maxila. É caracterizada por um

implante rosqueável que varia entre 30 a 52,5 mm de comprimento, tendo sua emergência próxima à região de primeiros molares. Sua ancoragem é feita em corpo de zigoma numa angulação próxima a 45⁰.

Aparicio et al. (2001) avaliaram clinicamente a eficácia de implantes inclinados junto ao seio maxilar. Foram instalados 101 implantes, dos quais 42 inclinados, sendo esses últimos com comprimento mínimo de 15 mm. Após período de cicatrização média de 29 semanas, 29 próteses parciais fixas sem *cantlevers*, unindo-se os implantes inclinados e verticais, foram assentadas. Os resultados observados após um período médio de 37 meses revelaram sucesso de 100% das próteses, 91,3% dos implantes verticais e 95,2% dos implantes inclinados. Considerando apenas a sobrevivência dos implantes, a taxa foi de 96,5% para os implantes verticais e 100% para os inclinados. Problemas mecânicos estiveram presentes em 55,2% das próteses, sendo o mais comum afrouxamento de parafuso do intermediário. A perda óssea marginal média foi de 1,21 mm para os inclinados e 0,92 mm para os implantes verticais, não sendo essa diferença significativa. Os autores concluíram que a técnica é mais simples, previsível, barata e mais rápida que técnicas de enxerto com elevação da membrana do seio maxilar, sendo uma boa alternativa para reabilitações em regiões posteriores de maxila atrófica.

Bezerra et al. (2002) relataram que há vantagens quanto a instalação de implantes inclinados em relação às técnicas de enxertia óssea ou às fixações zigomáticas por apresentar menor morbidade, utilização do rebordo residual, utilização de áreas com tecido ósseo de maior densidade, menor tempo de tratamento, menor custo e ausência de áreas doadoras. Segundo os autores, devido à inserção de forma não-axial dos implantes, deve-se uní-los às demais fixações de forma rígida, com infraestrutura metálica, num prazo máximo de cinco dias, a fim de se manter a estabilidade secundária. Além disso, considera-se que o segundo estágio cirúrgico nas técnicas de implantes inclinados deva ser

planejado e executado segundo o protocolo de carga imediata, assim como a utilização de guias radiográficos para se determinar a inclinação dos implantes distais.

Vasconcelos (2003) relataram a utilização de implantes inclinados no sentido pósterio-anterior da maxila em um caso clínico com aplicação de carga imediata. Foram inseridos seis implantes (Nobel Biocare), sendo os dois distais inclinados. A instalação dos implantes tangentes às paredes anteriores dos seios maxilares possibilitou que esses implantes tivessem os maiores comprimentos dentre todos – 4 x 18 mm. A ancoragem em pilar canino (Zona 1) foi outro importante fator. A análise por frequência de ressonância revelou que esses implantes apresentaram os maiores índices de estabilidade primária. No acompanhamento clínico-radiográfico de 12 meses, os tecidos periimplantares apresentaram-se normais. Os autores concluíram que a inclinação dos implantes possibilitou fixações de maior comprimento, ancoragem em osso denso, estabilidade inicial maior e bicortical, além de solução restauradora mais rápida devido à não-necessidade de reconstruções ósseas por meio de enxerto.

Cehreli et al. (2004) avaliaram *in vitro*, por meio da extensometria, as tensões ao redor de implantes com hexágono interno utilizados como suporte de próteses fixas cimentadas de quatro elementos, variando o posicionamento e a inclinação dos implantes, as condições de carregamento, axial e não-axial, e os locais de aplicação de carga. Cinco alinhamentos de implantes foram testados com pântico na região do terceiro implante:

- a) primeiro implante alinhado e com angulação de 15°, segundo e quarto implantes alinhados e sem angulação;
- b) primeiro, segundo e quarto implantes alinhados e sem angulação;
- c) primeiro e segundo implante alinhados e sem

- angulação, quarto implante desalinhado e sem angulação;
- d) primeiro e segundo implantes alinhados e sem angulação, quarto implante com angulação de 15°;
- e) primeiro e quarto implantes alinhados e sem angulação, segundo implante desalinhado e com angulação de 15°.

Os resultados revelaram que o carregamento não-axial dos implantes gerou mais tensões que o axial, porém a diferença não foi significativa para todos os grupos. Os autores concluíram que tais resultados enfatizam o efeito combinado da localização do implante, angulação e macro-geometria da prótese e que a avaliação biomecânica dos fatores estudados é um fenômeno multifacetado.

Calandriello e Tomatis (2005) apresentaram um estudo clínico de onze pacientes com perdas parciais na região posterior de maxila e outros sete desdentados totais maxilares, utilizando próteses suportadas por implantes inclinados e verticais, imediatamente carregadas. Um total de 60 implantes foram instalados, sendo 27 inclinados tangenciando os seios maxilares, emergindo numa posição mais distal. Próteses esplintadas foram assentadas no mesmo dia ou no dia seguinte à cirurgia. Após um ano de avaliação, houve sobrevivência de 97% e 96,3% dos implantes verticais e inclinados, respectivamente e 100% das próteses. A perda óssea marginal média foi de 0,82 mm e 0,34 mm para os implantes verticais e inclinados. Os autores ponderaram sobre as vantagens da técnica de se utilizar implantes inclinados evitando-se o seio maxilar: diminui-se *cantlever*, cria-se maior distância entre os implantes e se utiliza menor número de implantes.

Zampelis et al. (2007) utilizando a metodologia que emprega análise de elementos finitos (2D) avaliou a distribuição de tensões no tecido ósseo circundante à região cervical em implantes

esplintados e investigou se o uso de implantes inclinados nos pilares protéticos distais eram biomecanicamente superiores aos implantes posicionados em *cantlevers* dispostos de forma convencional. Demonstrou-se a possibilidade de diminuição de tensões ao tecido ósseo quando se optava pela inclinação dos implantes mais distais.

Rosén e Gynther (2007) apresentaram um estudo retrospectivo de acompanhamento médio de 10 anos que avaliou a viabilidade de reabilitação em maxilas edêntulas com implantes inclinados, sem a necessidade de enxertos ósseos. Dezenove dos 33 pacientes iniciais completaram o estudo, sendo acompanhados por até 12 anos. Os participantes receberam implantes inclinados a mais de 30° próximos ao seio maxilar (2 ou 4), e outras 2 fixações posicionadas verticalmente na região anterior, de acordo com a técnica de Mattsson et al. (1999). Todos os implantes inclinados foram travados bicorticalmente, aproveitando a parede anterior do seio e o soalho da fossa nasal, buscando-se alta estabilidade primária. Próteses implantosuportadas com *cantlevers* de aproximadamente 10 mm foram instaladas após um período médio de cicatrização de 6 meses. De um total de 103 implantes, apenas 3 falharam, todos no 1º ano, resultado em uma taxa de sobrevivência de 97,08%. As complicações clínicas mais comuns foram mucosite (47,3% dos pacientes) e problemas fonéticos iniciais (42,1% dos pacientes). Os autores consideraram que técnicas mais dispendiosas como enxertos ósseos seriam necessários apenas em grandes atrofia que ocorressem também na região anterior de maxila

Markarian et al. (2007) realizaram um estudo para comparar por fotoelasticidade as tensões ao redor de implantes dentários com uma prótese fixa sobre implantes paralelos ou angulados que continham ou não uma fenda de 150 microns entre o implante central e a prótese. A simples instalação de uma prótese com desajuste gerou tensões de tração de grande intensidade no modelo ao redor do corpo do implante. A aplicação uma força de 100 N sobre o implante central

demonstrou que as tensões seguiram o longo eixo dos implantes paralelos. A aplicação de força sobre um implante angulado provoca tensões oblíquas e não homogêneas ao modelo fotoelástico.

Bevilacqua et al. (2008) utilizando a metodologia que emprega análise de elementos finitos (3D) confirmou que a instalação dos implantes distais de forma inclinada poderia otimizar a distribuição ântero-posterior dos implantes de próteses fixas de arco total e que proporcionava vantagens biomecânicas frente a redução de tensões no tecido ósseo.

Tealdo et al. (2008), avaliaram a sobrevida e a perda óssea marginal de implantes utilizados para a reabilitação de 21 maxilas totalmente edêntulas. Utilizando-se de 4 a 6 implantes osseointegráveis, sendo os implantes distais inclinados, os pacientes receberam próteses fixas implantossuportadas em 24 horas. Após média de 20 meses de acompanhamento, 8 implantes falharam, resultando em taxa de sucesso de 92,8%. A perda óssea marginal observada no período foi de 0,84 mm. Não houve diferenças significativas entre a taxa de sucesso e a perda óssea entre os implantes inclinados e verticais. Concluiu-se que o protocolo apresentado foi efetivo.

Testori et al. (2008), isolando os resultados apenas de maxila de um trabalho anterior (Capelli et al., 2007), apresentaram resultados iniciais de um estudo prospectivo que visava avaliar o sucesso de reabilitações totais em maxila utilizando implantes inclinados e verticais. Quarenta e um pacientes receberam 6 implantes na maxila, sendo os 2 mais distais inclinados méso-distalmente junto à parede anterior do seio maxilar, e foram reabilitados em até 48 horas com próteses fixas imediatas. Após um período médio de avaliação de 22 meses, houve sucesso em 100% das próteses e apenas 5 implantes falharam, resultando em uma taxa de sobrevivência de 97,9% e 97,1% para os implantes verticais e inclinados, respectivamente. Não houve diferenças significativas entre a perda óssea marginal média ao redor dos

implantes verticais e inclinados. Os autores concluíram que a técnica apresentou-se como viável.

Bellini et al. (2009) utilizando a metodologia que emprega análise de elementos finitos (3D) confirmou que a instalação dos implantes distais de forma inclinada poderia otimizar a distribuição ântero-posterior dos implantes de próteses fixas de arco total e que proporcionava vantagens biomecânicas frente a redução de tensões no tecido ósseo.

Gallucci et al. (2009) em um estudo clínico de 5 anos de acompanhamento, relataram a taxa de sucesso de 86,7% em próteses fixas de arco total com *cantlevers* distais. Nesse estudo sugeriu-se que a alta incidência de complicações técnicas estava relacionada ao módulo de deformação da infraestrutura com o *cantlever* distal.

Por fim, em uma recente revisão de literatura sistemática, por meio de uma abordagem inicial em 347 artigos analisados de 1990 a março de 2009 deram lugar a 25 trabalhos elegíveis, dos quais apenas 10 compuseram bases sólidas para esta revisão sistemática e sua conclusão. Desses, 7 eram prospectivos e 3 tinham delineamento retrospectivo. Nesse estudo 1992 implantes foram instalados em 462 pacientes, onde foi possível observar que no quesito - período 1 ano de função, a sobrevivência dos implantes foi de 97,9% e 99,9% para maxila e mandíbula respectivamente e que não houve diferença significativa em percentuais de falhas de implante ou perda óssea marginal, sejam axiais ou inclinados, atuando conjuntamente no sistema prótese e implante (Del Fabbro et al., 2012).

2.3 Conceito *All-on-Four*

No final da década de 90, vários autores publicaram

relatos clínicos apontando para a possibilidade de carregamento precoce ou imediato de implantes com próteses fixas temporárias de arco total (Schnitman et al., 1990; Tarnow et al., 1997; Randow et al., 1999).

Em 2003, Malo et al. propuseram uma nova modalidade de tratamento para a reabilitação simples de mandíbulas edêntulas, apresentando o conceito “*All-on-Four*”. Para essa modalidade de tratamento, indicava-se a instalação de quatro fixações em região interforaminal sendo que os implantes distais eram instalados 30° distalmente para que fosse alcançado uma distribuição antero-posterior mais favorável. Diminuía-se dessa forma a extensão dos *cantlevers* os quais poderiam prejudicar o processo de osseointegração.

Nesse estudo foram instalados 176 implantes em 44 pacientes com carga imediata utilizando próteses em resina acrílica. Além dos implantes carregados, 24 dos 44 pacientes tiveram 62 implantes “reserva” instalados, não incorporados nas próteses imediatas, mas sim nas próteses definitivas. Dos implantes instalados 45 foram colocados em alvéolos de extração frescos. Cinco implantes carregados foram perdidos em cinco pacientes antes de 6 meses, com uma taxa de sobrevivência de 96,7% de sucesso. Não houve insucesso em próteses e a perda óssea marginal foi pequena.

Malo et al. (2005) estudaram um protocolo para carga imediata em menos de 3 horas sobre 4 implantes (All-on-4, Nobel Biocare AB, Gotenborg, Sweden) para próteses fixas na maxila. Foram estudados 32 casos com 128 implantes (Brånemark System TiUnite, Nobel Biocare AB) carregados imediatamente com próteses totalmente em resina acrílica. Foi utilizado um guia especialmente desenhado para facilitar o posicionamento dos implantes e inclinação dos implantes posteriores para atingir uma melhor ancoragem óssea e maior distância entre os implantes, permitindo uma boa estética da prótese. Foram feitas análises de acompanhamento após 6 meses e 1 ano. Houve avaliação sobre o nível ósseo após 1 ano de função. Foram perdidos 3 implantes em 3

pacientes (97,6% de sobrevivência). O nível ósseo marginal foi na média 0,9 +/- 1 mm a partir da união implante-pilar protético.

Malo et al. (2006) investigaram a influência de um novo desenho de implante (NobelSpeedy) na reabilitação de maxilas edêntulas segundo o sistema *All-on-Four*. Foram instalados 189 implantes em 46 pacientes, suportando 53 próteses totalmente em resina acrílica, sendo 44 na maxila e 9 na mandíbula. A maioria das reabilitações foi suportada por 4 implantes, dos quais os dois posteriores foram inclinados. Todos os pacientes foram acompanhados por ao menos 1 ano. Dois implantes foram perdidos em dois pacientes, correspondendo a uma taxa de sucesso de 98,9%. O nível ósseo estava situado 1,2 +/- 0,7 mm abaixo da conexão implante-pilar protético após 1 ano.

Khatami e Smith (2008) relataram um caso clínico no qual utilizaram a metodologia *All-on-Four* introduzindo uma estrutura metálica de reforço torneada por sistema CNC. Após o controle clínico de um ano não houve complicações relatadas pelo paciente.

Agliardi et al (2010) avaliaram em um estudo prospectivo, resultados clínicos e radiográficos em próteses de arco total suportadas por uma combinação de dois implantes axiais e dois implantes inclinados carregados imediatamente e com mais de 5 anos de função. Foram reabilitados 173 pacientes os quais foram finalizados com próteses definitivas de 4 a 6 meses após o início do tratamento. Foram realizados acompanhamentos de 6 meses, 12 meses e anualmente até 5 anos de função.

Para cada vistoria, índices de placa, sangramento e perda óssea marginal foram realizados. Quatro implantes axiais em maxila e um implante em mandíbula falharam no período inicial de 6 meses de carregamento. O índice de sobrevivência dos implantes após 1 ano foi de 98,36% para maxilla e 99,73% para mandíbula. O índice de perda óssea marginal no período de 1 ano variou de 0.9 ± 0.7 mm para maxilla (204 implantes) e 1.2 ± 0.9 mm para mandíbula (292 implantes). Não foi

observada diferença no nível ósseo entre implantes axiais e inclinados. Os índices de placa e sangramento melhoraram progressivamente de 6 para 12 meses. Fraturas de próteses acrílicas ocorreram em 14% dos casos totais. Concluiu-se que tal técnica é considerada uma opção de tratamento viável para reabilitação imediata para maxilla e mandíbula.

Kim et al. (2011) investigaram o efeito da inclinação dos dois implantes distais na distribuição de tensões de acordo com o conceito *All-on-Four*. Nesse estudo utilizou-se a metodologia de análise fotoelástica. Foram confeccionados dois modelos de mandíbula humana, sendo que o primeiro modelo recebeu 4 implantes axiais e o segundo modelo recebeu os dois implantes distais de forma inclinada em 30°. Próteses em resina acrílica foram instaladas nos modelos e carregadas com 13 Kg em três pontos de aplicação; fossa central do primeiro Molar, fossa distal do segundo pré-molar e fossa distal do primeiro pré-molar. Concluiu-se que o uso de implantes inclinados reduziu a tensão máxima em aproximadamente 17% em comparação com implantes dispostos de forma axial.

Weinstein et al. (2012) avaliaram em um estudo prospectivo resultados clínicos em próteses de arco total suportadas por dois implantes axiais e dois implantes inclinados carregados imediatamente em mandíbula. Foram incluídos nesse estudo vinte pacientes. O carregamento protético foi feito em 48 horas após o procedimento cirúrgico. O acompanhamento foi feito a cada seis meses até 2 anos e anualmente até 5 anos. Avaliações radiográficas do índice de perda óssea foram feitas após 1 ano. Todos os pacientes foram acompanhados por 1 ano (variação de 20-48 meses). Após 1 ano, a taxa de sobrevivência dos implantes e das próteses foi de 100%. A perda óssea marginal ao redor de implantes axiais e inclinados foram similares em 12 meses de função, sendo respectivamente de $0,6 \pm 0,3$ mm e $0,7 \pm 0,4$ mm. Concluiu-se que essa modalidade de tratamento é viável para mandíbulas atróficas.

Galindo e Butura (2012) em um estudo retrospectivo avaliaram 183 pacientes reabilitados com próteses submetidas ao carregamento imediato seguindo-se o conceito All-on-Four. Todos os pacientes tiveram suas próteses temporárias substituídas por próteses definitivas com infraestruturas em titânio confeccionadas por CAD-CAM. Todos os pacientes foram acompanhados por 12 meses. A taxa de sucesso obtida foi de 99,86% onde apenas um implante falhou. Houve duas fraturas catastróficas das infraestruturas resultando em índice de sucesso de 98,9% para as próteses. Três pacientes (que representam 1,6% do total) apresentaram fratura no elemento incisivo. Em nenhum caso houve perda ou fratura nos parafusos protéticos. Em avaliações radiográficas, não foi observado perda óssea marginal acima da média esperada. Concluiu-se que tal técnica promove uma performance altamente previsível.

2.4 Extensometria em Implantodontia

Utilizando extensometria linear elétrica *in vivo* e análise de elemento finito, Davis et al. (1988) mediram o estresse em uma estrutura protética sob carga e em função alternando-se o número de implantes como pilares (dois, três, quatro ou cinco). Houve similaridade quanto a distribuição de tensões no uso de quatro ou cinco pilares, tanto para forças axiais quanto para momentos fletores. Concluiu-se que ambas as configurações poderiam ter boa previsibilidade clínica.

Falk et al. (1989) utilizando a extensometria linear elétrica como metodologia científica, avaliaram forças axiais em oclusão com próteses totais superiores em oclusão com próteses fixas implantosuportadas mandibulares (*cantlever* com dois elementos) durante

o movimento de fechamento e mastigação. Oito extensômetros foram colados nos dentes das próteses totais, em quatro pontos de contato oclusais sobre o segmento com o implante inferior e sobre cada uma das quatro unidades do *cantlever* posterior. Encontrou-se similaridade na magnitude das forças totais durante fechamento máximo e mastigação em próteses parciais fixas dentossuportadas em oclusão com dentes naturais. Entretanto, comparando-se com próteses com *cantlever* dentossuportadas em oclusão com dentes naturais, as forças locais de fechamento e de mastigação aumentaram bilateralmente na direção distal. Em média, 70% das forças foram suportadas pelos *cantleveres* e 30% pelos segmentos suportados pelos implantes.

Jemt et al. (1991) realizaram um estudo-piloto para medir a força e o momento fletor no pilar distal em uma paciente com seis implantes na maxila. Usando extensometria, as medições foram feitas em duas situações: com uma prótese fixa e com uma *overdenture* suportada por uma barra conectada aos implantes. A conexão da infraestrutura induziu significativa incidência de força no pilar. As forças de compressão e de tração foram menores na situação com *overdenture* em comparação com a prótese fixa, mas ocorreram momentos fletores de alta magnitude no pilar com carga na *overdenture*.

Glantz et al. (1993) empregaram a extensometria para registrar deformações funcionais *in vivo* e *in vitro* em uma prótese fixa suportada por cinco implantes osseointegrados. Quatro extensômetros lineares elétricos foram colados em cada conexão protética, e os sinais foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital. Um programa de computador foi utilizado para coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes *in vitro*, experimentos *in vivo* foram desenvolvidos, com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório. Os resultados demonstram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações

de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Esta importante observação está diretamente relacionada à inexistência do ligamento periodontal envolvendo os implantes osseointegrados. Para os autores, a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em Implantodontia.

Frost em 1994 revisou a lei de Wolff e as adaptações estruturais do tecido ósseo frente aos estímulos mecânicos. A remodelação óssea baseada na unidade multicelular básica pode levar a perda ou conservação do osso, porém não pode adicioná-lo. O estímulo mecânico diminuído ou severo desuso resulta em perda de osso, por outro lado o estímulo mecânico normal ou hiper-vigoroso resulta em conservação óssea. A remodelação óssea por reabsorção e alteração na formação pode adicionar osso e reformular as trabéculas e o córtex, reforçando-os, porém não retiram osso coletivamente. O estímulo mecânico ativa a remodelação e assim seu efeito arquitetural será abaixar o pico de deformação óssea causado por futuros carregamentos da mesma natureza até a faixa de limiar, enquanto que o estímulo mecânico normal e diminuído desativa a remodelação. Quando o pico de deformação óssea permanece abaixo de $50 \mu\epsilon$, os maiores efeitos do desuso ocorrem, levando a reabsorção óssea. Deformações maiores de $50 \mu\epsilon$ cessam este processo e mantêm o osso existente (50 a $1500 \mu\epsilon$). Deformações maiores de $1500 \mu\epsilon$ tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, reformulando e reforçando tecido ósseo. Deformações acima de $3000 \mu\epsilon$, tornam o processo de remodelação óssea desorganizado, causando microdanos irreversíveis ao osso. Deformações acima de $25000 \mu\epsilon$ causam fratura do osso. Segundo o autor, o desenho estrutural dos implantes ósseos deveria manter a deformação do tecido de suporte abaixo do limite fisiológico de $4.000 \mu\epsilon$. Entretanto, avaliando todos os implantes disponíveis, médicos e odontológicos, o pesquisador concluiu

que somente os implantes tipo *Brånemark* obtiveram sucesso neste quesito.

