

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

VINICIUS CAPPO BIANCO

**Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição
de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo
UCLA submetidos a pré-carga e carga axial:
estudo *in vitro***

BAURU
2013

VINICIUS CAPPO BIANCO

**Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo UCLA submetidos a pré-carga e carga axial:
estudo *in vitro***

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas Aplicadas na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU
2013

B47i

Bianco, Vinicius Cappo

Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo UCLA, submetidos a pré-carga e carga axial: estudo in vitro / Vinicius Cappo Bianco. – Bauru, 2013.

136 p. : il. ; 31cm.

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

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

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

Assinatura

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP

Protocolo nº:

Data:

DEDICATÓRIA

A Deus,
por iluminar sempre o meu caminho.

À minha mãe, Maria Helena Borgato,
por sempre me apoiar e estar ao meu
lado nos momentos mais difíceis.

À minha irmã, Giovana, e meus
sobrinhos, Valentina e Guilherme.

À minha namorada, Carolina.

Com muito amor e carinho, dedico-lhes
este trabalho!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Henrique Rubo, pela paciência, cumplicidade, ensinamentos, amizade, confiança e por me ajudar em meu crescimento pessoal e profissional.

Ao professor Prof. Dr. Amin Rizkalla, da *University of Western Ontario*, que me proporcionou aumentar os meus conhecimentos em pesquisa.

Com muito carinho, obrigado!

AGRADECIMENTOS

Aos professores do Departamento de Prótese,
pelos ensinamentos e por me receberem de braços abertos.

Ao Prof. Dr. EDSON CAPELLO DE SOUZA, da Faculdade de Engenharia Mecânica de Bauru da Universidade do Estado de São Paulo,
pela atenção e ajuda no planejamento e desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. WIRLEY ASSUNÇÃO, do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade do Estado de São Paulo,
pela ajuda e doação dos espécimes para realização deste trabalho.

Aos professores ACCÁCIO LINS DO VALLE, LUIZ FERNANDO PEGORARO e GERSON BONFANTE,
pelos ensinamentos dados nos seminários.

Ao Prof. Dr. PAULO CÉSAR RODRIGUES CONTI,
pelo estímulo e apoio nessa jornada.

Aos meus professores do Curso de Mestrado, Dr. EYMAR SAMPAIO LOPES e DR. RUY LAURENTI,
pelo interesse em meu desenvolvimento.

Aos professores GILDO e JACINTA, da University of Western, Ontario,
por terem me dado a oportunidade de ir para o Canadá pela primeira vez.

Aos técnicos RIVA e MARCELO,
pela atenção, paciência e amizade.

Ao RENATO MURBAK, do Centro Integrado de Pesquisas,
pela amizade e por sempre estar disponível para discutirmos ideias.

Ao ROBERTO, do Departamento de Radiologia,
pela disponibilidade e atenção.

Às secretárias do Departamento de Prótese, DEBORAH e ANA,
que sempre me atenderam com muita atenção.

Aos funcionários das clínicas de Prótese e Triagem,
pelo carinho e respeito.

Aos meus colegas de doutorado,
pela ajuda quando me encontrava dificuldade.

Aos novos amigos conquistados durante esse percurso, MAX DÓRIA, MAX LAURENT,
VITOR, LUÍS, FABIO, MARCELO, HUGO, FERNANDA e CAROL ORTIGOSA,
pela ajuda nos momentos difíceis.

Aos velhos amigos, LUÍS EVANDRO MANFLIN, LUCAS BEVILAQUA, FERNÃO BEVILAQUA,
EDUARDO BRIGHENTI (*in memoriam*), RICARDO BRIGHENTI, GUSTAVO FREDERICO,
GUSTAVO BRUSCHI, BRUNO AMORIM, FABIO CUCCI, CELSO MARTINI, DIEGO RAMOS,
FLAVIA TURTELLI, MARCELE GRAPEIA e DANIELA OLIVA,
por estarem sempre ao meu lado em todos os momentos.

Aos meus avós LEONARDO (*in memoriam*), IDALINA, SANTA e TEODORO,
por ajudarem a formar meu caráter e a ensinar a enxergar a vida de forma
simples.

A meu grande amigo JOÃO CARLOS BLASCA,
por ter me impulsionado e acreditado em mim.