Patterson et al. (1995), em um estudo laboratorial usando extensômetros lineares elétricos, mediram as forças axiais e os momentos fletores nos pilares protéticos de uma prótese tipo protocolo suportada por cinco implantes fixados em região interforaminal de uma mandíbula humana mimetizada em resina epóxi. Aplicaram-se cargas progressivas na extensão *cantlever* de 13,35 N, 55,39 N e 106,78 N e em diferentes pontos de atuação, variando-se em 5 mm, 10 mm e 15 mm do implante mais distal, assim como no ponto mais medial da infraestrutura protética. Para simular a perda da retenção do parafuso da prótese, os mesmos testes foram realizados quando cada parafuso do cilindro de ouro foi afrouxado, com o giro de uma volta nos seus sentidos anti-horários. A aplicação de carga no braço *cantlever* gerou um aumento de forças compressivas e momentos fletores nos pilares adjacentes à extensão *cantlever*; entretanto tal carga teve pouco efeito sobre a tensão nos pilares da região anterior. Quando um único parafuso de ouro foi removido, as forças de tração e compressão foram aumentadas enquanto os momentos fletores permaneceram relativamente inalterados.

Tashkandi et al. (1996) desenvolveram um estudo laboratorial dos efeitos da extensão do *cantlever* na distribuição de carga aos implantes de uma prótese fixa. Costela bovina fresca foi utilizada para simular uma situação clínica na qual três implantes suportariam uma prótese fixa implantosuportada com *cantlever*. Seis extensômetros lineares elétricos foram fixados ao tecido ósseo em posições estratégicas, onde outras investigações reportaram altas concentrações de estresse. O modelo experimental foi submetido a cargas por meio de máquina de ensaio universal (Instron). As cargas de 5 e 10 Kg foram aplicadas a 5, 10, 15, 20 e 25 mm de distância do implante terminal, ao longo da extensão do *cantlever*. Registros dinâmicos da deformação foram realizados em cada sensor, e os resultados revelaram diferenças

significantes, com aumento da deformação óssea, à medida que se aumentava o comprimento do *cantlever*. A maior deformação ocorreu na região apical do implante terminal.

Assif et al. (1996) utilizando uma combinação de métodos de análise fotoelástica e extensometria linear elétrica, avaliaram a transferência de carga e a distribuição de tensões em uma prótese fixa implantossuportada. Foi elaborado um modelo fotoelástico onde uma carga de 7,5 kgF foi aplicada em sete pontos distintos da estrutura protética. Os extensômetros foram colados na superfície superior da estrutura. Concluiu-se que houve uma relação proporcional direta entre a distribuição de tensão na estrutura e a tensão gerada nas estruturas de suporte ao redor dos implantes. Concluiu-se também que o modo da transferência da carga e a distribuição das tensões foram diretamente proporcionais à distância dos componentes ao ponto de aplicação de carga e que quando a aplicação de carga incidia em região de *cantlever*, a maior parte das tensões foram distribuídas na conexão ao implante mais distal.

Duyck et al. (1997) realizaram uma revisão de literatura sobre biomecânica envolvida no carregamento de implantes e na carga transferida ao tecido ósseo. Os autores enfatizaram que a mastigação produz tanto forças verticais quanto laterais, as quais induzem forças axiais e momentos fletores, exercendo estresses no implante e no osso. Segundo os autores, para o estudo intrabucal de forças, momentos fletores e tensões, têm sido utilizados extensômetros e transdutores piezoelétricos. Segundo esse estudo, concluiu-se que a transferência de carga dos implante/ tecido ósseo depende do tipo de carregamento, da interface tecido ósseo-implante, do comprimento e diâmetro do implante, do *design* e superfície do implante, da infraestrutura e da quantidade e qualidade do osso circundante. Alguns estudos com modelos de elementos finitos indicaram que as concentrações de estresse são maiores na área de contato dos implantes com o osso.

Hobkirk e Havthoulas (1998) avaliaram a influência da deformação mandibular funcional sobre a distribuição de forças no sistema mandíbula/implante/infraestrutura protética usando extensômetros colados a seis implantes Brånemark montados em uma réplica de mandíbula. A mandíbula foi testada em duas condições: com suporte na sua base inferior e suspensa em uma armação que simulava a condição natural. Uma infraestrutura em ouro foi montada com várias combinações de implantes, carga oclusal em diferentes locais, sendo medidas as forças em cada pilar. O padrão de força foi diferente de acordo com a situação da mandíbula em posição suspensa (natural) *versus* com suporte inferior. As forças foram mais bem distribuídas com a mandíbula suspensa e forças de extrusão de grande magnitude foram medidas, principalmente quando vários implantes estavam conectados com a infraestrutura.

Kim et al. (1999) desenvolveram um estudo para comparar as deformações ocorridas ao redor dos implantes suportando próteses parafusadas e cimentadas submetidas a forças oclusais. Simularam uma situação clínica onde dois implantes suportariam uma prótese fixa com *cantilever* de 8 mm de extensão. Para obtenção de assentamento passivo, as dez estruturas metálicas confeccionadas para esta investigação, cinco cimentadas e cinco parafusadas, foram seccionadas e soldadas. Cargas de 110 N foram direcionadas axialmente e na região do *cantilever*. Empregando análise fotoelástica e extensometria, os autores verificaram que as deformações ocorridas ao redor dos implantes, em função da aplicação das forças, foram semelhantes para as próteses parciais fixas retidas por parafusos e cimentadas definitivamente.

Wiskott e Belser (1999), delimitaram os seguintes grupos, conforme os valores de estimulação, atuando sobre o tecido ósseo, bem como as respostas teciduais a estes valores:

- a) desuso: tecido ósseo submetido a forças extremamente reduzidas que correspondem à microdeformações abaixo dos 100 $\mu\epsilon$. A substancial queda de estresses funcionais causa um desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea, comumente identificada durante o fenômeno de reabsorção que ocorre no processo alveolar após a extração de um dente;
- b) carga normal: tecido ósseo submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e 2.000 $\mu\epsilon$. Teoricamente, nesta faixa de deformações, a massa óssea estabiliza-se em função do equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise;
- c) sobrecarga suave: as forças geradas determinam deformações na faixa que se estende entre 2.000 e 4.000 $\mu\epsilon$. Nestes casos, observa-se um desequilíbrio positivo, com maior osteogênese, e conseqüentemente aumento da massa óssea;
- d) sobrecarga patológica: quando a estrutura óssea é submetida a forças que promovem deformações acima de 4.000 $\mu\epsilon$, torna-se incapaz de passar por um processo de adaptação e reparo, e os danos passam a ser irreversíveis;
- e) fratura: no tecido ósseo ocorreria com deformações entre 20.000 e 25.000 $\mu\epsilon$.

De acordo com os autores, para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação tornam-se, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, deformações acima da faixa descrita como de “desuso” são necessárias.

Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico (4000 $\mu\epsilon$) que levaria a danos irreparáveis. Os pesquisadores demonstraram preocupação com superfícies lisas na região cervical de implantes, que não permitiriam adequado acoplamento biomecânico com o tecido ósseo circunvizinho, determinando substancial queda de estresses funcionais com desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea da crista marginal.

Duyck et al. (2000a) descreveram uma metodologia para quantificar e qualificar as forças sobre pilares tanto *in vitro* quanto *in vivo* por meio da extensometria linear elétrica. As leituras dos extensômetros foram transformadas em força e momento fletor nos eixos X e Y. No teste *in vitro* foi avaliada a acurácia e a reprodutibilidade do método. O teste *in vivo* foi realizado em um paciente com prótese fixa total na mandíbula, sendo registrados forças axiais de 450 N e momentos fletores de 70 Ncm. Concluiu-se que a acurácia das medições foi satisfatória.

Duyck et al. (2000b) mediram a distribuição e a magnitude das forças oclusais em 13 pacientes com próteses totais fixas implantossuportadas. Foram realizadas uma quantificação e qualificação destas forças, sendo registrados a magnitude e o tipo das cargas (força axial e momentos fletores) nos pilares com a utilização de extensômetros, durante a aplicação de uma carga controlada de 50 N em várias posições ao longo da superfície oclusal das próteses. O teste foi conduzido quando as próteses eram suportadas por todos cinco ou seis implantes e foi repetido quando as mesmas eram suportadas por quatro ou três implantes somente. As cargas nas extensões *cantilever* das próteses causaram um efeito dobradiça (*hinging effect*), o qual induziu consideráveis forças compressivas nos implantes próximos ao local de aplicação da carga e forças de tração e de baixa compressão nos outros implantes. Em média, as maiores forças foram observadas com a diminuição do número de implantes suporte. Os momentos fletores foram maiores quando somente três implantes foram utilizados.

Duyck et al. (2000 c) avaliaram a influência do material das próteses na distribuição e magnitude de forças sobre implantes de suporte de próteses fixas em onze pacientes. Foram estudados oito pacientes com nove próteses fixas implanto-suportadas de três unidades sobre três implantes e três pacientes com quatro próteses fixas de duas unidades sobre dois implantes, sendo construídas próteses metálicas e de resina acrílica. Foram colados extensômetros nos pilares para medir a força sobre os pilares-suporte durante a aplicação de uma carga controlada de 50 N em vários locais da superfície oclusal das próteses, bem como durante máxima oclusão. Foram também medidas as forças resultantes nos pilares em uma situação de *cantilever* quando as próteses de três unidades foram suportadas por apenas dois implantes. Os autores observaram uma melhor distribuição dos momentos fletores com as próteses metálicas em comparação com as de resina acrílica nos casos de *cantilever*. Nenhuma outra diferença de força ou distribuição de força foi verificada em relação aos diferentes materiais das próteses.

Asundi e Kishen em 2000 analisaram *in vivo* e *in vitro* a distribuição de tensões das estruturas de suporte em dentes humanos, com auxílio da extensometria e análise fotoelástica. Os resultados demonstraram que houve concordância entre a extensometria *in vivo* e a análise fotoelástica *in vitro* e que as maiores tensões ocorreram no terço cervical do osso de suporte e da superfície radicular, diminuindo gradativamente em direção apical. Concluiu-se que o periodonto tem uma função importante na distribuição de tensões e no remodelamento ósseo.

Rubo e Souza (2001) descreveram em um artigo de revisão de literatura, os métodos computacionais disponíveis para análise e solução de problemas complexos encontrados nas reabilitações implanto-suportadas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria. De acordo com os autores, a extensometria é a melhor opção para avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as

características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Descreveram os extensômetros lineares elétricos como pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Estes pequenos sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados, quando este é submetido à ação de uma força. Concluíram que nenhum dos três métodos apresentados possui total preponderância sobre outro e que as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam.

Eser et al. (2009) avaliaram o nível de concordância entre análise de elemento finito não linear (NL-FEA) e extensometria linear elétrica em *ex vivo* (EV-SGA). Nesse estudo 4 implantes (4.1 mm de diâmetro e 12 mm de comprimento) foram instalados em região maxilar (incisivo lateral e primeiro molar) em 4 cadáveres humanos totalmente edêntulos. Submeteu-se a uma carga máxima 100 N sobre mini células de carga posicionadas nas barras de retenção de overdentures simultaneamente à aquisição de dados de microdeformação. Modelos matemáticos individualizados para os cadáveres humanos foram desenvolvidos. Na simulação do regime de carga, dados de deformações axiais e laterais foram obtidos. Os dados dos dois métodos de análise biomecânica foram comparados. Houve um alto nível de concordância quanto à leitura de deformações, embora os valores médios obtidos com EV-SGA tenham sido mais elevados do que os que foram obtidos com NL-FEA. Além disso, não houve diferença estatística significativa quanto aos dois métodos de investigação biomecânica sob análise. Concluiu-se que NL-FEA e EV-SGA não sugerem inconsistência na detecção de qualidade de deformações. Adicionalmente, os métodos utilizados forneceram valores comparáveis quanto à quantificação de deformações em implantes que suportam overdentures em maxila.

3 PROPOSIÇÃO

Propõe investigar, por meio da extensometria linear elétrica, as seguintes hipóteses:

- a) Há diferença entre os valores de microdeformação obtidos em substrato isotrópico que simula o tecido ósseo peri-implantar comparando-se a configuração da disposição dos implantes dispostos axialmente e dispostos de forma inclinada
- b) Há diferença entre os valores de microdeformação obtidos em substrato isotrópico que simula o tecido ósseo peri-implantar comparando-se dois diferentes pontos de carregamento.
- c) Há diferença entre os valores de microdeformação obtidos nos três níveis de profundidade para a leitura extensométrica.

4 MATERIAL E MÉTODO

Segue abaixo o organograma desta investigação (Figura 1), segundo Configuração (G1 e G2), ponto de aplicação de carregamento, nível de profundidade de leitura extensométrica e corpos de prova (Cp) analisados.



Figura 1- Organograma da investigação.

4.1 Confeção dos modelos experimentais

Para este estudo foram confeccionados dez modelos experimentais (G1, n=5 e G2, n=5) homogêneos à base de poliuretano (Poliuretano F16 AXSON - Saint-Ouen l'Aumône - France), com propriedades elásticas uniformes (isotrópico), módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 GPa, osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Wiskott, Belser, 1999; Rubo, Souza, 2001) e com o formato semelhante a uma mandíbula edêntula humana. A manipulação do poliuretano foi realizada seguindo-se as recomendações do fabricante (isocyanato + polyol) em proporção de 1/1. A medição foi realizada por meio de cubas milimetradas.

Os corpos de prova (Cp) adquiriram formato semilunar de ângulos arredondados, os quais compuseram os dez modelos para a análise extensométrica a serem estudados (G1 e G2). Para tanto, uma matriz em alumínio foi desenvolvida a fim de se confeccionar os blocos de poliuretano (Figura 4).

A formatação das dimensões internas da matriz metálica foi idealizada por meio de um *software* de programação gráfica *AutoCAD*, transpondo-se graficamente a curvatura do arco de uma mandíbula edêntula humana para treinamento em implantes osseointegrados (ETH 0301-10 Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) (Figuras 2 e 3).

Esta mandíbula-mestre apresenta uma curvatura com ângulo de 135° com um raio de 17,65 mm. Entretanto, houve a necessidade de pequenas correções para que fosse possível a instalação dos implantes de forma equidistante (G1 e G2) e que possibilitasse a colagem dos extensômetros em áreas estratégicas previamente configuradas e eleitas para a coleta dos dados de microdeformação.

As dimensões finais dos blocos de poliuretano foram de 57mm de comprimento por 36 mm de largura e 17 mm de altura, correspondente às dimensões internas da matriz metálica, ângulo de $179,42^\circ$ e 23,58 mm de raio (Figuras 5 e 6).

Após a polimerização do poliuretano e remoção da matriz, as superfícies foram trabalhadas com lixas d'água com granulação decrescente (220 a 600), até a obtenção de uma superfície com o menor número de irregularidades e posteriormente polidas em politriz com branco espanha.

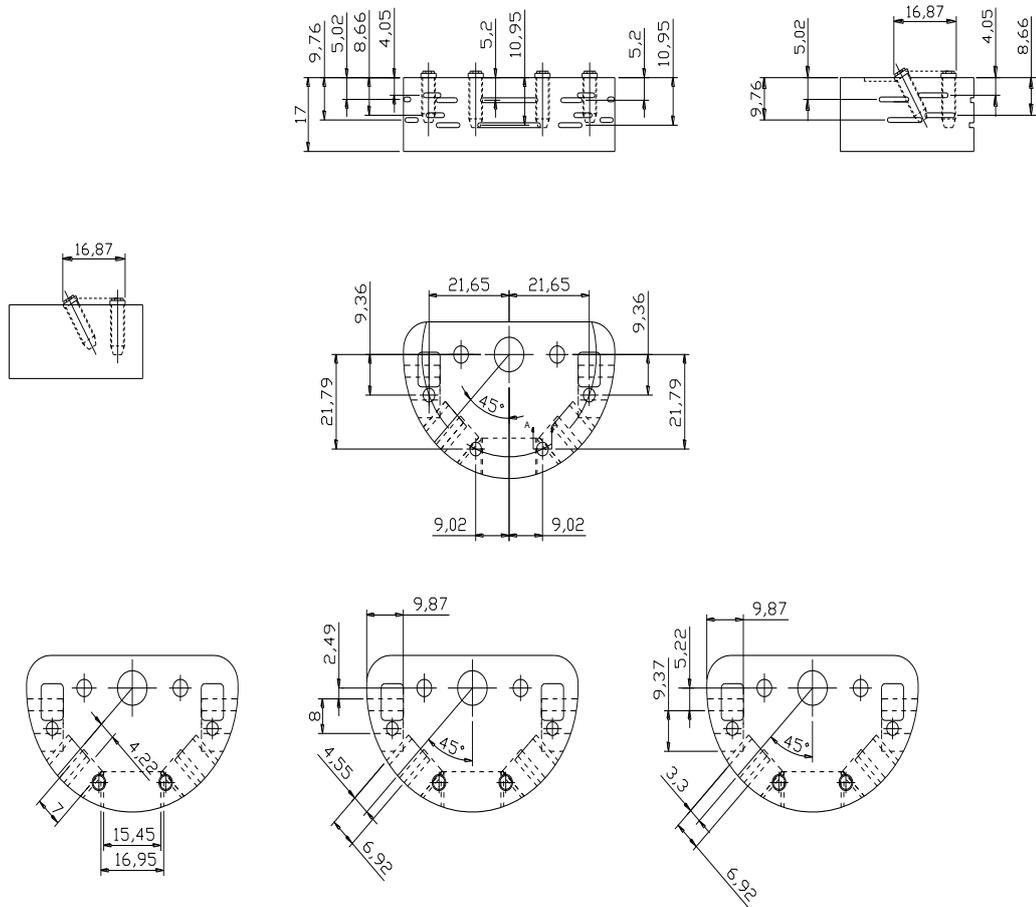


Figura 3 - Projeto virtual (G2) em *AutoCAD*.



Figura 4 - Matriz metálica montada.

4.2 Localização das perfurações para implantes no poliuretano

Para os modelos experimentais do G1, idealizou-se uma configuração geométrica de modo que se assemelhasse ao protocolo de Brånemark suportado por quatro implantes dispostos de forma axial. Para tanto, quatro perfurações eqüidistantes foram feitas de forma que as posições finais dos implantes ficassem paralelas entre si e perpendiculares ao plano horizontal do bloco de poliuretano (equivalente ao plano oclusal de mandíbula). Adicionalmente, *slots* foram previamente fresados em regiões equivalentes as faces mesial e distal de cada implante, de modo estratégico para servirem de abrigo aos extensômetros em dois níveis de profundidade (Figura 5).

Para os modelos experimentais do G2, idealizou-se uma configuração geométrica de modo que se assemelhasse ao protocolo modificado de Brånemark suportado por quatro implantes (conceito *All-on-Four*). Para tanto, duas perfurações centrais eqüidistantes foram feitas de forma que as posições finais dos implantes mais mediais ficassem paralelas entre si e perpendiculares ao plano horizontal do bloco de poliuretano. Para os implantes mais distais (lado esquerdo e direito da mandíbula) as perfurações foram feitas de forma que as posições finais dos implantes ficassem anguladas em 30° para distal em relação ao plano horizontal do bloco de poliuretano (equivalente ao plano oclusal de mandíbula). Adicionalmente *slots* foram previamente fresados em regiões equivalentes as faces mesial e distal de cada implante, de modo estratégico para servirem de abrigo aos extensômetros em dois níveis de profundidade (Figura 6).

A distribuição geométrica para a instalação dos implantes nos Cp dos grupos investigados foi feita de forma similar, sendo guiada pelo programa computacional *AutoCAD*, o qual transmitiu as coordenadas

para uma fresadora eletrônica com sistema de leitura digital (Fineteck 3VS – São Paulo – Brasil).

Essa configuração se manteve fiel quanto à abrangência da área ântero-posterior, delimitada por duas linhas imaginárias que tangenciam os dois implantes mesiais e os dois implantes distais fixada em 16.87 mm.

4.2.1 Perfurações para os modelos com implantes axiais no poliuretano – Configuração AXIAL (G1)

Com o auxílio de uma fresadora com sistema de leitura digital (Fineteck 3VS – São Paulo – Brasil) foram realizadas quatro perfurações na superfície superior do bloco de poliuretano de modo que assumissem posição de 90^0 em relação ao plano horizontal do bloco de poliuretano e paralelismo entre si. Estas perfurações tinham 3.15mm de diâmetro e 11.5 mm de comprimento. A disposição geométrica dos implantes é vista na figura 2 pela imagem gerada em *AutoCAD*.

Os implantes foram numerados de um a quatro, no sentido anti-horário. Desta forma foi reproduzida uma situação clínica onde quatro implantes posicionados entre os forames mentuais, suportariam uma prótese fixa tipo protocolo de Brånemark retida por parafusos e de doze elementos dentais.

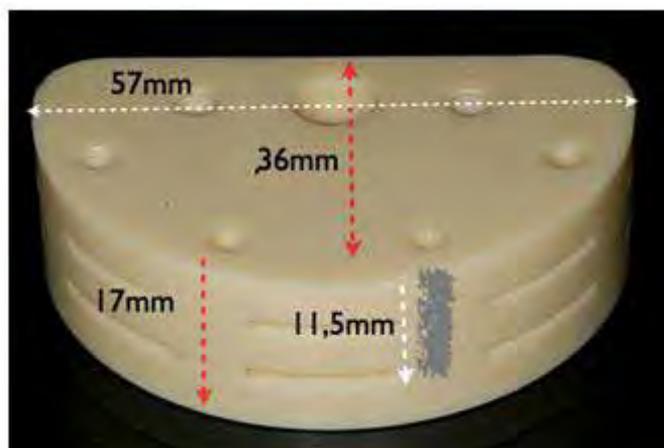


Figura 5 - Modelo experimental (G1) com as perfurações e *slots* de profundidade já fresados em fresadora.

4.2.2 Perfurações para os modelos com implantes inclinados no poliuretano - Configuração Angular (G2)

Com o auxílio de uma fresadora com sistema de leitura digital (Finetech 3VS – São Paulo – Brasil) na superfície superior do bloco de poliuretano foram realizadas duas perfurações centrais, equidistantes e axiais. Para os implantes mais distais, duas perfurações foram feitas com inclinação em 30° para distal. Estas perfurações tinham 3.15 mm de diâmetro e 11.5 mm de comprimento. A disposição geométrica dos implantes é vista na figura 3 pela imagem gerada em *AutoCAD*.

Os implantes foram numerados de um a quatro, no sentido anti-horário. Desta forma foi reproduzida uma situação clínica onde quatro implantes posicionados entre os forames mentuais, suportariam uma prótese fixa tipo protocolo modificado de Brånemark (conceito *All-on-Four*), retida por parafusos e de doze elementos.

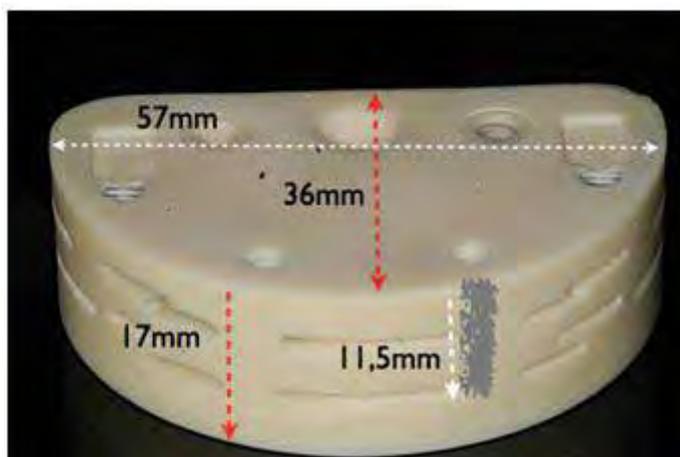


Figura 6 - Modelo experimental (G2) com as perfurações e *slots* de profundidade já fresados em fresadora.

4.3 Instalação de implantes no poliuretano

Para cada modelo experimental, quatro implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo com medidas de 3,75 mm de diâmetro por 13mm de comprimento (Master Screw – 517713 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) com torquímetro mecânico progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil (Figura 7).

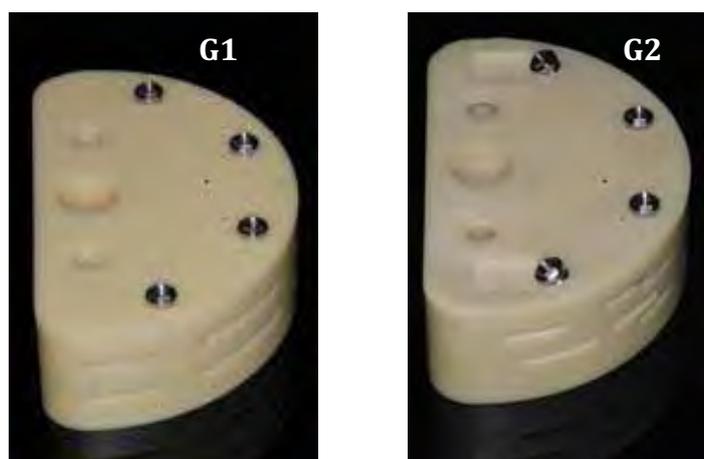


Figura 7 - Modelos experimentais (G1 e G2) com os implantes instalados.

4.4 Obtenção das infraestruturas metálicas (barras metálicas em Co-Cr)

Procedimentos clínicos e laboratoriais padronizados foram empregados para a confecção das infraestruturas metálicas.

Para os modelos experimentais, dez estruturas metálicas foram fundidas em Cobalto-Cromo (Starloy C Degudent GbmH - Hanau-Wolfgang, Alemanha). Após a fundição, as barras adquiriram formato de arco com secção transversal em formato retangular com 4 mm de altura, 3mm de largura e comprimento de extremo livre (*cantilever*).

Observa-se que as dimensões finais das estruturas metálicas fundidas adquiriram formas idênticas, uma vez que se utilizou uma matriz de silicone intercambiável entre os modelos experimentais (G1 e G2) a fim de que o enceramento fosse padronizado e o comprimento do arco permanecesse com as mesmas dimensões (Figura 15).

O comprimento pré-estabelecido do arco foi de 90 mm. Esse comprimento foi baseado na soma das larguras médias dos dentes individuais de primeiro molar direito ao primeiro molar esquerdo em arcada humana.

4.4.1 Moldagem e confecção dos modelos de trabalho

Para cada modelo experimental analisado, após a prévia instalação dos implantes, quatro conexões protéticas tipo Micro-Unit (132023 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) com 3 mm de altura de cinta foram instaladas aos implantes conforme recomendação do fabricante (torque de 20 Ncm) com chave e catraca

com referenciador de Torque (400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) (Figura 8).



Figura 8 - Modelos experimentais (G1 e G2) com pilares micro-unit instalados.

Para o procedimento de transferência dos pilares protéticos em cada Cp, foram posicionados 4 transferentes quadrados (094000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) com torque de 10 Ncm e unidos entre si com resina acrílica quimicamente ativada (G.C. Pattern Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão) para a técnica direta de moldagem com moldeira aberta. Após 24 horas, a esplintagem de resina acrílica foi seccionada eqüidistante dos pilares protéticos, com disco diamantado dupla-face (40601-001 - Microdont - São Paulo, Brasil). Os segmentos foram reposicionados em cada modelo experimental (Cp) com torque de 10 Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) e novamente unidos com mínima quantidade de resina acrílica. Seguindo os princípios da técnica da moldagem aberta, uma moldeira acrílica foi recortada para adaptar-se com folga aos transferentes (Figuras 9 e 10).



Figura 9 - Moldeira acrílica recortada para adaptar-se com folga aos transferentes (G1 e G2).

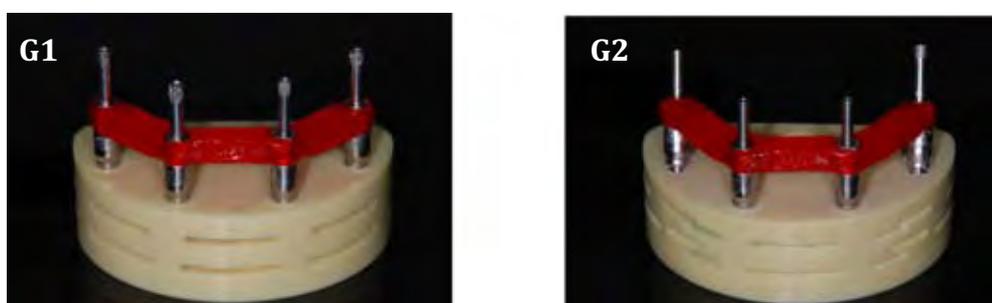


Figura 10 – Ferulização em resina acrílica quimicamente ativada (G1e G2) para moldagem de técnica direta.

Para as moldagens foi empregado poli-vinil-siloxano (Elite – Zermack - Rovigo, Itália). Os análogos dos pilares tipo Micro-Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados nos dois moldes (Figura 11). Foi utilizado gesso tipo IV (Durone – Dentsply - Petrópolis, Brasil) para a confecção dos modelos de trabalho. O vazamento foi realizado em três etapas, visando-se controlar as alterações dimensionais do gesso (Castilho et al., 2007),(Figura 12).

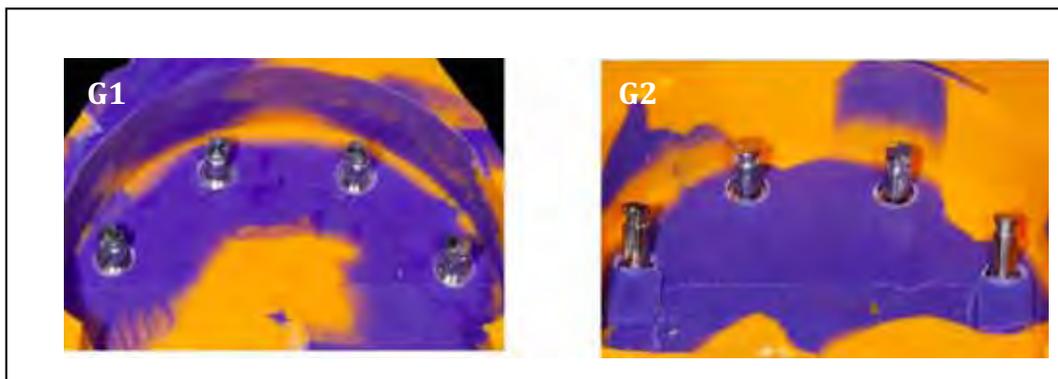


Figura 11 - Vista superior (G1 e G2) com análogos tipo micro-unit nos transferentes quadrados.

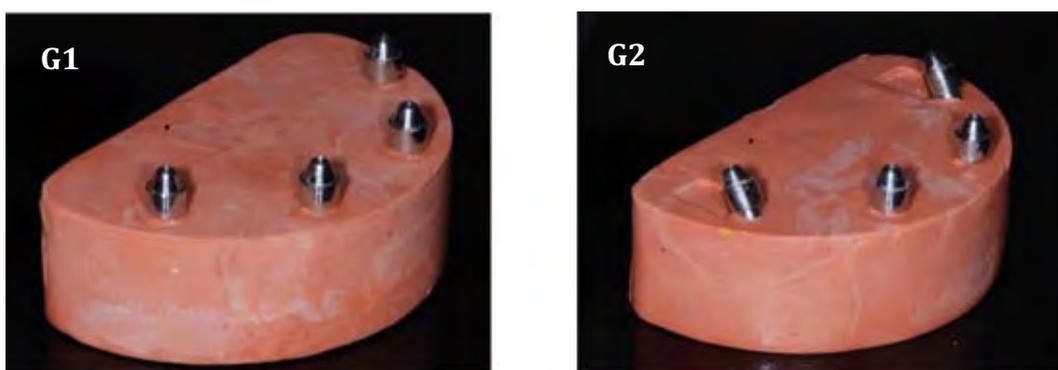


Figura 12 – Vista dos modelos de trabalho (G1 e G2) em gesso tipo IV.

4.4.2 Enceramento das estruturas metálicas

Para cada Cp (G1 e G2), os cilindros usinados para sobrefundição em Cobalto-Cromo (144005 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados sobre os análogos dos modelos de trabalho, com parafusos laboratoriais (142100 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) e apertados com torquímetro mecânico (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de

Prótese – São Paulo, Brasil), com torque de 10 Ncm. Utilizando-se um microscópio óptico com 230X de magnificação (Sprint 100 - RAM Optical Instrumentation – Irvine, USA), realizou-se o controle de qualidade da adaptação marginal dos cilindros usinados, descartando-se componentes que apresentassem desajuste superior a 10 μ m. (Figura 13).

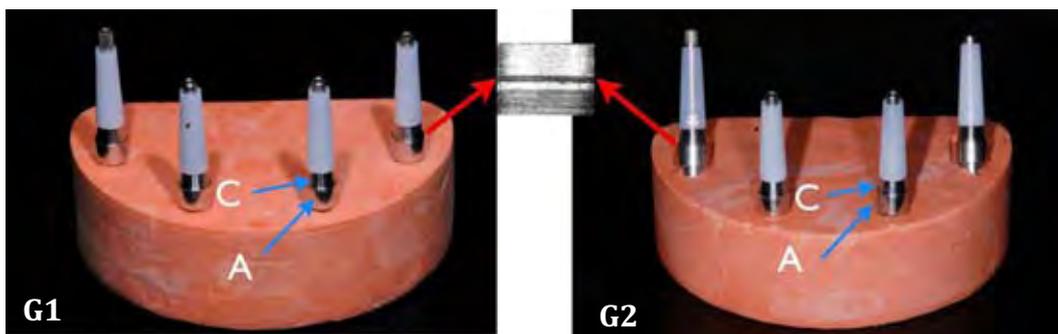


Figura 13 – Vista frontal dos cilindros usinados (C) posicionados sobre os análogos (A) do modelo de trabalho (G1 e G2). No detalhe, imagem gerada por controle microscópico da adaptação marginal (seta vermelha).

Realizou-se o enceramento das estruturas padrão com formato retangular (Al Dente – Pro-Mad UKS - Horgenzell, Alemanha), possuindo 4 mm no sentido vestibulo-lingual e 3 mm no sentido ocluso-cervical. Para tanto, inicialmente foi realizado um padrão com resina acrílica quimicamente ativada (G.C. Pattern Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão) onde se obteve as dimensões finais da infraestrutura mestre para a confecção das infraestruturas dos modelos investigados (Figura 14 A).

Na região de união do cilindro com o análogo, 1.0 mm da superfície polida do cilindro foi mantida exposta, preservando assim esta área para observação da adaptação. Também não foi permitido que a cera ultrapassasse o limite oclusal do cilindro usinado, para não necessitar de acabamento da estrutura nesta região, após a fundição.



Figura 14 – Vista superior do enceramento padrão para os grupos G1 e G2 (A) posicionados sobre os análogos e com os cilindros usinados capturados no modelo de trabalho do G1, o qual padronizou o enceramento. Conjunto envolto em silicone para duplicação (B).

Com material para duplicação, à base de poli-vinil-siloxano (Stern Tek - Sterngold Restorative Systems - Attleboro, USA) foi confeccionada uma muralha a partir do padrão de cera, que possibilitou as duas réplicas necessárias de forma padronizada (Figura 14 B). No ponto equidistante entre dois cilindros protéticos, lâminas de barbear de aço inoxidável (Gillette do Brasil Ltda. - São Paulo, Brasil), com espessura de 0,01 mm (10 μ m), foram estabilizadas na muralha de silicone. Com os cilindros usinados parafusados ao modelo de trabalho com torquímetro mecânico (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil), com torque de 10 Ncm, a muralha foi posicionada e permitiu a injeção de cera fundida, garantindo peças semelhantes, já divididas em quatro segmentos. Cinco estruturas padronizadas em cera foram então obtidas para o grupo G1 e cinco estruturas padronizadas para o grupo G2 (Figura 15 e 16).



Figura 15 – Vista superior da muralha posicionada. Foi realizado enceramento com cera fundida, injetada e seccionada em quatro segmentos sobre os cilindros usinados e parafusados sobre os modelos de trabalho garantindo peças semelhantes para os grupos G1 e G2.

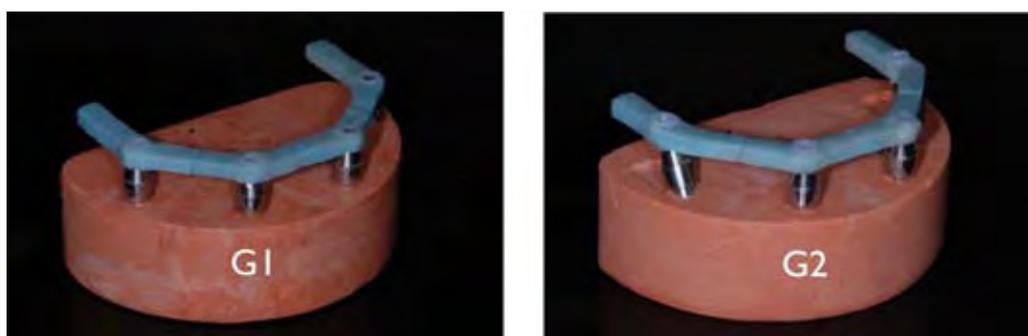


Figura 16 – Vista frontal do enceramento (G1 e G2) nos modelos de trabalho.

4.4.3 Inclusão das estruturas

Os quatro segmentos de cada estrutura de cada Cp (G1 e G2) foram unidos em conjunto aos canais de alimentação e fixados em uma base formadora de cadinho (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil). Neste momento, foi aplicado agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa – São Paulo, Brasil), seguido da adaptação de um anel de silicone (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil) à base formadora de cadinho, para que fosse vertido o

revestimento (Gilvest HS – BK Giulini – Ludwigshafen, Alemanha), conforme recomendações do fabricante. O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo (EasyMix - Bego - Bremen, Alemanha) a qual permaneceu por 1 minuto em funcionamento e o revestimento foi vazado sob intensa vibração em torno dos segmentos encerados das barras.

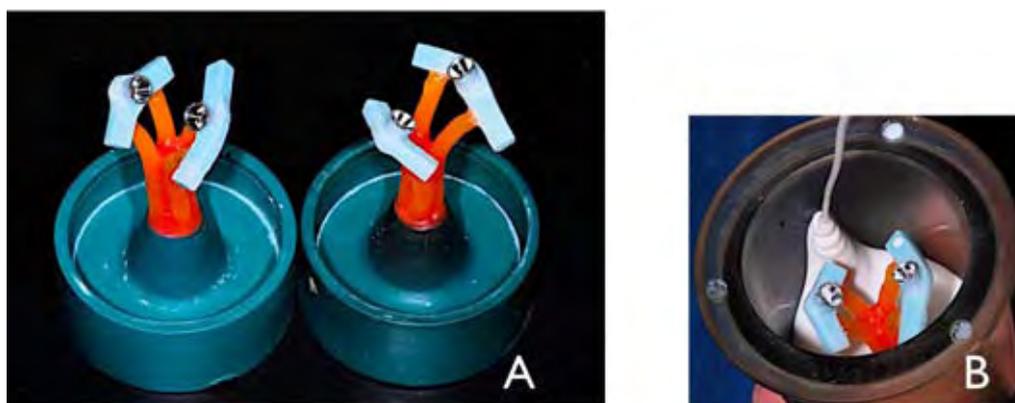


Figura 17 – Os quatro segmentos de cada estrutura (G1 e G2) unidos em conjunto aos canais de alimentação e fixados em uma base formadora de cadinho (A). Vista aproximada do anel de silicone unido à base formadora de cadinho e do revestimento sendo vertido (B).

4.4.4 Sobrefundição das estruturas

Ao completar 30 minutos da espatulação do revestimento, os cilindros foram removidos da base e anel de silicone, e foram levados ao forno de pré-aquecimento controlado por microprocessador (Vulcan 3550PD - Degussa / Ney Dental Inc. - Yucaipa, USA). A partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional: aumento de 5°C/min até atingir a temperatura de 250°C, que foi mantida por 30 minutos; em seguida aumento gradativo, até atingir a temperatura de 750°C também na razão de 5°C/min, que foi mantida por 40 minutos. A sobrefundição foi realizada, empregando-se liga metálica não preciosa à

base de Cobalto-cromo (Starloy C Degudent GbmH - Hanau-Wolfgang, Alemanha), em máquina de fusão por indução em alta frequência (EasyTi System - Flli Manfredi - Torino, Itália), respeitando-se as recomendações do fabricante (temperatura de fusão 950°C) (Figura 18).



Figura 18 – Máquina de fusão por eletro-indução.

4.4.5 Acabamento dos segmentos fundidos das infraestruturas

Após o resfriamento em temperatura ambiente, as fundições foram removidas do revestimento de maneira usual, com o emprego de jatos de óxido de alumínio de 50 μm , com pressão de 75 PSI (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha), com exceção das interfaces críticas.

Os canais de alimentação foram removidos com discos de carburundum, com espessura de 0,5 mm (Dentorium - New York, USA) e a usinagem do metal foi realizada com pedras de óxido de alumínio não contaminantes e jatos de óxido de alumínio de 50 μm (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha). Durante este processo, análogos de pilar tipo Micro-

Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface cilindro/conexão. Jatos de vapor (Triton-Bego - Bremen, Alemanha) seguidos de submersão em unidade ultra-sônica (Vita Sonic II - Vita - Bad Säckingen, Alemanha), com álcool isopropílico por 10 minutos, concluíram esta etapa. Cada segmento foi assentado em seu respectivo pilar referente a cada modelo experimental e novamente realizou-se o controle de qualidade da adaptação marginal dos cilindros, empregando-se o microscópio óptico com 230 X de magnificação (Sprint 100 - RAM Optical Instrumentation – Irvine, USA).

4.4.6 Soldagem a laser

Os segmentos fundidos das barras, posicionados em seus respectivos Cps com parafusos de titânio (157004 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) apertados, utilizando-se torquímetro mecânico com 10 Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil), foram unidos com pequena quantidade de resina acrílica quimicamente ativada (G.C. Pattern Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão) (Figura 19). As estruturas foram removidas de seus modelos experimentais e quatro análogos de pilares Micro-Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram fixados a elas. Criou-se, em seguida, com gesso tipo IV (Snap Stone - Whip Mix - Louisville, USA), os dez modelos de referência (*index*) para a realização da soldagem a laser (Figura 20).

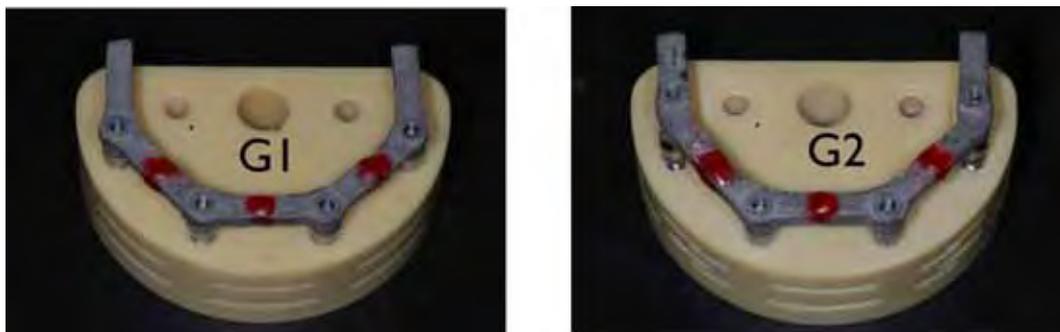


Figura 19 – Infraestruturas unidas com resina acrílica (G1 e G2).