Aos amigos que fiz no Canadá, ABELARDO, LÚCIO, ESTEFÂNIA, ELISA, REINER,
CRYSTAL, MARCO, OSCAR, YADIRA, HELENA, WILLIAM, JEFF, SOL, PIERRANGELO,
VALENTINA, LUÍS, SÔNIA, DANIELA, SIAMACK, SELMA, STTEFEN, ISA, MELISSA, NICOLE,
DUSA, BEDILU, MARIO, PATRÍCIO, BIBI, JULIAN e KALEIGH,
por todos os momentos de alegria que tive em minha estadia no Canadá.

Aos meus amigos de Graduação, LUÍS EDUARDO, ROMÃO, THIAGO PEGORARO, MARCELO MATTOS, GUILHERME PORCCIUNCULA e JOÃO PAULO, pela amizade e companheirismo.

Aos meus tios CATARINA e DIRCEU e aos meus primos JOÃO e ANA, pelo carinho que têm por mim.

Aos meus companheiros e amigos do Instituto de Ensino Odontológico, CINTHIA, KARIN, EDSON, MICHELLE, VIVIAN, CAROL, CAIO, CARINA e MAURO, pela parceria e compreensão nos momentos em que precisei estar ausente.

Ao programa canadense de bolsas, *Emerging Leaders of America Program* (ELAP), por ter custeado a minha primeira ida ao Canada.

Ao programa de bolsas-sanduiche do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), por ter custeado a minha segunda ida ao Canadá.

À CAPES, pela bolsa de estudo que me foi concedida no início do curso de doutorado.

A todas as pessoas que passaram pela minha vida e de certa forma deixaram ensinamentos, lições e/ou saudades.

Por fim, à Faculdade de Odontologia de Bauru, por meio do Programa de Pós-Graduação, que me proporcionou crescimento profissional e pessoal através do Programa de Doutorado em Ciências Odontológicas Aplicadas, área de concentração Reabilitação Oral.

A vida sem ciência é uma espécie de morte.

Sócrates

RESUMO

Atualmente, os implantes são utilizados em diversos tipos de tratamento na reabilitação oral. Para manutenção da osseointegração, é essencial que o conjunto prótese/implante/osso seja submetido a forças às quais estejam aptos a suportar. Os diferentes tipos de desadaptações das infraestruturas das próteses sobre implantes são fatores que podem contribuir para o aumento das tensões na região peri-implantar. Este estudo teve como objetivo avaliar a influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões na região peri-implantar de pilares tipo UCLA, no momento da pré-carga e carga axial. Infraestruturas de CoCr, confeccionadas utilizando-se pilares tipo UCLA, foram divididas em quatro grupos: Grupo A (adaptado), Grupo B, Grupo C e Grupo D (50, 100 e 200 μm de desadaptação unilateral angular por vestibular, respectivamente). Cada grupo foi representado por quatro infraestruturas ($n=4$). Quatro implantes (4.1mm/15mm) foram posicionados em uma matriz metálica, onde posteriormente foi vazado o poliuretano (PU), com função de simular o tecido ósseo. Quatro extensômetros (*strain gauges*) foram posicionados na região vestibular, distal, lingual e mesial de cada implante, para aferir a quantidade de deformação; cada grupo foi posicionado em seu respectivo implante. Foram realizados dois testes: o teste de pré-carga com um torque de 32Ncm e o teste de carga com uma força axial estática de 300N. Cada infraestrutura foi sujeita aos dois testes, por cinco vezes. Para análise estatística dos dados, foram utilizados ANOVA (dois critérios) e o teste de Tukey ($p<0,05$). Os resultados mostraram que os grupos A e B tiveram menos deformação da região peri-implantar em ambos os testes, quando comparados aos grupos C e D. A estatística também mostrou que o Grupo A apresentou melhor distribuição de tensões em sua região, peri-implantar quando comparado aos outros três grupos ($p<0,05$). Como conclusões, este estudo mostrou que as desadaptações influem na distribuição das tensões da região peri-implantar e que quanto maior o nível de desadaptação, mais altas são as tensões geradas.

Palavras-chave: Próteses sobre implante. Elementos unitários. Desadaptações. Extensômetros. Biomecânica.

ABSTRACT

Influence of the unilateral angular misfit in frameworks made of UCLA on the peri-implant strain distribution, subjected to preload and axial load

Nowadays implants are used in several kinds of oral rehabilitation treatments. For the osseointegration maintenance it is important that crown/implant/bone are subjected to forces which are able to withstand. Different kinds of misfit on the crown frameworks are factors that could lead to an increase of strain around the implanted bone. This study aimed to evaluate the influence of the unilateral angular misfit in frameworks made of UCLA on the peri-implant strain distribution, subjected to preload and axial load. Frameworks made of chrome-cobalt were fabricated on UCLA abutments and divided in 4 groups: Group A (no misfit), Group B, Group C, Group D (50, 100, and 200 of unilateral angular misfit by buccal side, respectively). Each group was represented for 4 frameworks (n=4). Four implants (4.1mm/15mm) were positioned in a metallic matrix which was subsequently poured the polyurethane (PU) to simulate the bone. Four strain gauges were positioned on the buccal, distal, lingual and mesial sides of each implant to assess the amount of strain, each group was connected on its respectively implant. It was performed 2 tests: the preload test with a 32Ncm torque and the load test by applying an axial force of 300N. Each framework was subjected to the both test five times. To the statistics analysis ANOVA (2 ways) and Turkey's test were performed. The results showed that the Groups A and B presented less deformation when compared to Groups C and D. The statistics also showed that the Group A presented better distribution of strain on its peri-implant bone when compared to the other three groups ($p < 0,05$). In conclusion this study showed that misfit had influence on the strain distribution on the peri-implant bone and that strain increased on the Groups C and D which presented higher levels of misfit.

Keywords: Implant crowns. Single crowns. Misfit. Strain gauges. Biomechanincs.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Janelas de remodelação óssea segundo Frost (1994, 2004)	50
Figura 2-	Mapeamento dos grupos e seus respectivos <i>strain gauges</i> : Canal 0, Vestibular implante grupo A (adaptado); Canal 1, Distal do implante grupo A (adaptado); Canal 2, Lingual do implante grupo A (adaptado); Canal 3, Mesial do implante grupo A (adaptado); Canal 4, Vestibular do implante grupo B (50 µm); Canal 5, Distal do implante grupo B (50 µm); Canal 6, Lingual do implante grupo B (50 µm); Canal 7, Mesial do implante grupo B (50 µm); Canal 8, Vestibular do implante grupo C (100 µm); Canal 9, Mesial do implante grupo C (100 µm); Canal 10, Lingual do implante grupo C (100 µm); Canal 11, Distal do implante grupo C (100 µm); Canal 12, Vestibular do implante grupo D (200 µm); Canal 13, Mesial do implante grupo D (200 µm); Canal 14, Lingual do implante grupo D (200 µm); Canal 15, Distal do implante grupo D (200 m)	82
Figura 3-	Sequência de preparação dos pilares UCLA, com a criação das desadaptações angulares (biseis) unilaterais de 50 µm, 100 µm e 200 µm	83
Figura 4-	Imagem de amostras dos pilares UCLA, com e sem as desadaptações angulares unilaterais criadas	83
Figura 5-	Fotomicrografia da interface coroa-implante das amostras dos grupos A, B, C e D, respectivamente Adaptado, 50, 100 e 200 micrometros	83
Figura 6-	Amostra de coroa encerada, posicionada em um análogo para confecção da matriz de silicone, para enceramento similar das demais coroas. <i>Slice</i> para posicionamento da ponta aplicadora do carregamento em evidência	84
Figura 7-	Confecção do pilar, enceramento padronizado realizado na matriz de silicone para obtenção de coroas similares	84
Figura 8-	^{A)} Confecção das marcações para correto posicionamento das infraestruturas; ^{B)} detalhe das marcações realizadas com as infraestruturas posicionadas	86
Figura 9-	^{A)} Posicionamento do conjunto infraestrutura/implante na placa de acetato; ^{B)} estabilização do conjunto com cera pegajosa na placa de acetato	86
Figura 10-	^{A)} Vista superior das infraestruturas assentadas na placa de acetato antes do vazamento do PU; ^{B)} vista da parte inferior da matriz mostrando a vedação dos espaços com cera tipo 7	87
Figura 11-	^{A)} Pesagem do PU para manipulação (Poliol lado esquerdo e Isocianato lado esquerdo); ^{B)} PU após o vazamento na matriz metálica	87
Figura 12-	Imagem digitalizada do experimento, após a realização da tomografia, para conferir o paralelismo entre os implantes	88
Figura 13-	^{A)} Placa de metal confeccionada para o posicionamento da base do experimento na EMIC; ^{B)} Base de resina acrílica. ^{C)} Base de PU após a remoção da matriz metálica. ^{D)} Placa de circuito. ^{E)} Detalhe da base de PU acomodada à base estabilizadora do experimento	89