Figura 20 – Modelo de referência (*index*) para procedimento de soldagem a laser (G1 e G2).

Os procedimentos de soldagem foram feitas no aparelho de soldagem a laser (SISMA LM 500 - Schio-IV, Itália) (Figura 21).

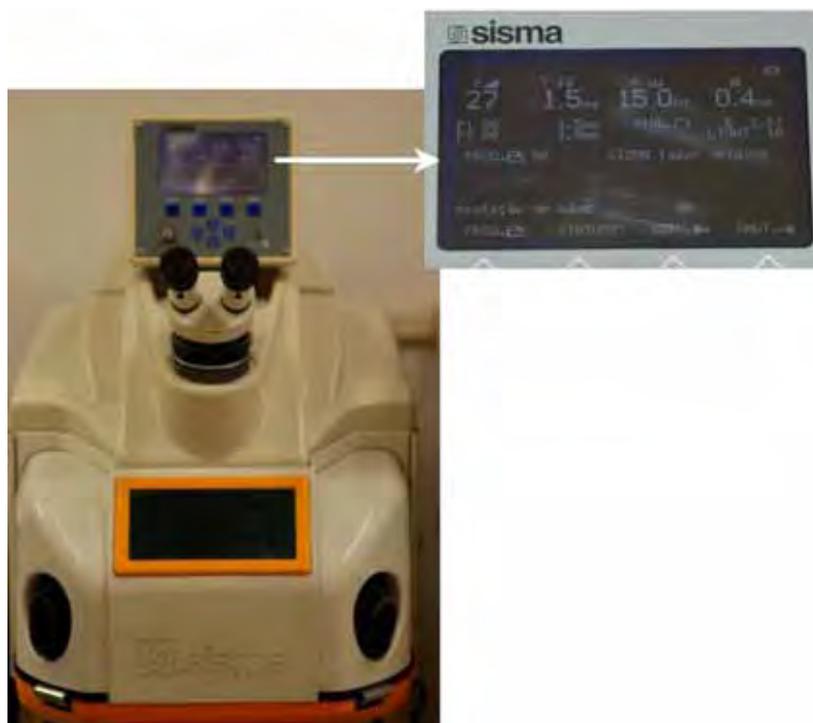


Figura 21 – Máquina de soldagem à laser (SISMA LM 500).

Após a realização da soldagem das amostras por junção, as mesmas foram finalizadas com soldagem de sutura. Os valores padronizados para soldagem foram determinados em função da condutibilidade térmica, reflexibilidade e dos intervalos de fusão característicos da liga (Figura 21, em detalhe aumentado).

Para os procedimentos de soldagem, foram respeitadas as recomendações do fabricante: cobertura de gás protetor (argônio), válvula de gás mantida a cerca de 5 mm do segmento a ser soldado e o raio laser com inclinação de 15°. A soldagem foi realizada alternando-se os locais de aplicação, inicialmente por vestibular e lingual, em seguida nas porções superior e inferior, mantendo-se o mesmo número de pontos de soldagem em todas as faces, bem como a mesma energia para todas as estruturas. O laser que foi empregado produz uma forte concentração de calor na zona a ser soldada, realizando assim, a fusão local do metal.

A tensão da máquina regula a energia e é diretamente proporcional à penetração de soldagem. Já a duração do impulso regula o diâmetro do ponto de soldagem. Quanto maior esta duração, maior o diâmetro do ponto de soldagem (Figura 22).



Figura 22 – Infraestruturas soldadas (G1 e G2).

Após a finalização das estruturas, as mesmas foram inspecionadas e pareciam ajustar-se passivamente aos seus respectivos modelos experimentais, com adaptação satisfatória quando submetidas a métodos e instrumentos de exame utilizados clinicamente (Binon, 1994; Jemt, 1994; Gulbransen, 1994; Parel, 1994). Nenhuma infraestrutura (barra metálica) apresentou báscula ou interfaces ao exame clínico sem os parafusos apertados ou com um único parafuso apertado (teste de Schieflied). Portanto, nenhuma foi descartada. O mesmo operador conduziu o procedimento descrito.

4.5 Colagem dos extensômetros

Para a instalação dos sensores de leitura de deformação, seis extensômetros (PA-06-060CA-120L - Excel Sensores Ltda. – São

Paulo, Brasil) foram colados tangenciando-se as faces mesiais e distais em cada um dos quatro implantes que compuseram os Cps investigados dos modelos experimentais (G1 e G2) e em três níveis de profundidade (cervical, médio e apical).

Os extensômetros do nível cervical (superficial) foram posicionados na superfície superior dos modelos de poliuretano, margeando a plataforma de conexão protética dos implantes (Figura 23).

Os extensômetros dos níveis médio e apical foram colados no interior dos modelos experimentais margeando a superfície exposta do corpo dos implantes com 0,25mm de exposição. Para tanto, com o auxílio de uma fresadora com sistema de leitura digital¹ foram criados *slots* individuais padronizados para cada implante instalado.

A formatação das dimensões e posicionamento espacial dos *slots* individuais padronizados, foram projetadas por um *software* de programação gráfica (*AutoCAD*). Criou-se dessa forma um acesso para colagem dos extensômetros em dois níveis de profundidade (Figura 23).

Todos os extensômetros foram colados por meio de um adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder - Loctite, São Paulo, Brasil), posteriormente à limpeza prévia das superfícies de colagem com álcool isopropílico.

¹ (Finetech 3VS – São Paulo – Brasil)

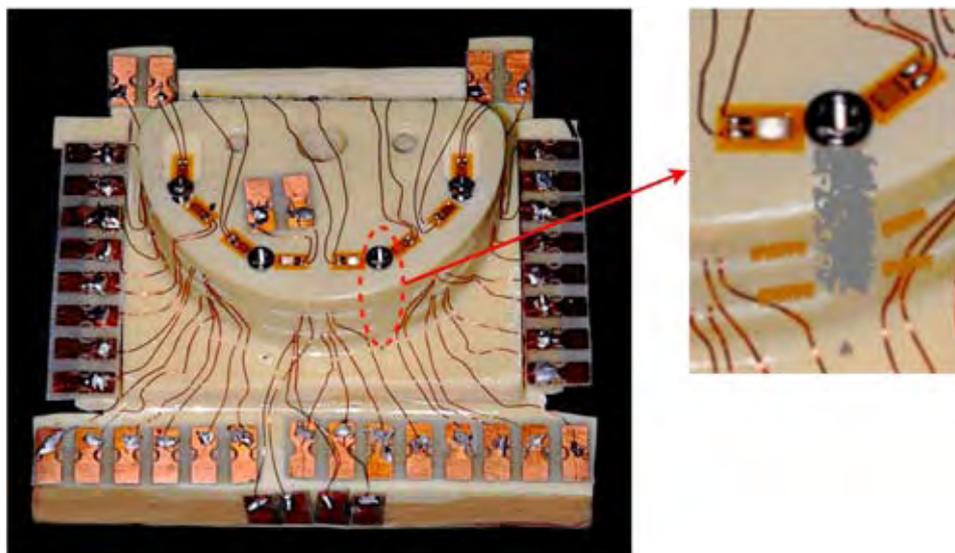


Figura 23 – Vista superior dos extensômetros colados em três níveis de profundidade (cervical, médio e apical implantar) no modelo experimental.

4.6 Aplicação de carga estática no extremo livre

Para a aplicação de carga estática, foi utilizado um dispositivo adaptado para a aplicação de carga estática. Uma carga vertical de 50 N foi aplicada às infraestruturas metálicas.

Quanto a aplicação de carga nos Cps, dois pontos de aplicação foram eleitos:

Ponto A – Aplicação de carga vertical de 50 N em 90° , sobre a extensão do *cantilever* a um ponto distante 10 mm do implante 1 (referência perímetro distal do cilindro sobrefundido - G1). Para o grupo teste (G2), o ponto de aplicação foi ao ponto obtido pela distância compreendida entre a extremidade distal da infraestrutura do G1 ao seu ponto de carregamento (Figura 24 – seta azul).

Ponto B – Aplicação de carga vertical de 50 N sobre o ponto mediano da infraestrutura, entre os implantes 2 e 3 (Figura 24 – seta vermelha).

Os pontos referência de aplicação de carga foram confeccionado por meio de um entalhe côncavo no extremo livre e no segmento anterior (entre os implantes 2 e 3) das estruturas metálicas com uma broca esférica de tungstênio de 2 mm de diâmetro - penetração de metade da broca - (Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemanha), fixada ao braço de uma fresadora. Os modelos experimentais do grupo G1 serviram como referência ao ponto de aplicação do carregamento.

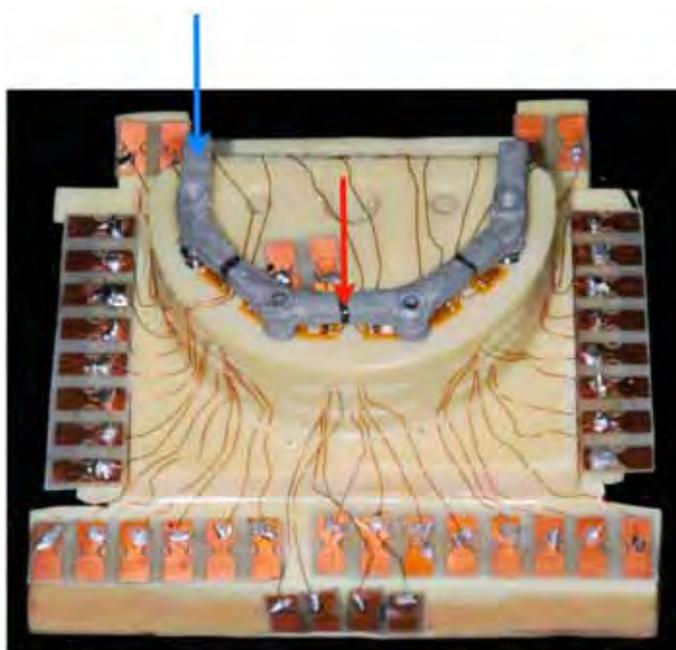


Figura 24 – Vista superior do modelo experimental (G1) e local de referência para a aplicação de carga estática (ponto A - seta azul, ponto B – seta vermelha).

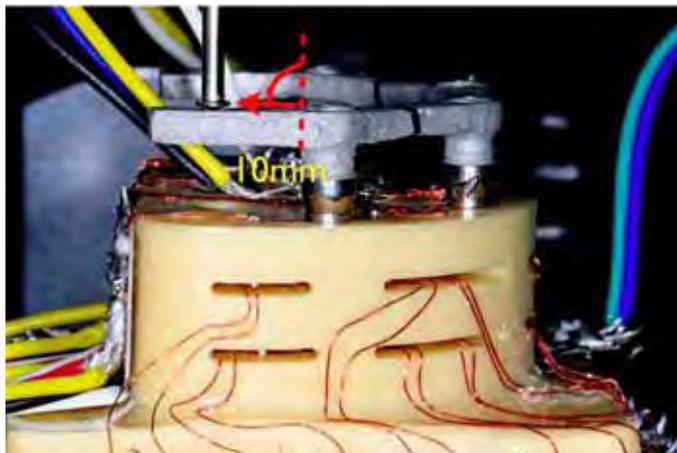


Figura 25 – Vista superior do modelo experimental (G1) sob carregamento de 50 N a 10 mm de distanciamento distal (ponto de referência – pilar protético).

4.7 Coleta dos dados de microdeformação ($\mu\epsilon$)

As medidas de microdeformação foram obtidas por meio da extensometria, que é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação. Esta envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros lineares elétricos ou *strain gauges*, que são pequenas resistências elétricas que uma vez coladas à superfície de um determinado material monitora-se sua deformação.

Para obter alterações mínimas de resistência provocadas pela deformação, foi necessário um circuito elétrico apropriado ($\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω).

Para coleta dos dados, seis extensômetros (PA-06-060CA-120L - Excel Sensores Ltda. – São Paulo, Brasil) (Figura 26) foram colados tangenciando-se as faces mesiais e distais em cada um dos quatro implantes que compuseram os Cps investigados dos modelos experimentais (G1 e G2) e em três níveis de profundidade (cervical, médio e apical).

Para as medidas de deformação, as barras fundidas que representam as infraestruturas em liga de Cobalto-cromo, foram assentadas nos seus respectivos Cps e os parafusos de encaixe hexagonal (157004 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram inicialmente aparafusados com chave manual (060300 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) até a primeira resistência ocorrer. A partir deste ponto, o aperto foi concluído utilizando-se uma chave catraca com referenciador de Torque (400000 – Conexão Sistemas de Prótese- SP, Brasil) com torque de 10 Ncm. Foi respeitada a seqüência de aperto de parafusos na seguinte ordem das fixações: 1, 3, 2 e 4.

Os extensômetros foram conectados por meio de soldas a cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14 mm multicabo, São Paulo, Brasil) e os dados de micro-deformação ($\mu\epsilon$) dos extensômetros foram amplificados e transferidos empregando-se um amplificador de sinais (Model 5100 Scanner Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA) (Figura 27) para então serem registrados e posteriormente analisados por um software especial (Strain Smart). A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em micro-deformação ($\mu\epsilon$), que equivale à mudança em comprimento do extensômetro dividido por seu comprimento original (1.52 mm) e multiplicada por 10^{-6} . O aparato foi balanceado e calibrado a $\pm 000 \mu\epsilon$ de deformação, com o apertamento prévio dos parafusos de retenção das infraestruturas metálicas para análise de cada leitura.



Figura 26 – Vista superior ampliada de um extensômetro elétrico.



Figura 27 – Vista frontal do sistema de condicionamento e conversão do sinal.

Cada extensômetro corresponde a um canal do aparelho, na seguinte ordem:

- Canal 1 (C_1) – distal da fixação 1 (nível cervical)
- Canal 2 (C_2) – distal da fixação 1 (nível médio)
- Canal 3 (C_3) – distal da fixação 1 (nível apical)
- Canal 4 (C_4) – mesial da fixação 1 (nível cervical)
- Canal 5 (C_5) – mesial da fixação 1 (nível médio)
- Canal 6 (C_6) – mesial da fixação 1 (nível apical)
- Canal 7 (C_7) – distal da fixação 2 (nível cervical)
- Canal 8 (C_8) – distal da fixação 2 (nível médio)
- Canal 9 (C_9) – distal da fixação 2 (nível apical)
- Canal 10 (C_{10}) – mesial da fixação 2 (nível cervical)

- Canal 11 (C₁₁) – mesial da fixação 2 (nível médio)
- Canal 12 (C₁₂) – mesial da fixação 2 (nível apical)
- Canal 13 (C₁₃) – distal da fixação 3 (nível cervical)
- Canal 14 (C₁₄) – distal da fixação 3 (nível médio)
- Canal 15 (C₁₅) – distal da fixação 3 (nível apical)
- Canal 16 (C₁₆) – mesial da fixação 3 (nível cervical)
- Canal 17 (C₁₇) – mesial da fixação 3 (nível médio)
- Canal 18 (C₁₈) – mesial da fixação 3 (nível apical)
- Canal 19 (C₁₉) – distal da fixação 4 (nível cervical)
- Canal 20 (C₂₀) – distal da fixação 4 (nível médio)
- Canal 21 (C₂₁) – distal da fixação 4 (nível apical)
- Canal 22 (C₂₂) – mesial da fixação 4 (nível cervical)
- Canal 23 (C₂₃) – mesial da fixação 4 (nível médio)
- Canal 24 (C₂₄) – mesial da fixação 4 (nível apical)

Previamente à execução dos ensaios, o aparelho foi iniciado 1 hora antes da coleta de dados, tomando-se o cuidado de se manter em temperatura ambiente estável de 17 °C, respeitando-se as recomendações do fabricante.

Três mensurações de microdeformação para cada extensômetro (G1 e G2), em cada grupo investigado, foram realizadas simultaneamente a aplicação de carga estática.

4.8 Delineamento experimental

Nesta investigação (experimento), seguiu-se um esquema fatorial do tipo 2 x 2 x 3. As variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram a Configuração (Axial e Angulado), o NP (Nível de Profundidade: Apical, Médio e Superficial) e o PAC (Ponto de Aplicação de Carregamento: *cantlever* e ponto anterior).

A variável resposta (independente) foram os valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos com a extensometria linear elétrica (*strain-gauge*).

Considerou-se a unidade experimental como o sistema constituído pelo bloco de poliuretano, quatro implantes, quatro pilares e uma infraestrutura aparafusada.

Os corpos de prova foram designados aleatoriamente às condições de configuração.

4.9 Análise estatística

Obteve-se 60 dados (ou seja, seis condições experimentais em cada tipo de configuração sob cinco repetições) que foram submetidos à análise estatística por meio do programas computacionais: Statistix (Analytical Software, version 8, 2003), GraphPad Prism version 5.00 for Windows, GraphPad Software, San Diego California USA) e STATISTICA (StatSoft, version 9.1, 2010).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão.

A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) três fatores (Configuração; nível de profundidade (NP); ponto de aplicação de carga (PAC)), onde as variáveis NP e PAC são fatores repetidos e na aplicação do teste de comparação múltipla de Tukey (5%).

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

O estudo do efeito interação foi visualizado por meio do gráfico de médias.

5 RESULTADOS

Os dados obtidos no ensaio de extensometria linear elétrica são apresentados em valores médios de microdeformação no apêndice A.

A análise estatística dos dados obtidos será apresentada, a seguir, em forma de tabelas e gráficos (figuras).

Tabela 1 - Configuração AXIAL. Média (\pm desvio padrão) dos dados de microdeformação (valores em $\mu\epsilon$), (n = 5)

NP	Ponto de Aplicação		Média \pm dp
	Anterior	<i>Cantlever</i>	
Superficial	141,9 \pm 2,7	148,8 \pm 11,7	145,3 \pm 8,8
Médio	138,3 \pm 7,6	150,2 \pm 5,1	144,2 \pm 8,7
Apical	142,6 \pm 7,5	149,6 \pm 6,8	146,1 \pm 7,7
Coluna (média \pm dp)	140,9 \pm 6,2	149,5 \pm 7,7	145,2 \pm 8,2

Tabela 2 - Configuração ANGULAR. Média (\pm desvio padrão) dos dados de microdeformação (valores em $\mu\epsilon$), (n = 5)

NP	Ponto de Aplicação		Média \pm dp
	Anterior	<i>Cantlever</i>	
Superficial	125,7 \pm 5,8	100,1 \pm 11,0	112,9 \pm 15,8
Médio	126,9 \pm 12,0	96,9 \pm 4,6	111,9 \pm 17,9
Apical	131,0 \pm 6,4	97,2 \pm 2,9	114,1 \pm 18,4
Coluna (média \pm dp)	127,9 \pm 8,2	98,1 \pm 6,7	113,0 \pm 16,8

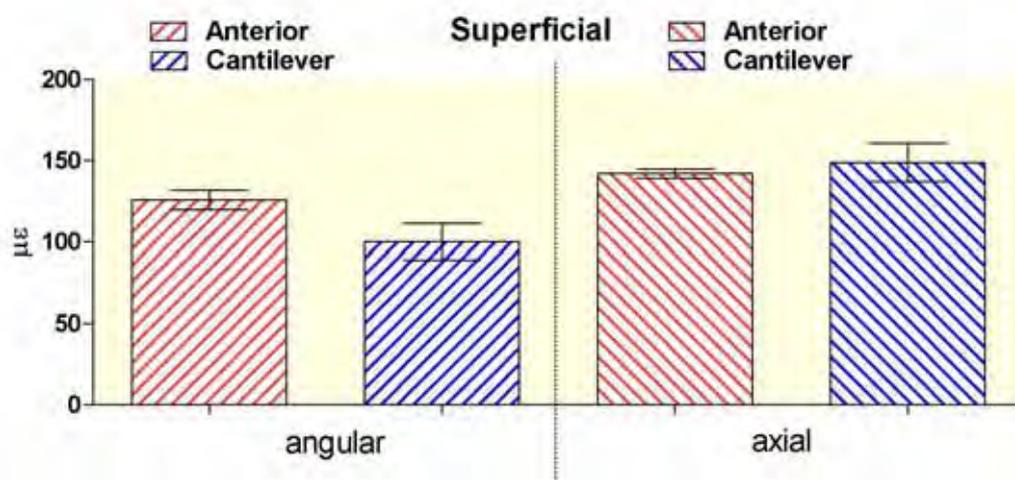


Figura 28 - Nível de profundidade superficial. Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de microdeformação obtidos segundo as condições experimentais.

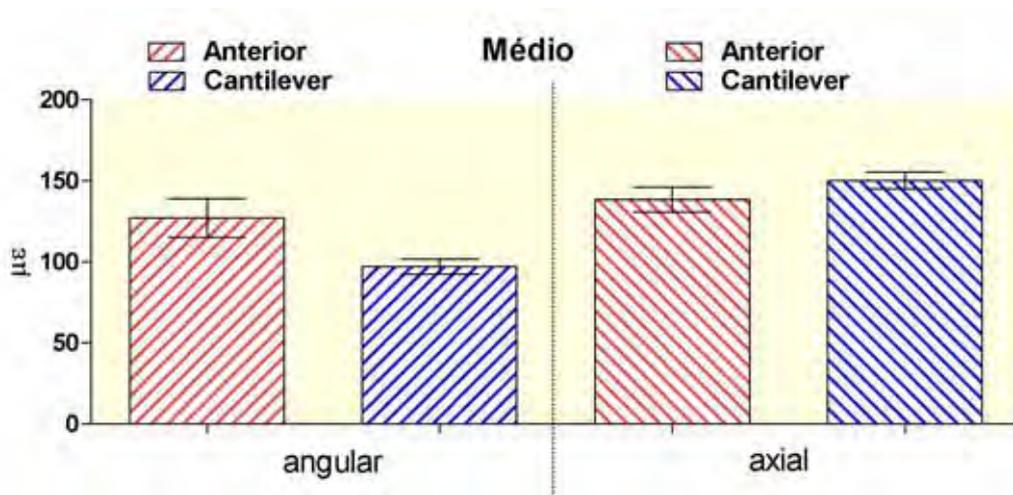


Figura 29 - Nível de profundidade médio. Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de microdeformação obtidos segundo as condições experimentais.