Figura 14-	A) Placa estabilizadora com a fiação instalada e os conectores devidamente numerados; B) base de PU anexada à placa estabilizadora antes da colagem dos <i>strain gauges</i>	90
Figura 15-	Experimento com os <i>strain gauges</i> posicionados e colados. Detalhe das superfícies inferior e superior dos extensômetros	90
Figura 16-	Experimento posicionado na EMIC para os testes de pré-carga e carga, detalhe do parafuso usado para estabilizar e manter a base na mesma posição durante as repetições dos testes	91
Figura 17-	Dispositivo de aquisição de dados com os cabos referentes aos canais dos <i>strain gauges</i> conectados	92
Figura 18-	Interface do programa LabView durante a aquisição dos dados	92
Figura 19-	Torquimetro eletrônico <i>Nobel Biocare™ Torque Control</i>	93
Figura 20-	Infraestrutura após a realização do torque de 32Ncm (Grupo A; Espécime 1) posição durante as repetições dos testes	93
Figura 21-	Aplicação da carga axial estática (300N) nas infraestruturas (Grupo A; Espécime 1) posição durante as repetições dos testes	94

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Médias e Desvio Padrão dos Grupos A, B, C e D submetidos a pré-carga (32Ncm), valores absolutos	103
Gráfico 2 -	Médio e Desvio Padrão dos Grupos A, B, C e D submetidos a carga (300N), valores absolutos	104
Gráfico 3 -	Deformação máxima ($\mu\epsilon$) nos grupos A, B, C e D mediante ao teste de carga (300N) em correlação com a teoria de Frost (1994, 2004)	111

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Teste ANOVA a dois critérios para a transformação logarítmica das médias absolutas entre os quatro grupos com diferentes adaptações e suas respectivas faces (vestibular, mesial, lingual e distal), na mensuração das tensões durante a pré-carga (32Ncm)	101
Tabela 2 -	Teste ANOVA a dois critérios para a transformação logarítmica das médias absolutas entre os quatro grupos com diferentes adaptações e suas respectivas faces (vestibular, mesial, lingual e distal) na mensuração das tensões durante a carga (300N)	101
Tabela 3 -	Teste de Tukey para comparação das faces (vestibular, distal, lingual e mesial) entre grupos (A= adaptado, B= 50µm, C= 100µm e D= 200µm) teste pré-carga	102
Tabela 4 -	Teste de Tukey para comparação entre as faces (vestibular, distal, lingual e mesial) no mesmo grupo (A= Adaptado, B= 50µm, C= 100µm e D= 200µm) teste pré-carga	102
Tabela 5 -	Teste de Tukey para comparação das faces (vestibular, distal, lingual e mesial) entre grupos (A= adaptado, B= 50µm, C= 100µm e D= 200µm) teste carga	103
Tabela 6 -	Teste de Tukey para comparação entre as faces (vestibular, distal, lingual e mesial) no mesmo grupo (A= adaptado, B= 50µm, C= 100µm e D= 200µm), teste carga	103

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	duas dimensões
3D	três dimensões
PdAg	paládio-prata
CoCr	cobalto-cromo
NiCoCr	níquel cobalto cromo
Au	ouro
PU	poliuretano
L	comprimento final
L0	comprimento inicial
ΔL	variação do comprimento
mm	milímetros
cm	centímetros
cm³	centímetros cúbicos
N	newton
Ncm	newton centímetro
N/m²	newton por metro quadrado
ϵ	tensão
$\mu\epsilon$	microstrains
mm	micrômetros
nm	nanômetros
MEF	método elemento finito
IMZ	elemento intramóvel
MHz	mega hertz
MPa	mega pascal
Ti	titânio
c.p.	comercialmente puro
g	gramas
kg	quilos
JIG	<i>Jaw Interference Guide</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	35
2 REVISÃO DA LITERATURA	41
2.1 Estudos clínicos	41
2.2 Tecido ósseo, implantes e osseointegração	48
2.3 Estudos biomecânicos	56
2.4 Extensômetros (Strain Gauges)	67
3 PROPOSIÇÃO	77
4 MATERIAL E MÉTODOS	81
4.1 Amostra	81
4.2 Confecção das infraestruturas	82
4.3 Confecção da base de Poliuretano (PU)	85
4.4 Confecção da base estabilizadora do experimento	88
4.5 Confecção da placa de circuito e posicionamento dos strain gauges	89
4.6 Realização dos testes	91
4.6.1 Teste de pré-carga	91
4.6.2 Teste de aplicação da carga axial de 300N	94
4.7 Coleta dos dados	95
4.8 Análise dos dados	96
5 RESULTADOS	101
6 DISCUSSÃO	107
7 CONCLUSÕES	115
REFERÊNCIAS	119
APÊNDICES	129

1 INTRODUÇÃO

1 Introdução

A osseointegração do titânio com o osso foi descrita pela primeira vez por Brånemark, em 1969. Ela ocorre pela instalação cirúrgica de implantes endósseos, em que um processo de reparação óssea leva a uma justaposição do osso ao metal, podendo ser denominada também de anquilose funcional. Tal técnica foi introduzida como uma excelente alternativa para reabilitação de pacientes em diferentes áreas da medicina. Uma vez osseointegrados, implantes proporcionam ancoragem para diversos tipos de próteses como, por exemplo, próteses faciais em pacientes acometidos por má-formações congênitas, ressectomia devido ao câncer ou em indivíduos acometidos por trauma. Na Odontologia, a utilização dos implantes visava, inicialmente, reabilitar pacientes considerados “inválidos orais”, ou seja, pacientes edêntulos que não se adaptavam a próteses totais convencionais, especialmente as mandibulares. O primeiro passo para a reabilitação era a instalação de cinco implantes, com no mínimo 10 mm de comprimento, colocados na região intermentoniana. Assim feito, os implantes permaneciam livres de carga até o momento da segunda fase cirúrgica, quando eram expostos à cavidade bucal. Posteriormente, uma prótese era confeccionada e afixada a eles (ADELL et al. 1981; LINDQUIST; ROCKLER; CARLSON, 1988; SANZ, 1991). Com o passar do tempo, o tratamento de reabilitação com implantes osseointegráveis se popularizou e modernizou-se. Atualmente, são usados não somente para reabilitar pacientes desdentados totais, mas também, aqueles que necessitam de próteses parciais e unitárias.

Sabe-se, que no momento da inserção do implante sua estabilidade inicial é de extrema importância para que ocorra a integração (SZMUKLER-MONCLER et al., 2000). Inúmeros estudos foram realizados para elucidar quais as principais causas da perda dos implantes, especificamente aqueles já osseointegrados. Entretanto, os fatores relacionados a essas falhas biomecânicas ainda não são completamente compreendidos (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989; TAYLOR; AGAR; VOGIATZI, 2000).

O sucesso ou a falha das próteses sobre implantes tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre as próteses e o

tecido ósseo adjacente. É essencial que o conjunto prótese/implante/osso seja submetido a forças às quais estejam aptos a suportar (SKALAK, 1983). Contudo, é desconhecida a quantidade de força que se pode aplicar a um implante dental sem que se ponha em risco a integridade óssea (BIDEZ; MISCH, 1992; BRUNSKI, 1995; MURPHY; WILLIAMS; GREGORY, 1995). Dessa forma, alternativas para minimizar as forças transmitidas por implantes vêm sendo estudadas, entre elas, variações na disposição dos implantes, na sua forma e tamanho, no contorno das próteses, nos requisitos oclusais, nos componentes protéticos e nos materiais nos quais as próteses sobre implantes são confeccionadas (SKALAK, 1983; PAPAVALIIOU et al., 1996; BRUNSKI, 1999; SPIEKERMANN et al., 2000).

Visando correlacionar a carga suportada pelo tecido ósseo e seus diferentes efeitos, Frost (1994) desenvolveu a teoria mecanostática. Tal teoria é utilizada para qualificar a reação do tecido ósseo frente a diferentes níveis de tensão. O autor dividiu os limiares de deformação em janelas. Cada janela representa um tipo de reação do tecido ósseo, que vai do desuso por falta de estímulo ao tecido até a fratura causada por sobrecarga.