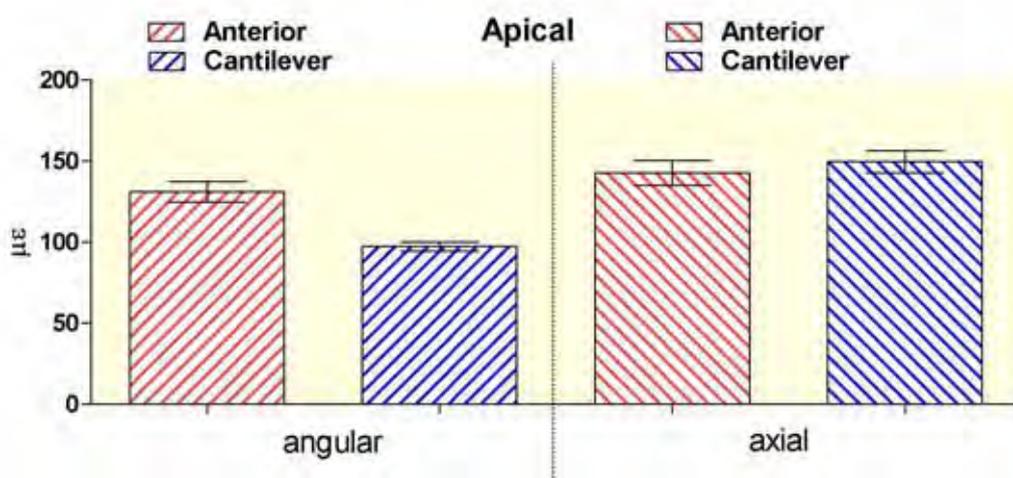


Figura 30 - Nível de profundidade apical. Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de microdeformação obtidos segundo as condições experimentais.

Para avaliar o relacionamento entre a Configuração, o nível de profundidade (NP) e o ponto de aplicação (PAC), os dados obtidos em nosso experimento, foram submetidos ao modelo estatístico da análise de variância de medidas repetidas, onde dois fatores são considerados repetidos (intra-grupos): PAC e NP e um fator entre-grupos: configuração fatores, após serem avaliadas as suposições do modelo de análise de variância.

Os valores resíduos, decorrentes do ajuste do modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para válidas inferências estatísticas e foi determinado que os dados originais propiciaram um adequado ajuste, porque os valores residuais se ajustam a uma distribuição normal de probabilidade, e, ainda foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados (Figuras 31 e 32).

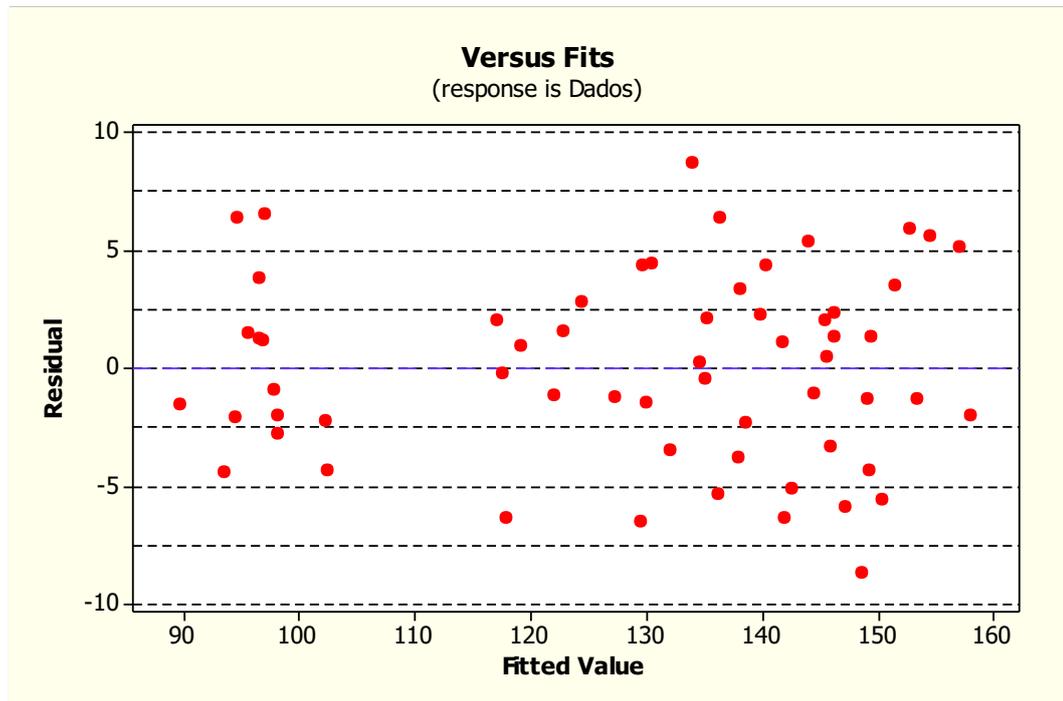


Figura 31 – Gráfico de avaliação do modelo RM ANOVA representando a uniformidade dos valores residuais.

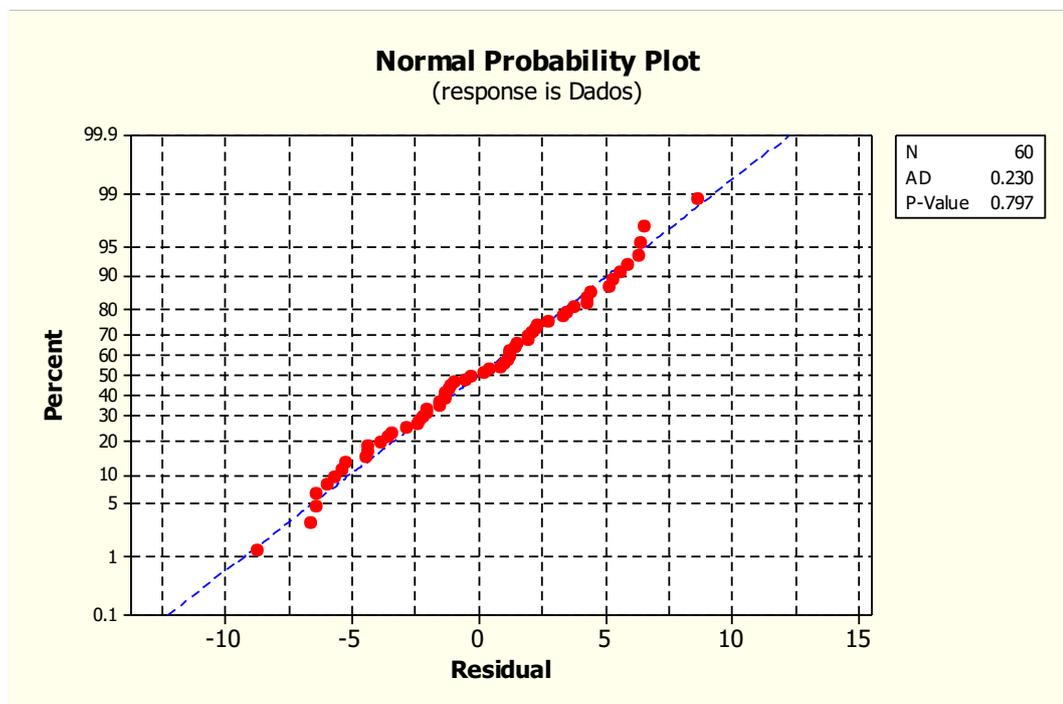


Figura 32 - Gráfico de avaliação do modelo RM ANOVA representado pelo teste de normalidade Andersson-Darlin.

Tabela 3 - Resultados ANOVA (medidas repetidas) para os três fatores em estudo

Fonte de variação	gl	SQ	QM	F	p
Configuração	1	15607,1	15607.1	503.39	0.0001*
Resíduo I	8	248,0	31.0		
NP	2	40,8	20.4	0.27	0.7647
Configuração x NP	2	0,5	0.3	0.00	0.9966
Resíduo II	16	1196,6	74.8		
PAC	1	1684,0	1684.0	28.81	0.0007
Configuração x PAC	1	5525,8	5525.8	94.54	0.0001*
Resíduo III	8	467,6	58.4		
NP x PAC	2	59,1	29.6	0.51	0.6088
Configuração x NP x PAC	2	64,5	32.2	0.56	0.5829
Resíduo IV	16	923,9	57.7		
Total	59	25818,0			

*Significante ao nível de 5%

Pelos resultados ANOVA (medidas repetidas) para os três fatores em estudo apresentados (tabela 3), o efeito Configuração é significativo. Assim, a disposição ou configuração Angular: $113,0 \pm 16,8 \mu\epsilon$ difere de configuração Axial: $145,2 \pm 8,2 \mu\epsilon$.

Pelos resultados ANOVA (medidas repetidas) para os três fatores em estudo apresentados (tabela 3), o efeito interação entre Configuração e PAC é significativo. Assim, tabela Tukey (5%) indicado a seguir:

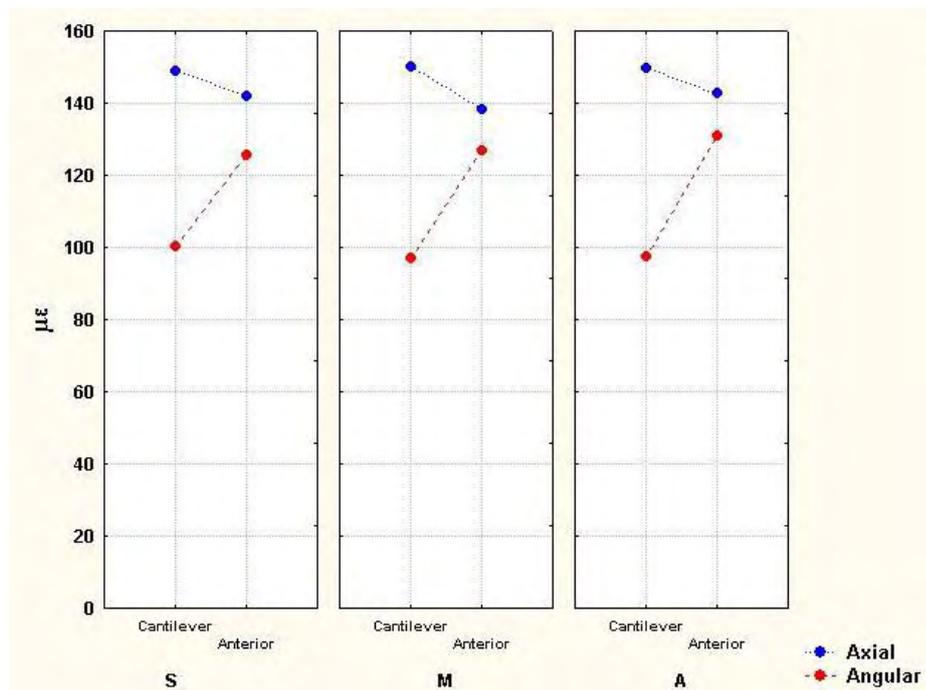


Figura 33 – Gráfico de médias segundo a análise Configuração – (S,M,A são níveis de profundidade dos sensores em nível superficial, médio e apical).

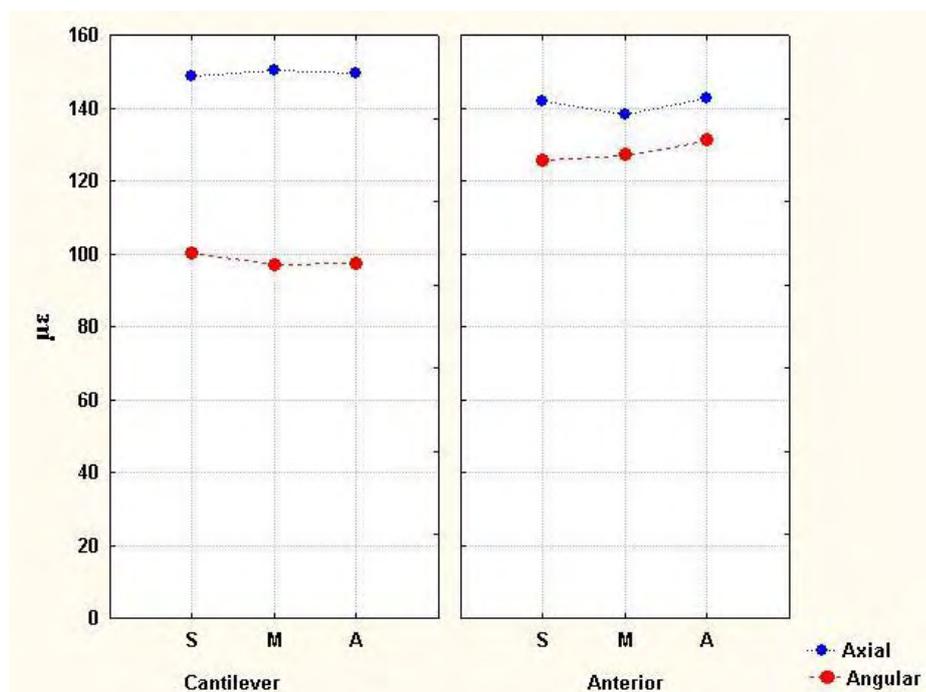


Figura 34 – Gráfico de médias segundo a análise Nível de Profundidade– (S,M,A são níveis de profundidade dos sensores em nível superficial, médio e apical).

Tabela 4 - Teste de Tukey para as médias de microdeformação nas duas condições experimentais

Configuração	Ponto de aplicação de carga	Média	Grupos homogêneos
Angular	<i>Cantlever</i>	98.0796	A
Angular	Anterior	127.8685	B
Axial	Anterior	140.9316	C
Axial	<i>Cantlever</i>	149.5295	C

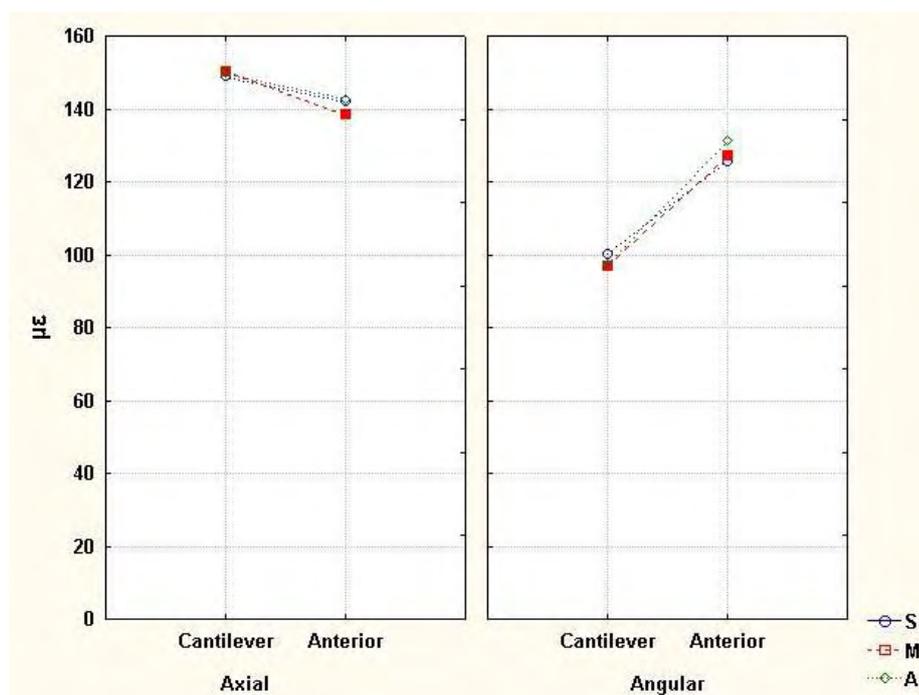


Figura 35 – Gráfico de médias segundo a análise Ponto de aplicação de carga – (S,M,A são níveis de profundidade dos sensores em nível superficial, médio e apical).

6 DISCUSSÃO

O principal foco dos estudos longitudinais no campo da Implantodontia tem sido o sucesso da osseointegração e a sobrevivência dos implantes. Há o consenso de que complicações mecânicas e biológicas rotineiramente ocorrem em próteses fixas implantossuportadas de arco total (Pjertusson et al., 2004; Pjertusson et al., 2007).

Nesse contexto, a seleção do material, procedimentos clínicos, técnicas cirúrgicas associadas e opções de tratamento para essa problemática específica, devem ser baseadas em evidências científicas (Eser et al., 2009).

Há de se ressaltar a diversidade de fatores que influenciam o padrão de dissipação de tensões frente ao tecido ósseo como o número e distribuição dos implantes, eixo de inclinação dos implantes, esquema de esplintagem dos implantes, a superfície oclusal, as propriedades do material constituinte da infraestrutura, os diferentes formatos de secção transversal, formato das infraestruturas e a extensão de *cantilever* (Skalak, 1983; Weinberg, 1993; Patterson et al., 1995; Hobkirk, Havthoulas, 1998).

Deve-se considerar ainda o comportamento biomecânico distinto e a capacidade que cada tipo de tecido ósseo tem em suportar o carregamento dentro do limite fisiológico. O tecido ósseo tipo IV tem sido associado a menores índices de sobrevivência ou taxas de insucesso mais altas em relação aos demais tipos ósseos (Skalak, 1983; Weinberg, 1993; Patterson et al., 1995; Hobkirk, Havthoulas, 1998).

Variações em técnicas cirúrgicas tem sido empregadas como alternativas frente a limitações anatômicas presentes em maxila e mandíbula. A proximidade dos implantes dentários às estruturas anatômicas como o assoalho de seio maxilar ou nervo alveolar inferior, frequentemente impede a instalação de fixações maiores que 10mm em áreas posteriores de maxila e mandíbula (Zampelis et al., 2007).

Atualmente a angulação do eixo de inserção de implantes vem sendo proposta para casos onde a atrofia óssea de mandíbulas ou maxilas impede ou dificulta a inserção de implantes dispostos de forma axial. Além disso, a angulação de eixo permite a inserção de um implante mais longo, tendo esse, melhor prognóstico do que um implante curto (Krekmanov, 2000; Krekmanov et al., 2000).

Aliado a isso, alguns pesquisadores sugerem que tal técnica proporciona estabilidade primária adequada, otimiza a distribuição espacial ântero-posterior dos implantes e reduz a extensão dos *cantlevers*, a qual poderia prejudicar a fisiologia da osseointegração (Maló et al., 2003). Adicionalmente, diversos estudos computacionais

sugerem a possibilidade e apontam para a direção da presença de vantagens biomecânicas a respeito da inclinação de implantes em reabilitações de arco total (Zampelis et al., 2007; Bellini et al., 2009).

Em outra corrente filosófica, O'Mahony et al. (2000) afirmam que implantes devem ser posicionados de forma axial para que um melhor resultado biomecânico seja obtido nas reabilitações orais. Outros autores também verificaram que cargas verticais aplicadas a um implante inclinado produzem mais tensões em sua porção cervical do que implantes instalados de forma axial (Brosh et al., 1998; Markarian et al., 2007).

Por meio de metodologias aplicáveis em análise biomecânica no campo da Implantodontia, diversos autores acabam por fim, estabelecendo uma correlação entre inclinação e aumento na concentração de tensões quando da utilização de implantes inclinados. Contudo, verificou-se que tais níveis de concentração, não implicariam necessariamente em fracasso clínico (Brunski, 2003).

Apesar de diversos estudos demonstrarem que há maior incidência de tensão no tecido ósseo, não há evidências clínicas de que seja um problema modificar o eixo de inserção os implantes (Galindo, Butura, 2012). Diversos autores em pesquisas clínicas realizaram próteses com carregamento imediato em arco total combinando implantes dispostos de forma axial e inclinada, verificando uma taxa de sucesso e de perda óssea similar aos implantes dispostos de forma tradicional ou

axial (Calandriello, Tomatis, 2005; Maló et al., 2005; Maló et al., 2006; Capelli et al., 2007; Rosen, Gynther, 2007; Testori et al., 2008; Agliardi et al., 2010; Weinstein et al., 2012; Galindo, Butura, 2012).

Um dos parâmetros clínicos de análise no campo da fisiologia do tecido ósseo seria o índice de perda de inserção óssea ao redor dos implantes em função. Tal condição se existente, pode sugerir sobrecarregamento do sistema, ou seja, leva-se em consideração a mensuração progressiva de perda óssea como parâmetro clínico, a qual é um dos mais importantes indicadores de falha dos implantes ou do processo dinâmico da osseointegração (Mombelli, Lang, 2000; Berglundh et al., 2002).

Resultados controversos foram apresentados na literatura em relação a esse parâmetro (Mombelli, Lang, 2000).

Maló et al. (2005) em um estudo clínico de acompanhamento de um ano, onde avaliou-se o índice de perda óssea em implantes submetidos ao carregamento imediato pela técnica All-on-Four em arcos desdentados, ou seja, uma associação de dois implantes axiais no setor anterior e dois inclinados no setor posterior, relataram perda óssea ao redor de implantes inclinados de apenas 0,9 mm.

Já Calandriello e Tomatis (2005), apresentaram em seus estudos, índice de perda óssea média de 0,34 mm. Tealdo et al. (2008) em acompanhamento de 20 meses, observaram perda óssea média de 0,84 mm. Agliardi et al. (2010), com média de 1,2 mm para mandíbula e

0,9 mm para maxila apresentaram resultados concordantes com os resultados obtidos por Maló e colaboradores em 2006, com índice médio de perda óssea de 1,2 mm.

Recentemente, Weinstein et al. (2012) em estudo retrospectivo afirmaram que após 1 ano de função a perda óssea marginal média ao redor dos implantes foi de 0,6 mm para implantes axiais e 0,7 mm para implantes inclinados.

Em uma recente revisão de literatura sistemática, por meio de uma abordagem inicial em 347 artigos analisados de 1990 a março de 2009 deram lugar a 25 trabalhos elegíveis, dos quais apenas 10 compuseram bases sólidas para esta revisão sistemática e sua conclusão. Desses, 7 eram prospectivos e 3 tinham delineamento retrospectivo. Nesse estudo, 1992 implantes foram instalados em 462 pacientes, onde foi possível observar que no quesito - período 1 ano de função, a sobrevivência dos implantes foi de 97,9% e 99,9% para maxila e mandíbula respectivamente e que não houve diferença estatística significativa em percentuais de falhas de implante ou perda óssea marginal, sejam axiais ou inclinados, atuando conjuntamente no sistema prótese e implante (Del Fabbro et al., 2012).

Desde que Maló e colaboradores desenvolveram o conceito All-on-Four, relatando tal técnica como viável, simples e de bom custo-benefício, as implicações biomecânicas envolvidas no comprimento dos *cantilevers*, na inclinação do eixo de inserção dos implantes e

associação de implantes inclinados a implantes axiais em próteses fixas de arco total voltaram a debate e têm sido foco de inúmeras investigações (Maló et al., 2005; Bevilacqua, 2008).

Entre as vantagens adicionais do conceito *All-on-four*, é possível observar uma redução acentuada nas custas de tal técnica, uma vez em que são utilizados menor número de implantes e componentes protéticos. A acrilização sem infraestrutura metálica de reforço implica de início em um tratamento mais rápido e de baixo custo, reduzindo-se o tempo clínico de tratamento, além de fácil confecção, substituição e reparos. A utilização com sucesso de próteses totalmente em resina acrílica vem sendo empregada desde as primeiras tentativas de carregamento imediato de implantes (Schnitman et al., 1990; Balshi, Wolfinger, 1996; Tarnow et al., 1997).

Do ponto de vista de pesquisa clínica, conclusões definitivas ainda não podem ser delimitadas quanto a reabilitações imediatas implantosuportadas de arco total quando suportadas por implantes axiais e inclinados combinados. Entretanto, é possível sugerir que o prognóstico de tal terapia seja excelente (Del Fabbro et al., 2012).

Nessa mesma corrente filosófica, foi estabelecido que implantes inclinados devam sempre serem conectados rigidamente a implantes submetidos a cargas axiais em região anterior quando da reabilitação de arcos desdentados. Por outro lado, o planejamento e a coordenação do tratamento restaurador são considerados complexos.

Ainda, já se demonstrou que os implantes posteriores inclinados quando combinados com pelo menos dois implantes anteriores inseridos em osso nativo para a estabilização cruzada da arcada, apresentam taxas de sucesso a curto prazo comparáveis com as dos implantes de superfície rugosa instalados em áreas de aumento ósseo com elevação de assoalho de seio maxilar (Jensen, Terheyden, 2009; Chiapasco, Zaniboni, 2009).

Em uma análise biomecânica simplificada, o conceito *All-on-Four* desenvolvido por Maló e colaboradores, ao associar dois implantes dispostos de forma axial a implantes inclinados em arcos inferiores, próximo à região interforaminal e de forma espiantada, ocasiona uma distribuição geométrica ântero-posterior mais favorável dos implantes instalados, onde é possível de se obter um polígono de sustentação otimizado, o que foi confirmado por estudos de bioengenharia conduzidos por Skalak e Zhao (2000).

Adicionalmente, Skalak e Zhao (2000) afirmam que implantes inclinados devem ser unidos rigidamente a outras fixações, obtendo-se dessa forma, uma disposição geométrica do conjunto implante-prótese aumentada, tornando o sistema biomecanicamente favorável.

Próteses fixas de arco total representam hoje uma abordagem de tratamento rotineira para arcos desdentados. O protocolo bem estabelecido de Brånemark recomendava a instalação de implantes

em posição axial e frequentemente resultava em extensões de *cantlever* próximo a 20 mm (Krekmanov, 2000).

A literatura é vasta quanto a indicações e limitações frente ao uso de extensões em *cantlever* em próteses implantosuportadas. Sua utilização pode induzir a momentos fletores e a altas concentrações de tensões no tecido ósseo circundante em ambos os implantes (Rangert et al., 1989), que por sua vez pode induzir a perda óssea marginal, podendo comprometer a sobrevivência dos implantes (Koca et al., 2005). De uma maneira geral, a própria existência de extensões em *cantlever* já acentua de forma significativa o efeito de forças oclusais aplicadas as quais são transmitidas ao tecido ósseo perimplantar em decorrência ao aumento do braço de alavanca e ao fato de estar mais próximo a articulação temporo-mandibular (Rangert et al., 1989).

Kim et al. (2011) em um estudo comparativo de implantes axiais e inclinados segundo o sistema All-on-Four, onde utilizou-se a análise fotoelástica como metodologia de investigação, relataram altos índices de concentrações de tensão em região distal dos implantes distais e de forma mais acentuada na região cervical nos modelos de implantes axiais ao lado do carregamento e em região de *cantlever*, havendo redução de 17% nos valores de tensão quando da inclinação de implantes. Indicou-se assim, a possibilidade de vantagem biomecânica na redução de tensões.

Esses achados estão em concordância com estudos de elementos finitos que investigaram a distribuição de tensões de implantes inclinados para o tecido ósseo (Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2008; Bellini et al., 2009). Bellini et al. (2009) relatou a redução de tensões para implantes inclinados em aproximadamente 7% para implantes posicionados segundo o conceito All-on-Four. Bevilacqua et al. (2008), demonstraram que a inclinação de implantes distais em 30° em próteses fixas de arco total diminuiu o nível de concentração de tensões em 52% e 47,6% em tecido ósseo cortical e medular respectivamente quando comparado com implantes axiais com *cantlevers* mais extensos.

Em contrapartida, Begg et al. (2009) apresentaram resultados que diferem dos resultados apresentados por Kim et al. (2011) para a mesma metodologia empregada, onde foi constatado não haver diferença estatística ou vantagem biomecânica quanto a concentração de tensões em implantes axiais e inclinados em plano de 30°.

Não obstante, o carregamento de *cantlevers* em próteses fixas podem causar efeito de alavanca e induzir a concentração de tensões consideráveis nos implantes mais próximos ao carregamento (Duyck et al., 2000a; White et al., 1994). Também foi reportado que tensões máximas ocorrem em implantes de acordo com o aumento progressivo da extensão em *cantlevers* (White et al., 1994). Quando as extensões em *cantlevers* distais em próteses fixas são excessivas em comprimento, deformações na infraestrutura podem resultar em fratura de

parafusos protéticos, de dentes em resina ou mesmo causar fratura das infraestruturas (Gallucci et al., 2009).

Em implantes unitários, os valores de tensão ao redor de implantes inclinados implica em aumento de duas a cinco vezes quando compara-se com implantes axiais sob carregamento vertical (Cehreli et al., 2004; Bevilacqua et al., 2008). Percebe-se que o aumento de tensões ocorre a medida que se acentua o padrão de angulação em implantes unitários. Entretanto, se os mesmos implantes estiverem esplintados rigidamente a implantes múltiplos, como em nosso estudo, o espaçamento ântero-posterior (A-P) eqüidistantes dos implantes e a rigidez da prótese fixa, poderiam reduzir momentos fletores dos implantes inclinados e concentração de tensões, como também observado em estudos prévios (Krekmanov et al., 2000; Zampelis et al., 2007; Bevilacqua et al., 2008; Bellini et al., 2009).

Em estudos prévios, utilizando-se a metodologia que emprega modelo de elementos finitos, extensometria *in vivo* (Benzing et al., 1995) e modelo matemático analítico (Skalak, 1983), foi demonstrado que um maior distanciamento entre implantes, implicando-se no aumento de área do polígono de sustentação, ou seja, um aumento no braço de resistência e diminuição do braço de potência proporcionou melhor distribuição de tensões. Tem-se por final a estabilização cruzada da arcada.

Apesar da configuração não linear de implantes conectados a próteses tipo protocolo aumentar a capacidade de neutralização de forças transversas e diminuir o potencial de flexão do sistema, deve-se considerar que infalivelmente quanto maior a extensão suspensa, proporcionalmente maior será a força de torção aplicada sobre os implantes que a sustenta.

Com base nessas observações, como uma medida de atenuar o sobrecarregamento sobre implantes mais distais, seria a diminuição da extensão em *cantlever* em próteses tipo protocolo a qual promoveria uma vantagem biomecânica. Em nossa investigação, foi possível diminuir 30,7% a extensão suspensa (G1 – 13 mm; G2 – 9 mm) sem o uso de pilares protéticos de angulação compensatória, considerando-se a média adotada de 90 mm em arco edêntulo de primeiro molar esquerdo ao direito quando adotada a inclinação dos implantes posteriores. Resultados similares foram obtidos em estudo prévio (Fazi et al., 2011), onde observou-se redução em *cantlever* de 32%.

Krekmanov et al. (2000), em estudo clínico de reabilitações fixas com uso de implantes inclinados, relatou a perda de apenas um implante inclinado em próteses fixas de arco total em maxilas. Entretanto, seis implantes axiais foram perdidos, o que mostra que a inclinação de implantes não se configura em efeito adverso potencial no

padrão de distribuição de tensões quando se opta pela esplintagem rígida para se receber carregamento.

O efeito da distribuição de tensões em pilares protéticos com angulação compensatória em implantes inclinados ainda não está bem sedimentado. Tais pilares são frequentemente utilizados para compensar o padrão de inserção ou eixo de carregamento em implantes inclinados. Saab et al. (2007), relataram 15% de aumento em concentração de tensões quando se compara pilares protéticos retos com angulados de 20° para implantes instalados no setor anterior da maxila.

Por outro lado, Clelland et al., (1996) demonstrou haver aumento de 11% em tensões compressivas no tecido ósseo cortical e nenhum aumento em tecido ósseo medular quando da utilização de pilares de angulação em 20°. Em geral, a magnitude de tensões proporcionais ao uso de pilares protéticos angulados encontram-se dentro do limiar de tolerância fisiológica do tecido ósseo em conclusões derivadas de estudos em animais (Barbier et al., 1998).

Buscando evidências científicas frente a problemática posta em questão, diversos métodos para investigação e análise biomecânica são descritas na literatura e têm sido empregadas em Implantodontia para que seja possível se estabelecer uma correlação entre tensão, deformação e eventos biológicos que possam acontecer no tecido ósseo peri-implantar. Entre elas, a análise de elemento finito, a

fotoelasticidade e a extensometria linear elétrica (Spiekermann et al., 1995; Rubo, Souza, 2001).

Embora o método de elementos finitos seja baseado na construção de modelos geométricos tridimensionais virtuais que simulem condições reais (Lotti et al., 2006; Van Staden et al., 2006), esse método comumente considera que todos os materiais envolvidos na análise sejam homogêneos e isotrópicos. Fator limitante, por poder influenciar significativamente os resultados, uma vez que o tecido ósseo não é um substrato homogêneo, apresentando propriedades físicas anisotrópicas (Helldén, Déreand, 1998; Rubo, Souza, 2001).

Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade (Rubo, Souza, 2001).

Desse modo, testes laboratoriais complementares tem sido utilizados para validar tais modelos matemáticos como a análise fotoelástica e a extensometria linear elétrica (Sato et al., 2005; Akça, Cehreli, 2008; Goiato et al., 2009).

A técnica de análise fotoelástica torna-se difícil pelo fato de haver dificuldades na elaboração de modelos experimentais mais complexos onde busca-se diferenças de densidade na estrutura de ancoragem para se corresponder melhor à realidade (Rubo, Souza, 2001).

A extensometria linear elétrica é uma técnica de medição de deformações que também tem aplicação em Odontologia. Esta técnica de análise permite que procedimentos clínicos e laboratoriais possam ser experimentalmente analisados, assim como avaliações de assentamento de próteses fixas implantossuportadas e dissipação de tensões em tecido ósseo sejam realizadas (Smedberg et al., 1996).

É um dos poucos métodos de investigação e análise biomecânica que pode ser utilizado para investigações *in vivo* (Heckmann et al., 2004). Assim, torna-se possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e sua transferência às estruturas de suporte (Spiekermann et al., 1995; Clelland et al., 1996; Rubo, Souza, 2001).

Encontra-se presente na literatura, diversos estudos que utilizam osso humano ou bovino como modelo experimental para o posicionamento dos implantes dentais e subseqüentes avaliações (Tashkandi et al., 1996; Morton et al., 1998).

Entretanto, o tecido ósseo não é um substrato homogêneo e suas propriedades físicas variam sensivelmente conforme a espécie, idade, sexo, tipo de tecido ósseo, forma e dimensões da amostra tecidual em virtude da característica anisotrópica do tecido ósseo, o que determina diferentes propriedades mecânicas em diferentes direções na mesma amostra (Hellden, Dérand, 1998; Rubo, Souza, 2001).

Deve-se considerar ainda que estas características comprometam diretamente a reprodutibilidade de pesquisas que empregam substrato ósseo bovino ou humano como modelo experimental. Paralelo a isto, Keaveny et al., (1994) verificaram que estruturas ósseas apresentam comportamento elástico linear somente até serem submetidas a estresses. Mesmo quando relativamente baixas, estas forças determinam alterações permanentes em suas propriedades elásticas, devido a trincas ou fraturas micro-estruturais.

Estas lesões *in vivo* atuariam como estímulos para a remodelação óssea (Wiskott, Belser, 1999). Entretanto, tal característica torna-se indesejável para um modelo *in vitro* no qual se deseja avaliar e comparar microdeformações promovidas por diferentes estruturas em diferentes momentos.

Em função destas observações, optou-se na presente investigação por modelos artificiais homogêneos com propriedades elásticas uniformes (isotrópico), assim como preconizado por Clelland et al. (1996), Helldén, Dérand (1998), Kim et al, (1999), Watanabe et al, (2000) e Heckmann et al, (2004).

Foram criados blocos à base de poliuretano com módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 GPa / osso medular: 4,0 a 4,5 Gpa) (Wiskott, Belser, 1999; Rubo, Souza, 2001), visando simular o desempenho do tecido ósseo humano *in vivo*.

Admite-se que o comportamento do tecido vivo é mais complexo, com magnitudes e padrões de microdeformação diferentes dos encontrados em modelos experimentais. Entretanto, a localização bem como as características gerais de microdeformação não são substancialmente diferentes. Segundo Kim et al. (1999), há a possibilidade de correlações plausíveis de serem estabelecidas entre os resultados obtidos com modelos artificiais e os encontrados em situações clínicas.

A metodologia empregada para o posicionamento e colagem dos extensômetros lineares elétricos foi a mesma preconizada (Clelland et al., 1996; Tashkandi et al., 1996; Morton et al., 1998; Watanabe et al., 2000; Cehreli et al., 2004; Heckmann et al., 2004; Vasconcellos et al., 2005).

Buscou-se obter os registros de microdeformações diretamente nos modelos experimentais de poliuretano, em região adjacente à porção cervical dos implantes pelo fato dessa região ser considerada a área de maior distribuição da carga mastigatória. Paralelo a isso, buscou-se também a obtenção de registros de microdeformações nos terços médios e apicais das fixações dos modelos analisados, modificando-se a metodologia comumente empregada nas investigações divulgadas em literatura onde os extensômetros eram posicionados apenas em terço cervical ou em região de pilares protéticos.

Dessa forma, objetivou-se uma análise extensométrica mais apurada e coerente com a dinâmica da análise biomecânica envolvida na Implantodontia atual, como tem sido o caminho de outras metodologias empregadas para se investigar o comportamento biomecânico nessa especialidade. Em nosso estudo, frente a metodologia empregada para a análise biomecânica, não foi possível estabelecer correlação entre concentração ou dissipação de tensões em níveis de profundidade (Tabela 3), como foi observado em outros métodos de investigação biomecânica quantitativa conduzidos por (Fazi et al., 2011; Naini et al., 2011).

Para a monitoração de microdeformações no nível cervical de implantes, nota-se que a colagem dos extensômetros em região de pilares protéticos como foi preconizado por (Glantz et al., 1993; Isa, Hobkirk, 1995; Kim et al. (1999), torna-se crítica em virtude desta região possuir formato circular, assim como o fato de que o grau de deformação sofrida pela região de pilares ser menor, implicando assim, em grandes possibilidades de se mascarar a distribuição de cargas geradas ao substrato de retenção dos implantes como foi observado por (Tashkandi et al., 1996; Watanabe et al., 2000; Heckmann et al. 2004).

No momento de coleta de dados de microdeformação é possível também a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo (-), e forças de tracionamento, recebem como prefixo o sinal positivo (+). Analisando-se

os valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) gerados por meio de aplicação de carga estática, registrados pela sequência de extensômetros lineares elétricos instalados nos três níveis de profundidade para os grupos investigados verifica-se que precisamente metade das deformações foram provocadas por compressão e a outra metade por tração.

Este comportamento era esperado, em função do posicionamento simétrico dos extensômetros lineares elétricos em relação aos implantes, monitorando as regiões cervical, terço médio e terço apical nas faces mesial e distal de cada implante. Quando as estruturas protéticas eram posicionadas sobre as conexões dos implantes nos blocos experimentais, e os parafusos de retenção das estruturas apertados, forças estáticas eram transmitidas aos implantes. Se a força gerava compressão de um lado do implante, conseqüentemente gerava tração do lado oposto, e vice-versa. Esta é a razão da distribuição homogênea dos resultados em relação à qualidade das forças, que foram importantes para validar a metodologia empregada. Como os sinais são prefixos que caracterizam as forças deformantes, para a análise estatística utilizaram-se os valores absolutos.

Ao aplicar uma força (estresse) a um determinado material, ocorre a deformação de seu arranjo estrutural. A deformação, expressa em “ ϵ ” (epsilon), pode ser quantificada por meio da razão entre

as dimensões do objeto sob estresse e suas dimensões originais, gerando valores absolutos e sem unidade.

Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado na presente investigação e que corresponde a $10^{-6}\epsilon$, mil unidades de microdeformação (1,000 $\mu\epsilon$) correspondendo ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (Frost, 1994; Wiskott, Belser, 1999).

Com relação à biomecânica aplicada em Implantodontia, sabe-se que a função mecânica e metabólica do tecido ósseo se mantém constantemente equilibrada a partir do ponto em que se encontra um equilíbrio fisiológico na dinâmica dos ciclos de remodelação óssea. Essa ação combinada e harmônica entre osteoblastos e osteoclastos, é obtida diretamente pela estimulação mecânica permanente (Frost, 1994).

A literatura demonstra evidências clínicas e laboratoriais que respaldam essa constatação. Segundo Wiskott e Belser (1999), para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação são, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, são necessárias deformações acima da faixa descrita por esses autores como de “desuso” (até 100 $\mu\epsilon$), quando a substancial queda de tensões causa um desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea. Entretanto, os valores não deverão

ultrapassar o limite fisiológico (sobrecarga patológica $> 4000 \mu\epsilon$) que levariam a danos irreparáveis (Frost, 1994; Wiskott, Belser, 1999). Em contrapartida, Canay et al. (1996), relataram o fato de que o limite para carregamento no tecido ósseo para que ocorra absorção não é conhecido.

Traçando-se um paralelo à situação clínica, sabendo-se que forças oclusais durante o ato mastigatório são transmitidas através da prótese sobre implante e em sequência ao tecido ósseo peri-implantar, percebemos a dificuldade de se quantificar a magnitude e a direção das forças oclusais, mas quando as forças oclusais excedem a capacidade de dissipação mecânica ou biológica do implante ou da prótese, aumenta a possibilidade de falha mecânica ou perda da osseointegração. Sendo assim, poderiam ser classificadas como sobrecarga.

Assim, a quantidade de deformação gerada frente aplicação de carga pode ser diretamente correlacionada com a tensão aplicada ao tecido ósseo e sua rigidez. Isso significa que a mesma tensão pode afetar de forma diferente os diferentes tipos de tecido ósseo.

Em uma análise crítica, mesmo que implantes tenham sido instalados de forma considerada axial e que os mesmos estejam perpendiculares ao plano oclusal, forças geradas pela oclusão ou carregamento, raramente são axiais ou exclusivamente axiais.

Por meio de modelos laboratoriais, o presente estudo buscou investigar a microdeformação ao redor de implantes, ao momento

em que foram carregadas estaticamente as estruturas metálicas, as quais simulavam as estruturas protéticas em dois pontos distintos (região de *cantlever* e ponto anterior). Em ambos os grupos investigados, os níveis médios de microdeformação gerados (Apêndice 1), encontram-se distantes do limite de tolerância tecidual fisiológica de 4000 $\mu\epsilon$ que induziria ao fracasso da osseointegração. Verifica-se que estes valores médios, atingiram valor máximo de 162,2 $\mu\epsilon$ e encontra-se distribuído dentro da faixa classificada por Wiskott e Belser (1999) como de “carga normal”, quando o tecido ósseo é submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e 2,000 $\mu\epsilon$ e ocorre um equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise.

Analisando-se os valores médios de microdeformação dos extensômetros lineares elétricos (Apêndice 1), os maiores valores registrados foram encontrados no grupo I (AXIAL), PAC – Cantlever, NP - S (Cp 1 – leitura 1 a 3 - canal 1: 162,296 $\mu\epsilon$), encontra-se dentro da faixa classificada como “carga normal” por (Wiskott, Belser, 1999).

Contudo, assim como as amostras que se encontram fora da faixa classificada como “carga normal” e as amostras que se encontram dentro da faixa classificada como “carga normal”, é importante salientar que os implantes osseointegrados também estão expostos a forças dinâmicas de várias magnitudes, promovidas pela fisiologia do sistema estomatognático. Novos estudos se fazem necessárias para investigar a microdeformação gerada pela ação conjunta de forças

estáticas e dinâmicas, bem como sua influência na remodelação do tecido ósseo.