A distribuição das forças entre os componentes do sistema prótese/implante/osso, a reação de cada parte componente deste sistema e a mensuração destas tensões transmitidas por essa estrutura são de fundamental importância para o entendimento de todo o processo biomecânico de distribuição de cargas funcionais e parafuncionais (SAHIN et al., 2002; JACQUES et al., 2009). Segundo alguns autores, o ajuste preciso entre o pilar protético e a supraestrutura protética é um fator importante na determinação da longevidade do implante, sendo a adaptação não passiva da estrutura o principal motivo de fracasso das restaurações, podendo causar a perda da crista óssea, a perda do implante, bem como a fratura e/ou afrouxamento dos parafusos (HECKMANN et al., 2004; BARBOSA; SOARES, 2008). A verificação da adaptação da infraestrutura, segundo Jemt, Lekholm e Johanson (2000), é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implantossuportada. De acordo com o autor, nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva micrometricamente. A adaptação deve ser observada em um nível clinicamente aceitável, em que pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes podem ser aceitas antes do aperto dos parafusos (YANASE, 1994).

Alguns trabalhos (KUNAVISARUT et al., 2002; NATALI; PAVAN; RUGGERO, 2006; NATALI; CARNIEL; RUGGERO, 2008) correlacionam diretamente o aumento das tensões no tecido ósseo peri-implantar com a presença de desajustes de diferentes tipos e níveis, em próteses implantossuportadas. Entretanto, há pouco suporte científico para a comprovação de que a desadaptação por si só contribui para problemas clínicos (JEMT; LEKHOLM; JOHANSON, 2000). Recomenda-se que os componentes dos implantes não devam ter uma desadaptação maior que 10 μ m (BRANEMARK et al., 1987), porém, dificilmente tal passividade tem sido encontrada (SAHIN; ÇEHRELI, 2001). Isso acontece porque, mesmo diante do avanço da tecnologia, os fabricantes de sistemas de implantes não conseguem alcançar tal nível de adaptação (BINON, 1995). Além disso, os materiais e as técnicas utilizadas para a confecção das próteses implantossuportadas ainda apresentam limitações, tanto nos procedimentos clínicos quanto nos procedimentos laboratoriais (SAHIN; ÇEHRELI, 2001; ASSUNÇÃO; GENARI-FILHO; ZANIQUELL, 2004; BARBOSA et al., 2007), favorecendo o surgimento de desajustes (JEMT; BOOK, 1996). Visto que a obtenção de peças completamente ajustadas não tem sido possível (SAHIN; ÇEHRELI, 2001) e diante da ausência de uma padronização estabelecida para os tipos de desajustes, Kano, Binon e Curtis (2007) desenvolveram uma classificação sistemática para o relacionamento entre a interface implante e *abutment*. Quatro classes de desajustes foram propostas, sendo: desajuste tipo I, caracterizado pela ausência de desajuste; tipo II, com presença de desajuste horizontal; tipo III, com presença de desajuste vertical; e, tipo IV, associação entre desajuste vertical e horizontal. Os autores também compararam a interface implante/*abutment* em quatro grupos, verificando que o desajuste tipo IV foi o mais comum e o tipo III, o menos frequente. Além disso, foi relatado desajuste do tipo rotacional – definido como folga rotacional entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do intermediário (BINON, 1995) – e desajuste angular, que se apresenta em forma de plano inclinado na plataforma de assentamento da infraestrutura protética. Contudo, são poucos os trabalhos encontrados na literatura que avaliam a influência dos desajustes angulares sobre os implantes, seus componentes e estrutura óssea adjacente (JEMT; LIE, 1995; ASSUNÇÃO et al., 2009).

Diversos métodos foram desenvolvidos e indicados para realizar estudos de interação biomecânica entre a carga e o conjunto prótese/implante/osso. Os principais são: análise de elemento finito, análise de birrefringência (fotoelasticidade), mensuração de carga *in vivo* e *in vitro* por meio de sensores apropriados chamados extensômetros elétricos ou calibradores de tensão e estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo (SPKIERMANN et al., 1995).

A extensometria é uma técnica de medição de deformações que encontra aplicação em pesquisas científicas e tecnológicas. Os extensômetros elétricos são instalados na superfície do material a ser avaliado, tornando-se possível obter dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte (CLELLAND et al. 1993; SPIEKERMANN et al. 1995). No momento em que uma carga (tensão) é aplicada a um material, ocorre a sua deformação. A deformação, expressa em “ ϵ ” (épsilon), pode ser quantificada por meio da razão entre a variação da dimensão do objeto sob estresse e suas dimensões originais, gerando valores absolutos e sem unidade (VASCONCELLOS, 2005). Os valores obtidos são muito pequenos e, assim, a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação ou *microstrain*), que corresponde a $10^{-6} \epsilon$. Mil unidades de microdeformação (1.000 $\mu\epsilon$) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (FROST, 1994; WISKOTT; BELSER, 1999).