Em nossa investigação, a magnitude e a distribuição de forças de compressão e tração nos substratos isotrópicos simulando próteses tipo protocolo de Brånemark e protocolo modificado de Brånemark, foram afetadas pela inclinação dos implantes distais, tendo sido esse um fator relevante. De modo geral, a inclinação dos implantes distais permitiu uma melhor distribuição de forças axiais nesse tipo de configuração para as duas opções de carregamento em relação à configuração com quatro implantes dispostos de forma axial como também observado em estudo prévio conduzido por Ogawa et al. (2010), utilizando-se metodologia semelhante. Já Naini et al. (2011), apresentaram resultados discordantes para as duas opções de carregamento em estudo prévio com metodologia complementar, onde utilizaram análise de elementos finitos 3D.

A associação de implantes inclinados com implantes axiais e conseqüente redução de extensão em *cantilever*, causou redução nos níveis de concentração de tensões em 32% em região de leitura superficial para a opção de carregamento no setor posterior, onde notoriamente nota-se maior concentração de níveis de tensão em região de *cantilever* como é consenso na literatura.

Em todos os modelos analisados, valores máximos de microdeformação foram observados no implante mais próximo ao ponto

de carregamento. Isso está de acordo com os resultados obtidos em estudos prévios (Assif et al., 1996; Sertgöz, Güvener, 1996; Duyck, 2000a,b,c; Mericske-Stern et al., 2000; Ogawa et al., 2010).

Em conjunto, é possível observar concentração de tensões em padrão específico quando da aplicação de carregamento no setor anterior de forma mais evidente nos modelos experimentais do grupo I. Comparativamente, supõe-se que há uma diminuição da capacidade de dissipação de carga (*load-bearing capacity*) quando se associa exclusivamente implantes axiais para essa opção de teste. Pode-se supor ainda que a disposição axial dos implantes transfere de forma mais eminente tensões impressas no sistema e que a inclinação dos implantes distais (G-2) contribuiu para uma maior neutralização de tensões frente ao carregamento no setor anterior do sistema. Resultados discordantes foram divulgados com dados obtidos em análise de elementos finitos 3D conduzidos por Naini et al. (2011) em metodologia complementar. Nesse estudo, as duas opções de carregamento obtiveram menor neutralização de tensões.

Em nosso estudo foram utilizados modelos analíticos de morfologia teoricamente simples os quais foram construídos por valores médios de microdeformação a fim de se obter resultados amplamente aplicáveis. Por conta de diferenças individuais na morfologia e qualidade óssea possíveis em cada condição de arco edêntulo *in vivo*, os resultados

desse estudo não são aplicáveis do ponto de vista clínico em todos os indivíduos.

Salienta-se ainda, que os modelos experimentais construídos sob carregamento, simularam um dos diversos possíveis padrões de tensão os quais os implantes podem exercer no tecido ósseo que os abrigam. Frente ainda, às variadas opções de carregamento possíveis e envolvidas no ciclo mastigatório.

Paralelo a isso, sabe-se que a validação matemática da análise de elementos finitos 3D aos dados obtidos em extensometria já foi feita (Al-Sukhun et al., 2007; Al-Sukhun et al., 2007), onde foi demonstrado que mudanças na geometria e propriedades dos materiais podem induzir diferenças significativas no padrão de distribuição de tensões.

Propriedades isotrópicas e anisotrópicas continuam sendo tema de discussão em análise biomecânica aplicada em Implantodontia. Foi quantificado diferenças em valores de tensão de 31% quando se compara modelos de análise de elementos finitos com propriedades anisotrópicas e isotrópicas (Bonnet et al., 2009). Ao se estabelecer correlações entre essa metodologia e a empregada em nossa investigação, assumindo-se que simplificações foram introduzidas em nosso estudo a fim de se tornar a reprodutibilidade metodológica, deve-se considerar que tais simplificações assumem 100% de osseointegração o que não representa o contato tecido ósseo-implante de fato. Para análise

de elementos finitos, algoritmos de contato ósseo têm sido desenvolvidos para melhor simularem porcentagens de osseointegração como ocorre clinicamente em diferentes áreas dos arcos desdentados e possivelmente em uma única área de osseointegração em termos de profundidade (Sato et al., 2005).

Ao se interpretar os resultados obtidos em nosso estudo com relação ao carregamento, deve-se levar em consideração que foi analisado apenas o carregamento estático. Na realidade clínica, carregamento estático é superado pelo carregamento dinâmico do ciclo mastigatório que por sua vez afeta de modo mais complexo a interface histológica tecido ósseo/implante no que tange a faixa de classificação considerada para limite de tolerância fisiológica do tecido ósseo hospedeiro. Mais do que se considerar a magnitude dos valores absolutos apresentados em nosso estudo, deve-se interpretar os dados em escala relativa uma vez que o método de investigação biomecânica adotado, tem suas limitações, assim como os demais métodos de investigações biomecânicas existentes na atualidade. Adicionalmente, valores de microdeformação foram quantificados somente nas faces mesial e distal e não na totalidade da interface implante/material análogo ao tecido ósseo humano, onde o direcionamento e magnitude das microdeformações não foram analisadas e quantificadas, configurando-se em limitação da metodologia empregada.

Em uma análise crítica da metodologia empregada relativa à magnitude do carregamento estático aplicado, buscou-se o carregamento de apenas 50 N/cm por basear-se em estudos prévios (Naconecy et al., 2010; Ogawa et al., 2010) e ao fato de que não se sabe qual o limite entre o término da deformação elástica e o início de deformação plástica que o material isotrópico selecionado atingiria para tal módulo de elasticidade específico (3,6 GPa). Desse modo, evitou-se influência direta nos resultados obtidos em nossa investigação.

Assim como se espera a incorporação de algoritmos em análise de elementos finitos como objeto de futuras investigações (Fazi et al., 2011), consideramos também que a incorporação de camadas com diferentes módulos de elasticidade em níveis de profundidade, talvez seja um novo rumo para uma representatividade mais próxima de situações clínicas mais plausíveis ao se empregar extensometria como método de investigação biomecânica, mesmo com a condição imutável de isotropia do tipo de material usado para similar as condições ósseas humanas.

Em outro ponto de análise, a literatura estabelece uma correlação positiva entre comprimento de *cantilever* e incidência de carga no tecido ósseo, assim como sugere a queda nos níveis de tensão em *cantileveres* reduzidos, superando o aumento nos níveis de tensão frente ao tecido ósseo, causada por uma abordagem de modificação na angulação de implantes (Sertgöz, Güvener, 1996; Tashkandi et al., 1996) como também foi observado em nossa investigação.

De fato, é possível se direcionar mais ao pensamento de que um arranjo mais espaçado dos implantes ao longo do arco e de forma equidistante é o fator mais efetivo para melhorar a distribuição de carga mastigatória em uma prótese fixa de arco total com extensão *cantlever*. A influência deste poderia se sobrepor ao efeito do número de implantes em função, como foi confirmado por Naconecy (2010), Fazi et al. (2011) em ensaios laboratoriais e ratificado por estudo clínico conduzido por Galindo e Butura (2012), no mais recente estudo a respeito do carregamento imediato em mandíbulas utilizando-se o conceito *All-onFour*.

Foi demonstrado que uma maior distribuição antero-posterior dos implantes, que minimiza a extensão dos *cantleveres* distais e estabelece quatro pontos de estabilidade bem distribuídos contribui provavelmente para o alto índice de sobrevivência dos implantes e próteses que reabilitaram tais arcos desdentados (Galindo, Butura, 2012).

Entretanto, a grande parte das investigações biomecânicas que analisam a variação de tensões imprimidas no sistema como o número de implantes/pilares, distanciamento de implantes e configurações não lineares de arranjo espacial dos implantes, não avaliaram simultaneamente a inclinação dos implantes distais para aumentar o polígono de sustentação da prótese, a qual será alvo de carregamento dinâmico em situações clínicas.

Conforme metodologia empregada em nosso estudo, é possível observar que o arranjo tridimensional dos implantes nos modelos

experimentais foram dispostos de forma equivalente para ambos os grupos, no que se refere à formação do polígono de sustentação, tendo assim equivalência numérica quanto ao braço de resistência. Desse modo não seria possível se traçar um paralelo com o efeito de espaçamento entre implantes. Por outro lado, foi possível isolar o efeito inclinação e por consequência, o efeito da diminuição da extensão em *cantlever*.

O principal ponto de referência considerado para a investigação biomecânica em nosso estudo foi a região que abriga o implante 1 (implante mais próximo ao ponto de carregamento em setor posterior) onde foi observado o nível máximo de forças axiais em padrão estático, ponto de concordância com estudos prévios *in vitro* e *in vivo* (Assif, 1996; Sertgöz, Güvener, 1996; Duyck et al., 2000a,b,c; Mericske-Stern et al., 2000).

Considerou-se como extensão *cantlever* em nossa metodologia, a distância do ponto de emergência do implante distal do grupo I a um ponto de aplicação da carga fixada em 10 mm. A partir dessa medida fixada, para os modelos investigados do grupo II, o ponto de aplicação na extensão *cantlever* foi estipulado pelo cálculo da diferença linear entre a parte terminal da extensão *cantlever* até o ponto de aplicação de carga do grupo I e transportada para os modelos experimentais do grupo II, uma vez que ambos os grupos possuem arcos pré-estabelecidos em 90 mm. A medida de referência que se considera

como extensão *cantilever* seguiu a metodologia empregada em estudo prévio (Krekmanov et al., 2000).

As ligas de metais básicos têm a desvantagem de possuir maior contração de solidificação (2,3%) comparada às ligas nobres (1,4%) e sua possibilidade de comprometer a adaptação das próteses fixas, uma vez que sua contração é volumétrica (Anusavice, 2005).

A escolha pela utilização de liga em Cobalto-Cromo nesse estudo deve-se ao fato de que seu uso tem se tornado mais freqüente em trabalhos de próteses fixas dento-suportadas e implanto-suportadas, justificada pelo quesito biocompatibilidade, uma vez que a mesma apresenta alta resistência à corrosão, assim como apresenta baixo custo (Nishioka, 2006). Aliado a isso, foram utilizadas coifas calcináveis com cintas em cobalto-cromo indicadas para sobrefundição às infraestruturas das amostras a fim de se padronizar o processo de fundição e diminuir possíveis influências no padrão de adaptação passiva aos pilares protéticos.

Ainda, do ponto de vista clínico, ligas de metais básicos possuem maior rigidez, melhor resistência ao SAG e seu maior módulo de elasticidade permite a construção de próteses menos volumosas e com maior distância entre os retentores se comparada às ligas nobres (Baran, 1985). Sua maior rigidez também indica melhoras na transmissão de cargas para os pilares unidos a estruturas que possuam *cantileveres*,

como foi demonstrado por Jemt (1996), em um estudo realizado sob análise extensométrica.

Quanto a opção por segmentação e soldagem das estruturas que simulavam as infraestruturas protéticas, foi demonstrado não haver diferença estatística significativa no assentamento entre próteses em monobloco enceradas sobre o modelo de ensaio de extensometria e próteses confeccionadas com técnicas de transferência e soldagem, independente de serem retidas por cimentação ou por aparafusamento (Heckman et al., 2004), fato que poderia influenciar os resultados obtidos em nosso estudo, quando se considera o braço de potência.

Quanto à seleção do formato das amostras, optamos pelo formato retangular (3 mm por 4 mm) devido à maior proximidade do formato clínico de próteses sobre implantes e a grande facilidade de padronização das amostras em forma geométrica. Justificativas pertinentes quanto às dimensões escolhidas nesse estudo validam o ensaio selecionado, uma vez que outros pesquisadores conseguiriam reproduzir os resultados obtidos. Acreditamos que para a confecção das amostras e um maior controle das dimensões finais seja em casos onde as mesmas apresentem formato geométrico.

Deve-se salientar ainda que para cada amostra, um jogo de parafusos de fixação novo foi utilizado durante a análise extensométrica para as amostras dos grupos I e II, pelo fato de haver uma

perda de torque de retenção depois de repetidos procedimentos (Heckmann et al., 2004 ;Naconecy et al., 2004), evitando assim que a padronização do torque fosse afetada a medida que o andamento do experimento fosse realizado.

Na literatura, a metodologia empregada em diversos estudos de assentamento protético, lançam mão da microscopia óptica ou eletrônica de varredura (Vasconcellos et al., 2005).

Segundo Vasconcellos et al. (2005), tal metodologia apresenta como desvantagem o fato de haver variações nas forças de aperto dos parafusos de retenção de próteses sobre implantes (aperto com chave manual até a primeira resistência e aperto com torquímetros mecânicos), implicando assim na possibilidade de se obter resultados equivocados na mensuração microscópica da desadaptação marginal. Assim, uma incorreta avaliação do real desajuste marginal seria conduzida em vista de que a redução das fendas na interface conexão/prótese ocorre à medida em que se aumenta a força de aperto dos parafusos protéticos.

Entretanto, o assentamento passivo absoluto, traduzido pela ausência de microdeformações perimplantares, não foi alcançado.

Ao apertarem-se os parafusos de retenção das barras aos pilares protéticos com o torque estabelecido, microdeformações ao redor dos implantes, geradas pela ausência de passividade da estrutura protética, foram qualificadas e quantificadas pelos extensômetros lineares

elétricos e todas as estruturas metálicas analisadas geraram estresses estáticos ao redor dos implantes, os quais foram neutralizados pelo aparato de calibragem e balanceio disponível no programa computacional empregado nesse estudo.

É importante ser salientado que cada estrutura metálica, apesar da busca pela padronização, é um produto único que implica em alterações tridimensionais imprevisíveis.

Além disso, diversos autores chegaram a conclusões relativas ao benefício do artifício de soldagem, indicando que a secção e soldagem de estruturas metálicas não resultam em uma peça absolutamente passiva, embora se obtenha uma redução geral do estresse nos parafusos, diminuindo a sua freqüência de afrouxamento (Sahin, Cehreli, 2001). Estes resultados reafirmam pesquisas anteriores (Jemt, 1994; Jemt, 1996; Jemt, Book, 1996; Sahin, Cehreli, 2001; Heckmann et al., 2004), demonstrando que nenhuma estrutura metálica apresenta assentamento passivo absoluto. O material e as técnicas usadas na confecção de próteses em Odontologia, apesar da avançada tecnologia, não são dimensionalmente precisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento (Gulbransen, 1994; Hurson, 1995). Paralelo a isto, há a necessidade do desenvolvimento de melhores testes de avaliação clínica do assentamento protético de estruturas implantosuportadas, para prevenir o desenvolvimento de forças estáticas críticas durante o aperto

dos parafusos de retenção protética (Glantz et al., 1993; Guichet et al., 2000).

Em contrapartida, resultados indicam a superioridade de estruturas soldadas à Laser em relação a outros métodos, por exibirem um assentamento mais preciso quando comparadas às estruturas fundidas em peça única (Riedy et al., 1997; Kan, 1999).

Justifica-se o procedimento de soldagem à Laser como sendo vantajoso para o uso em Odontologia, por ser um processo que tem como característica, uma fonte de calor concentrada, e portanto, minimiza os problemas de distorção em estruturas de implantes (Tambasco et al., 1996). Conclusões semelhantes foram relatadas por Watanabe et al. (2000), em um estudo onde utilizou-se a extensometria linear elétrica para registrar deformações ao redor dos implantes. Segundo os autores, os melhores resultados foram obtidos pelas estruturas fundidas em segmentos e posteriormente soldadas, quando comparadas a estruturas seccionadas após a fundição e soldadas, e a peças fundidas em Monobloco.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com as condições experimentais investigadas foram estatisticamente analisados e permitiram as seguintes conclusões:

- a) Houve diferença entre os valores de tensão e deformação (microdeformação) obtidos no tecido ósseo peri-implantar comparando-se a configuração da disposição dos implantes dispostos axialmente e dispostos de forma inclinada;
- b) Houve diferença entre os valores de tensão e deformação (microdeformação) obtidos no tecido ósseo peri-implantar comparando-se diferentes pontos de carregamento em relação à configuração;
- c) Não houve diferença entre os valores de tensão e deformação (microdeformação) obtidos nos três níveis de profundidade analisadas para a leitura extensométrica como metodologia empregada;

Portanto, a distribuição do posicionamento dos implantes, com implantes terminais em 30° , interferiram na magnitude da deformação perimplantar, resultando em redução favorável de tensões no tecido ósseo assim como interferiu favoravelmente à resposta de tensões para ambas as opções de carregamento analisadas.

8 REFERÊNCIAS

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

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990 Winter;5(4):347-59.

Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Impl Res.* 2010;(21):459-65.

Akça K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Aug;28(4):391-9.

Al-Sukhun J, Kelleway J, Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res.* 2007 Jan;80(1):234-46.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 May-Jun;22(3):455-66.

Anusavice KJ. *Philips, materiais dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.

Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):39-49.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996 Mar;75(3):285-91.

Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vivo stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol*. 2000;45(7):543-50.

Attard NJ, Zarb GA. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: the Toronto experience. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr;89(4):352-9.

Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of

Brånemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jan-Feb;12(1):52-8.

Balshi TJ, Wolfinger GJ. Conversion prosthesis: a transitional fixed implant-supported prosthesis for an edentulous arch--a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Jan-Feb;11(1):106-11.

Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent Clin North Am*. 1985 Oct;29(4):779-87.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998 Nov;25(11):847-58.

Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jul-Aug;24(4):663-71.

Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):511-7.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Mar-Apr;10(2):188-98.

Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 232-3. Review.

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and *cant/lever* lengths. *Int J Prosthodont*. 2008 Nov-Dec;21(6):539-42.

Bezerra FJB, Vasconcelos LW, Azoubel E. Técnica de implantes inclinados para tratamento da maxila edêntula. *Innov J*. 2002;6(31):31-5.

Binon PP. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):470-1.

Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*. 2009 Sep;31(7):806-15.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scan J Plast Rec Surg.* 1977;(16):1-132.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983 Sept;50(3):399-410.

Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implant Res.* 1995 Dec;6(4):227-31.

Brånemark PI, Engstrand P, Ohrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, et al. Novum a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(1):2-16.

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent.* 1998 Mar;79(3):328-34.

Brunski JB. Biomechanical aspects of oral/maxillofacial implants. *Int J Prosthodont.* 2003;16 Suppl:30-2.

Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:(Suppl 1):1-12.

Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int.* 1996 Sep;27(9):591-8.

Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Jul-Aug;22(4):639-44.

Castilho AA, Kojima AN, Pereira SM, de Vasconcellos DK, Itinoche MK, Faria R, et al. In vitro evaluation of the precision of working casts for implant-supported restoration with multiple abutments. *J Appl Oral Sci.* 2007 Jun;15(3):241-6.

Chiapasco M, Zaniboni M. Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Apr;67(4):867-71.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):541-8.

Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont*. 1996 Sept;5(3):193-200.

Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2):91-100.

Cehreli 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*. 2004 Apr;15(2):249-57.

Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(3):197-201.

Del Fabbro M, Chiara M, Bellini MS, Romeo D, Francetti L. Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clin Implant Dent Related Res*. 2012;14(4):612-21.

Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Tech Health Care*. 1997 Oct;5(4):253-73.

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*. 2000a;11(5):203-7.

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 Implant Res*. 2000b Oct;11(5):465-75.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000c 2(2):100-9.

Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):439-46.

Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed *cantilever* prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(1):55-62.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Jul-Aug;26(4):752-9.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-88.

Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):628-33.

Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jul-Aug;19(4):524-33.

Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal *cantilevers* for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jun;20(6):601-7.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1993 June;4(2):99-105.

Goiato MC, Pellizzer EP, dos Santos DM, Barão VA, de Carvalho BM, Magro-Filho O, et al. Clinical viability of immediate loading of dental implants: part I-factors for success. *J Craniofac Surg.* 2009 Nov;20(6):2139-42.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.

Gulbransen HJ. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):472-3.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An *in vitro* study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):466-73.

Helldén LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Mar-Apr;13(2):190-96.

Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent.* 1998 Aug; 80(2):169-74.

Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Int J Dent Symp.* 1995;3(1):22-5.

Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1995 Dec;3(6):247-53.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(Suppl 2):8-18.

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.* 1991;6(4):413-7.

Jemt T. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(4):471-2.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996. Sept-Oct;11(5):620-5.

Jensen SS, Terheyden H. Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(Suppl):218-36.

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

Keaveny TM, Guo XE, Wachtel EF, McMahon TA, Hayes WC. Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *J Biomech.* 1994 Sep;27(9):1127-36.

Khatami AH, Smith CR. "*All-on-Four*" Immediate Function Concept and Clinical Report of Treatment of an Edentulous Mandible with a Fixed Complete Denture and Milled Titanium Framework. *J Prosthodont.* 2008 Jan;17(1):47-51.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. *In vitro* stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent.* 1999;8(2):141-51.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct;26(5):976-84.

Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. J. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent. 2005 Jan;93(1):38-44.

Kohn DH. Overview of factors important in implant design. J Oral Implantol. 1992;18(3):204-19. Review.

Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Sep-Oct;15(5):722-30.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(3):405-14.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial. 2006;11(2):35-43.

Maló P, Rangert B, Nobre M. "*All-on-Four*" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(Suppl 1):2-9.

Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(Suppl 1):88-94.

Maló P, Nobre MA, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):223-32.

Maló P, Nobre MA, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent.* 2007;97(Suppl 6):27-34.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont.* 2007 Mar-Apr;16(2):117-22.

Mattsson T, Köndell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999 Mar;57(3):281-7.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 1994 May-June;7(3):271-9.

Mericske-Stern R. Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(3):254-63.

Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000 Nov;84(5):535-47.

Morgan MJ, James DF. Force and moment distributions among osseointegrated dental implants. *J Biomech*. 1995 Sep;28(9):1103-9.

Morton D, Stanford CM, Aquilino SA. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. *J Prosthet Dent*. 1998 Jul;80(1):46-51.

Naconecy M.M. Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri AI. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr;19(2):192-8.

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkal RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Brånemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(2):178-85.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992;69(6):949-56.

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Jul-Aug;26(4):776-81.

Nary Filho H, Francischone CE, Sartori IAM. Fixação zigomática. In: Dinato JC, Polido WD. (eds.). *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese.* São Paulo: Artes Médicas, 2001. p. 359-72.