Estudos recentes (SUEDAM et al., 2009; HOLLWEG, 2012; MORETTI 2010; ALBARRACÍN, 2011; COSTA et al., 2011), realizados pelo Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru-SP (FOB-USP), mostraram a eficácia da utilização desse método ao medir tensões no tecido peri-implantar causadas por forças que incidem no conjunto prótese/implante/osso (unitários, múltiplos elementos ou barras). Visando dar continuidade a essas pesquisas, analisando os resultados prévios e avaliando as necessidades de novos estudos direcionados a esse tema, o objetivo deste trabalho é analisar o efeito de diferentes desadaptações angulares unilaterais em elementos unitários do tipo UCLA, na deformação peri-implantar.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 Revisão de Literatura

Devido à complexidade e abrangência do tema, esta revisão de literatura foi dividida em tópicos, abordando os assuntos de maneira individual, para facilitar a leitura. É importante ressaltar que o objetivo principal deste capítulo foi reunir os trabalhos relevantes que precederam essa pesquisa.

2.1 Estudos clínicos

Em 1990, Zarb e Schmitt realizaram um estudo clínico longitudinal para avaliar a efetividade dos implantes e das próteses sobre implantes. Quarenta e seis pacientes portadores de próteses sobre implantes foram avaliados em um intervalo de 4 a 9 anos. Os autores descreveram os aspectos clínicos e as complicações encontradas. A fratura do parafuso de ouro foi a falha mais comum. Os autores sugeriram que esse problema ocorria em consequência das sobrecargas ou falta de adaptação passiva da infraestrutura das próteses.

Jemt et al. (1991) realizaram um estudo multicentro, avaliando o posicionamento de 107 implantes que suportavam próteses unitárias, em 92 pacientes. Foram avaliadas todas as falhas ocorridas no período de um ano e a ocorrência mais frequente foi a perda dos parafusos para fixação de pilares, seguido de problemas estéticos, fratura de coroa e necessidade de reparo ou de refazer as coroas. Observaram que, em um total de 87 parafusos na maxila, 19 necessitaram ser reapertados por uma vez e, oito, por mais vezes, enquanto que dos 17 mandibulares, dois necessitaram apenas uma nova fixação (correspondendo a um total de 26% de parafusos que foram reapertados durante o período de observação). Destes, 15 já haviam apresentado problemas na primeira avaliação, uma semana após a instalação das próteses. A frequência de perda dos parafusos para fixação de pilares apresentou uma tendência de diminuição com o decorrer do período de observação. Quanto aos problemas relacionados à osseointegração, após um ano de função clínica apenas três implantes foram perdidos (2,8%).

Em 1991, Jemt acompanhou um grupo de pacientes que usavam próteses parciais fixas sobre implantes por um ano. Apesar de observar 95,5% de sucesso das 391 peças que faziam parte do estudo, as complicações geralmente encontradas foram: problemas com a fala (31,2%), mordida de bochechas e lábio (6,6%), irritação causada pelo *cantilever* (3,1%), problemas gengivais (1,7%) e fratura da estrutura metálica (0,8%). Não ocorreu fratura dos componentes e 69,3% das próteses apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (uma semana após a instalação da prótese). A instabilidade dos parafusos foi maior na maxila, sendo estatisticamente significativa quando comparado à mandíbula.

Naert et al. (1992) realizaram um estudo longitudinal de sete anos com próteses implantossuportadas e observaram uma taxa de sucesso de 93% para a maxila e 98,3% para a mandíbula. Relataram que a maior incidência de fraturas após a instalação das próteses ocorreu com o implante terminal (oito, de um total de 12 fraturas). Os pacientes portadores de próteses implantossuportadas em ambos os arcos apresentaram perda óssea marginal 50% maior do que aqueles em que o antagonista era dentição natural ou próteses mucossuportadas.