Nishioka RS. *Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de sextavado externo [livre docência].* São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP-Univ Estadual Paulista; 2006.

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2010 Nov-Dec;23(6):566-73.

O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant dentistry.* 2000;9(3):207-18.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jan-Feb;27(1):102-10.

Parel S. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):473-4.

Patterson EA, Burguete RL, Thoi MH, Johns RB. Distribution of load in an oral prosthesis system: an *in vitro* study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Sept-Oct;10(5):552-60.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Dec;15(6):667-76. Review.

Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007 Jun;18 Suppl 3:97-113. Review.

Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Brånemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 1999 Feb;10(1):8-15.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241-7.

Rangert B. Biomechanics of the Brånemark system. *Aust Prosthodont J*. 1995;9 Suppl:39-48.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1997 Dec;78(6):596-604.

Rosén A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;65(5):1010-6.

Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applies to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev Fac Odontol Bauru*. 2001 Jul-Dez;9(3/4):97-103.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent*. 2007 Feb;97(2):85-92.

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

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: a review. *J Dent.* 2002 Sept;30(7-8):271-82.

Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Jul-Aug;20(4):533-9.

Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantology.* 1990;16(2):96-105.

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Jul-Aug;12(4):495-503.

Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996 Aug;76(2):165-9.

Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implanto- suportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News.* 2008;5(4):393-7.

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

Skalak R, Zhao Y. Similarity of stress distribution in bone for various implant surface roughness heights of similar form. *Clinical Implant Dent Rel Res.* 2000;2(4):225-30.

Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Mar;7(1):55-63.

Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ, Thomsen P, Karl D. Biomechanics. In: *Color atlas of dental medicine implantology.* New York: Thieme Medical Publishers; 1995. p.81-90.

Tambasco J, Anthony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. *J Dent Technol.* 1996 May;13(4):23-31.

Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 May-Jun;12(3):319-24.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a *cantilevered* implant-supported prosthesis. J Prosthet Dent. 1996 Aug;76(2):158-64.

Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Menini M, Ravera G, Drago C, et al. Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: a 12-month pilot study. J Prosthet Dent. 2008;99(5):351-60.

Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. Clin Oral Implants Res. 2008;19(3):227-32.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9(4):257-70.

Vasconcelos LW. Implantes inclinados no sentido pósterio-anterior da maxila: apresentação de caso clínico. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2003;57(6):434-8.

Vasconcellos DK, Bottino MA, Leite FPP, Nishioka RS, Jóias RM, Mesquita AMM. Accuracy of two implant impression splinted techniques: strain-gauge analysis. Proceedings of the 83rd General Session e Exhibition of the IADR; 2005 Mar 9-12; São José dos Campos, SP: J Dent Res. 2005;84(spec issue A).

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

Weber HP, Buser D, Donath K, Fiorellini JP, Doppalapudi V, Paquette DW, et al. Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants. A histometric study in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Mar;7(1):11-9.

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

Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Jun;14(3):434-41.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 1994 May;71(5):493-9.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999 Dec;10(6):429-44.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):35-43.

APÊNDICE A - Valores médios obtidos em unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) após ensaio de carregamento estático

Quadro 1 - Valores médios obtidos em cada Cp segundo a condição experimental

Microdeformação ($\mu\epsilon$)	Configuração	PAC	NP	Cps
160.168	AXIAL	CANTLEVER	S	1
162.296				2
142.651				3
143.510				4
135.496				5
144.897			M	1
155.068				2
156.097				3
148.644				4
146.072				5
152.180			A	1
139.897				2
149.449				3
147.846				4
158.671				5
144.826		ANTERIOR	S	1
137.387				2
141.539				3
142.830				4
142.690				5
144.636			M	1
128.598				2
147.381				3
136.295				4
134.731				5
150.667	A		1	
142.702			2	
130.886			3	
147.594			4	
141.212			5	
117.356				1
95.329				2

Microdeformação ($\mu\epsilon$)	Configuração	PAC	NP	Cps	
103.537	ANGULAR	CANTLEVER	S	3	
96.139				4	
88.134				5	
96.825			M	1	
97.839				2	
89.132				3	
100.946				4	
99.940				5	
98.089			A	1	
97.021				2	
92.412				3	
98.183				4	
100.313				5	
134.798			ANTERIOR	S	1
127.188					2
122.943		3			
119.087		4			
124.393		5			
120.066		M		1	
125.982				2	
134.944				3	
111.541				4	
142.088				5	
120.942		A		1	
128.540				2	
137.451				3	
133.973			4		
134.095			5		

APÊNDICE B –Valores sob cinco repetições obtidos em unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) após ensaio de carregamento estático

Tabela 5 Valores obtidos em cada Cp segundo a condição experimental (valores de microdeformação para PAC Anterior), (extensômetros 1, 3, 6 e 8 recebem prefixo [+] por corresponder à compressão; extensômetros 2, 4, 5 e 7 recebem prefixo [-] por corresponder a alongamento, em todos os níveis de profundidade

Config	PAC	NP	R	mean	SG1_0	SG2_0	SG3_0	SG4_0	SG5_0	SG6_0	SG7_0	SG8_0	SG1_1	SG2_1	SG3_1	SG4_1	SG5_1	SG6_1	SG7_1	SG8_1	SG1_2	SG2_2	SG3_2	SG4_2	SG5_2	SG6_2	SG7_2
Axial	Anterior	S	1	144,83	121,22	150,08	183,50	159,07	185,07	136,93	127,94	92,79	102,46	72,79	163,26	140,72	112,29	186,51	158,77	137,09	126,61	91,91	194,56	172,86	119,81	149,21	130,90
Axial	Anterior	S	2	137,39	132,61	131,19	122,79	151,91	155,83	185,39	138,47	117,28	146,31	97,28	130,00	148,73	174,24	178,19	159,96	122,02	152,73	131,96	124,03	167,53	197,53	153,59	145,22
Axial	Anterior	S	3	141,54	110,30	161,32	168,85	151,28	148,27	165,90	154,38	135,78	124,73	115,78	127,48	130,04	171,10	164,11	146,50	146,36	111,30	127,50	192,93	148,69	166,25	83,54	154,14
Axial	Anterior	S	4	142,83	133,59	167,81	169,73	182,34	159,26	179,04	148,71	116,72	169,01	96,72	157,48	140,79	152,13	181,82	138,39	163,83	145,92	143,52	147,82	165,17	146,79	111,21	175,93
Axial	Anterior	S	5	142,69	153,26	133,83	170,28	112,97	165,73	132,42	127,61	162,67	144,09	142,67	163,50	172,55	207,97	192,33	154,77	112,42	141,97	143,69	185,74	193,56	132,20	130,28	124,65
Axial	Anterior	M	1	144,64	150,34	166,69	149,75	123,84	165,59	159,74	141,74	121,71	135,17	101,71	159,51	135,99	177,50	182,32	135,48	134,73	151,42	115,30	140,09	156,56	171,31	160,52	128,56
Axial	Anterior	M	2	128,60	170,05	166,86	118,57	138,44	136,81	162,72	198,51	139,20	148,18	119,20	178,29	164,87	170,01	139,38	120,57	127,34	148,75	141,52	164,47	134,55	190,64	154,58	139,78
Axial	Anterior	M	3	147,38	188,20	164,60	162,38	134,40	158,57	170,40	136,79	125,30	163,36	105,30	153,14	181,01	179,59	162,82	138,86	120,32	148,71	120,26	159,11	188,15	138,33	136,83	180,34
Axial	Anterior	M	4	136,29	144,24	146,04	152,19	184,11	161,07	175,49	148,17	112,20	149,20	92,20	156,15	146,02	116,03	153,48	120,82	104,20	113,87	91,43	187,69	149,20	129,44	127,20	131,42
Axial	Anterior	M	5	134,73	176,59	169,53	161,35	163,90	180,77	171,30	120,20	179,60	126,61	159,60	152,87	164,02	160,02	147,25	146,19	153,30	179,25	129,81	123,71	133,86	133,25	169,45	136,47
Axial	Anterior	A	1	150,67	142,21	119,89	179,76	130,17	152,48	154,72	143,39	133,87	150,46	113,87	117,41	176,76	108,92	191,24	161,74	139,45	136,05	110,38	189,68	133,12	165,05	154,77	152,03
Axial	Anterior	A	2	142,70	165,93	171,33	146,63	182,03	130,02	168,99	149,00	126,52	171,46	106,52	181,55	165,19	159,15	145,09	165,72	129,61	116,76	132,47	168,80	165,50	145,96	167,89	97,15
Axial	Anterior	A	3	130,89	124,39	149,71	169,51	140,50	192,10	159,80	127,03	124,37	121,83	104,37	178,42	141,18	175,50	137,21	162,03	125,24	122,39	113,18	143,85	157,87	186,64	134,40	152,72
Axial	Anterior	A	4	147,59	157,91	163,95	151,11	149,62	156,21	179,87	141,35	171,13	179,93	151,13	126,23	116,31	192,92	167,27	135,85	159,71	143,92	142,84	156,84	181,53	181,67	167,09	172,75
Axial	Anterior	A	5	141,21	160,57	124,09	121,13	187,22	168,65	145,65	164,85	157,77	127,68	137,77	165,65	149,29	175,68	154,73	152,30	138,61	173,31	162,12	159,84	147,89	155,05	171,86	143,71
Angular	Anterior	S	1	134,80	128,39	126,54	132,07	145,43	139,47	151,29	119,79	140,07	126,43	120,07	166,93	132,78	144,85	168,35	108,10	161,80	132,24	141,21	140,88	144,27	126,24	148,79	137,86
Angular	Anterior	S	2	127,19	174,42	147,87	152,35	139,55	154,54	147,23	132,88	124,76	132,98	104,76	198,41	179,48	157,08	156,50	139,69	121,30	139,47	142,92	137,32	168,58	165,31	123,84	82,68
Angular	Anterior	S	3	122,94	144,01	164,06	165,21	156,30	192,54	174,37	144,03	139,42	171,60	119,42	165,84	161,09	148,13	134,01	105,91	158,49	126,20	120,19	176,08	173,61	190,64	156,33	143,82
Angular	Anterior	S	4	119,09	141,46	144,66	181,60	189,69	149,65	155,99	134,08	112,17	120,88	92,17	186,37	173,37	156,53	134,96	116,35	142,33	94,74	144,63	183,08	163,83	170,48	152,45	172,35
Angular	Anterior	S	5	124,39	152,85	166,76	145,65	162,85	137,14	151,79	137,17	137,83	133,43	117,83	167,70	170,71	155,69	165,31	144,19	137,18	139,73	139,13	167,50	150,72	147,12	173,74	143,71
Angular	Anterior	M	1	120,07	154,29	151,80	151,97	103,97	198,40	173,78	139,20	144,15	132,02	124,15	169,83	160,10	116,53	145,96	158,61	118,93	118,82	162,37	165,05	131,08	150,84	161,11	144,04
Angular	Anterior	M	2	125,98	177,19	138,40	142,92	167,92	149,88	168,59	179,15	148,55	145,57	128,55	155,04	150,62	180,30	156,29	149,04	140,50	89,73	156,54	139,55	169,58	190,83	145,53	161,10
Angular	Anterior	M	3	134,94	156,33	160,13	145,60	170,82	177,65	138,48	158,77	163,73	154,62	143,73	155,40	148,41	157,88	140,64	141,22	133,13	146,13	144,99	148,70	159,72	129,62	160,69	122,86
Angular	Anterior	M	4	111,54	181,06	158,16	146,36	154,94	149,16	168,07	133,64	147,30	106,96	127,30	150,03	196,17	139,83	165,66	137,03	142,53	116,65	140,55	153,63	142,74	189,90	116,08	135,43
Angular	Anterior	M	5	142,09	166,48	191,46	171,48	127,96	134,91	152,89	134,36	181,41	150,13	161,41	143,09	189,16	171,80	190,98	172,96	136,26	158,87	152,83	172,66	164,11	195,00	157,17	131,16
Angular	Anterior	A	1	120,94	125,35	175,44	186,29	134,22	175,14	150,42	144,92	114,04	135,42	94,04	176,74	157,22	126,72	159,85	130,63	177,00	103,70	95,88	173,42	133,19	159,42	182,23	149,97
Angular	Anterior	A	2	128,54	151,17	155,03	152,57	183,76	155,09	149,19	136,52	160,09	166,22	140,09	160,83	177,94	143,59	137,66	125,06	129,80	152,39	160,38	185,88	130,68	156,88	154,80	163,17
Angular	Anterior	A	3	137,45	124,25	128,83	144,03	175,08	167,62	198,05	146,79	149,57	154,99	129,57	172,92	163,49	182,63	185,44	151,87	142,69	155,32	142,73	155,00	146,11	154,83	116,35	164,20
Angular	Anterior	A	4	133,97	146,69	171,52	132,54	134,76	146,80	154,94	136,54	127,17	153,00	107,17	134,34	151,78	150,28	151,60	131,93	145,10	151,86	134,94	186,31	159,79	145,94	133,62	125,60
Angular	Anterior	A	5	134,09	150,78	152,97	177,38	153,64	140,65	116,68	164,52	144,67	180,62	124,67	156,31	143,08	192,99	126,58	129,63	152,19	140,05	155,03	153,86	186,18	169,84	80,59	139,18

APÊNDICE C - Valores sob cinco repetições obtidos em unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) após ensaio de carregamento estático

152

Tabela 6 Valores obtidos em cada Cp segundo a condição experimental (valores de microdeformação para PAC Cantilever), (extensômetros 1, 3, 5 e 7 recebem prefixo [-] por corresponder à compressão; extensômetros 2, 4, 6 e 8 recebem prefixo [+] por corresponder a alongamento, em todos os níveis de profundidade

Confiq	PAC	NP	R	r mean	SG1_0	SG2_0	SG3_0	SG4_0	SG5_0	SG6_0	SG7_0	SG8_0	SG1_1	SG2_1	SG3_1	SG4_1	SG5_1	SG6_1	SG7_1	SG8_1	SG1_2	SG2_2	SG3_2	SG4_2	SG5_2	SG6_2	SG7_2
Axial	Cantilever	S	1	160,17	167,85	153,31	154,75	175,43	126,40	127,26	169,47	144,20	157,46	190,93	153,56	135,90	157,46	186,83	164,74	115,97	161,50	142,83	134,63	157,70	167,03	138,61	123,12
Axial	Cantilever	S	2	162,30	171,20	156,11	134,42	127,50	163,86	140,57	173,26	157,20	132,69	152,08	123,11	154,46	140,76	164,80	136,35	133,40	116,84	146,27	193,79	142,00	163,04	105,02	168,93
Axial	Cantilever	S	3	142,65	153,62	160,78	168,99	175,05	126,29	171,36	172,25	162,24	142,31	179,02	167,68	148,75	111,13	177,86	119,06	139,25	134,58	166,32	145,34	129,56	123,99	129,35	158,16
Axial	Cantilever	S	4	143,51	166,95	171,87	113,92	199,09	138,59	132,10	139,01	148,13	149,40	161,43	144,25	112,68	172,60	129,38	165,12	135,05	172,41	141,05	116,07	157,93	145,85	129,39	157,23
Axial	Cantilever	S	5	135,50	170,17	176,45	141,05	150,85	179,21	150,46	99,61	152,91	163,09	140,20	141,57	142,78	139,51	155,63	166,45	99,72	131,27	164,09	170,61	185,54	105,57	165,66	142,37
Axial	Cantilever	M	1	144,90	139,03	176,27	141,99	169,12	144,91	137,70	148,46	143,25	133,55	155,85	138,05	151,48	173,14	157,33	151,37	96,90	181,50	141,10	181,62	153,04	153,82	152,82	133,47
Axial	Cantilever	M	2	155,07	184,59	124,83	112,10	149,48	126,62	145,96	151,00	141,03	122,36	179,94	162,75	147,62	153,13	141,89	126,52	155,64	143,23	182,70	128,70	153,63	166,36	117,40	149,31
Axial	Cantilever	M	3	156,10	174,82	168,17	170,72	153,08	135,84	145,77	155,96	133,99	212,81	138,20	131,30	193,24	139,57	131,98	162,97	114,63	180,50	195,21	162,76	178,94	165,93	172,24	161,59
Axial	Cantilever	M	4	148,64	142,54	164,11	165,76	174,49	159,09	146,64	185,93	149,97	164,71	185,43	165,62	157,91	149,29	160,35	154,33	147,07	162,38	186,11	119,29	163,18	153,10	169,08	124,72
Axial	Cantilever	M	5	146,07	170,43	143,38	179,48	154,43	123,72	136,49	165,98	127,40	116,98	130,61	154,75	150,28	175,78	171,06	131,97	159,01	138,48	160,15	138,26	167,30	144,19	137,51	133,53
Axial	Cantilever	A	1	152,18	137,59	155,87	142,04	169,02	152,31	165,86	174,12	142,88	126,39	157,46	135,44	164,38	170,21	172,62	161,54	117,20	161,51	142,19	143,90	148,38	125,61	140,97	121,91
Axial	Cantilever	A	2	139,90	161,53	137,21	157,09	135,90	130,42	146,51	157,93	128,70	155,12	148,04	131,20	126,91	143,49	166,89	112,06	122,21	130,36	144,75	147,30	166,60	190,67	107,53	140,50
Axial	Cantilever	A	3	149,45	145,29	131,13	155,91	189,80	127,81	176,86	157,05	165,93	143,97	130,86	118,08	122,00	148,63	151,56	147,41	147,93	194,77	166,62	164,91	124,70	172,04	163,53	114,73
Axial	Cantilever	A	4	147,85	188,82	195,50	148,05	188,42	155,33	125,71	154,34	116,89	159,37	166,21	134,24	186,28	172,05	133,07	117,98	129,73	163,23	153,24	144,98	84,16	176,10	127,64	142,84
Axial	Cantilever	A	5	158,67	167,40	128,15	164,43	167,93	101,45	148,55	203,65	155,70	163,86	159,98	126,33	148,21	170,99	135,60	152,88	152,14	130,85	151,75	148,50	171,41	119,38	141,67	112,43
Angular	Cantilever	S	1	117,36	208,74	118,45	164,63	159,40	129,28	151,75	136,34	137,89	125,83	130,37	183,31	140,71	147,29	152,27	141,10	132,89	149,39	158,25	106,02	144,52	142,25	157,26	164,47
Angular	Cantilever	S	2	95,33	166,88	168,41	153,38	168,64	136,23	181,35	132,94	151,44	138,03	179,43	138,13	151,22	151,88	141,93	155,44	135,52	129,16	129,67	179,53	175,15	188,39	132,45	123,98
Angular	Cantilever	S	3	103,54	131,42	164,43	170,23	174,36	132,69	177,99	151,30	161,14	146,45	155,49	156,99	152,15	161,51	159,73	140,27	110,11	107,90	148,98	120,40	123,97	167,00	124,33	120,55
Angular	Cantilever	S	4	96,14	148,61	150,85	175,12	164,02	151,53	136,10	103,32	136,23	151,67	167,87	116,72	148,59	125,81	164,37	176,84	121,63	177,59	129,12	163,09	157,75	136,53	175,26	137,02
Angular	Cantilever	S	5	88,13	160,65	134,87	176,66	133,72	161,34	155,76	150,00	160,77	202,05	144,13	151,22	141,93	138,25	155,06	106,38	109,71	171,76	179,86	167,92	158,45	131,20	150,71	129,03
Angular	Cantilever	M	1	96,82	154,34	180,09	113,33	184,13	177,71	126,49	142,64	151,70	154,31	153,21	140,69	174,11	142,63	146,77	166,58	106,46	163,98	143,18	158,38	127,39	139,70	162,89	139,31
Angular	Cantilever	M	2	97,84	169,54	190,29	175,15	173,32	189,57	141,77	156,70	150,74	130,17	147,42	152,13	169,52	167,51	158,58	163,22	137,01	134,50	142,55	149,33	146,97	130,80	92,16	167,06
Angular	Cantilever	M	3	89,13	181,31	163,20	143,76	143,99	152,00	141,96	153,42	190,09	189,68	170,70	120,45	122,38	131,15	158,49	108,19	148,17	135,01	151,87	197,80	149,08	133,36	129,84	160,81
Angular	Cantilever	M	4	100,95	145,06	174,60	175,29	134,81	160,10	164,59	166,78	179,23	144,75	168,97	83,51	154,84	119,20	128,77	149,28	143,33	137,60	166,63	149,35	125,96	121,61	169,10	152,80
Angular	Cantilever	M	5	99,94	175,09	184,65	145,89	192,28	141,97	147,12	125,98	125,58	138,73	188,53	203,40	164,18	116,73	141,75	139,30	150,87	170,47	117,81	148,78	134,33	176,64	120,53	121,58
Angular	Cantilever	A	1	98,09	161,68	153,13	148,79	137,72	174,24	121,22	161,47	143,59	148,72	164,07	137,76	141,82	150,00	124,60	143,48	124,17	146,65	198,02	141,25	130,74	108,48	148,68	182,02
Angular	Cantilever	A	2	97,02	180,91	170,46	170,81	172,32	164,48	180,90	162,12	115,31	156,74	141,91	154,63	158,77	165,15	152,90	161,56	143,11	163,06	137,02	158,71	164,38	148,23	150,92	178,86
Angular	Cantilever	A	3	92,41	162,61	181,42	142,78	130,21	171,49	125,12	109,58	146,88	162,37	177,98	177,35	139,79	160,43	96,36	152,08	137,79	165,26	155,76	125,46	143,10	180,55	160,59	136,16
Angular	Cantilever	A	4	98,18	121,26	163,35	149,39	163,66	154,96	204,87	117,96	118,34	111,53	160,01	167,47	117,29	147,71	142,38	118,25	124,55	152,81	143,80	156,67	157,69	110,35	137,32	136,27
Angular	Cantilever	A	5	100,31	191,85	153,61	170,73	132,13	180,39	153,51	137,33	162,32	164,05	155,65	152,90	151,88	142,63	156,45	147,37	147,51	137,05	153,66	158,75	131,90	136,94	136,17	116,68