Shackleton et al. (1992) verificaram a causa e a incidência de problemas com as próteses após a instalação. Foi selecionado para o estudo um grupo de 25 pacientes, tratados com prótese total fixa mandibular com o Sistema Brånemark. Analisou-se a história clínica dos pacientes, para obter informações sobre tratamentos adicionais, e o tempo de acompanhamento foi de 10 a 70 meses. Os problemas mais frequentes foram a fratura de componentes protéticos individuais ou da própria prótese (34,2%); em seguida, o afrouxamento dos parafusos de ouro ou do intermediário (25,5%), problemas dos tecidos moles (9,6%), queixas em relação à fonética (8,2%) e queixas estéticas (6,8%). A análise dos resultados também mostrou que *cantilevers* de 15 mm ou menos são significativamente melhores que os mais extensos. Os autores concluíram que mais de 50% dos problemas protéticos estavam relacionados aos fatores de estresse que atuam sobre a prótese e também sugeriram que o comprimento do *cantilever* não deveria exceder 15 mm, para minimizar os problemas mecânicos.

Em 1994, Ekfeldt et al. avaliaram 93 implantes Brånemark instalados em 77 pacientes que haviam substituído apenas elementos unitários. Em três anos de acompanhamento apenas dois implantes foram perdidos (um durante a fase de

reabertura e outro após o primeiro ano de uso da prótese). O maior problema observado foi o destorque dos parafusos dos *abutments*: 43% dos parafusos tiveram de ser apertados no período da pesquisa. Nove coroas cimentadas foram refeitas, pois seus parafusos perderam o torque e elas tiveram de ser cortadas para remoção da peça. Setenta e cinco por cento desses implantes e coroas foram realizados na região anterior da maxila, na área dos incisivos superiores, e por isso não tinham contato em cêntrica. Observaram gengivite em 26% das coroas e foi possível visualizar em 13% das coroas. Dois implantes apresentaram recessão gengival e 13 munhões personalizados apresentaram complicações estéticas.

Kallus e Bessing (1994) realizaram um estudo para avaliar as possíveis causas de perda, tanto de parafusos protéticos de ouro quanto de parafusos para fixação de pilares, ao fixarem próteses de arcada completa implantossuportadas. Participaram desse trabalho os 50 primeiros pacientes de um total de 236 que responderam ao convite para participar do estudo, com um total de 278 implantes. Os pacientes foram acompanhados por cinco anos e observou-se que, em 26 pacientes, os parafusos de ouro necessitavam ser reapertados. Quanto aos parafusos para fixação de pilares, 286 foram classificados como satisfatórios e 10 como não satisfatórios. A falha dos parafusos protéticos de ouro foi associada a problemas na adaptação da prótese. Os autores recomendaram que todas as próteses implantossuportadas parafusadas devem ser reapertadas após 5 anos e afirmaram que a perda dos parafusos protéticos de ouro, assim como a dos parafusos para fixação de pilares, pode levar a complicações, como acúmulo de tecido de granulação entre implante e pilar, podendo resultar em fistula, além de depósitos de placa entre a prótese e os pilares. Os parafusos para fixação de pilares permaneceram estáveis por mais tempo que os parafusos protéticos de ouro e nenhuma dependência entre um e outro foi observada.

Cummings e Arbree (1995) realizaram um estudo clínico com 24 pacientes, os quais receberam 71 implantes do tipo IMZ e observaram, mediante um controle de quatro anos, que 70% dos implantes apresentavam inflamação gengival e 13% dos implantes apresentavam perda óssea marginal maior que dois milímetros. Entre os principais problemas protéticos encontrados, observaram quebra de parafusos (12,5%), fratura da porcelana de cobertura (8,33%) e desgastes dos elementos intramóveis (37,5%).

Bahat (2000) avaliou a colocação de 660 implantes da marca comercial Brånemark (Nobel Biocare, Suécia), em 202 pacientes, na região posterior da maxila, seguidos por um acompanhamento de 12 anos, todos restaurados com próteses fixas de metalocerâmica. Observou que 13 implantes falharam no período entre a colocação e o início das cargas oclusais, 12 foram perdidos entre o início das cargas e antes do primeiro ano e 10 falharam após esse período. A taxa de sucesso foi de 94,4% no período de 5 a 6 anos e de 93,4% após 10 anos. Concluiu que a qualidade e quantidade óssea não são fatores tão importantes para o sucesso da osseointegração quanto uma correta técnica cirúrgica em implantes posicionados na porção posterior da maxila.

Zitzmann e Marinello (2000) avaliaram dois grupos de pacientes: Grupo 1, formado por 10 pacientes tratados com próteses fixas sobre implantes e Grupo 2, formado por 10 pacientes tratados com próteses removíveis tipo *overdentures*. Os controles dos pacientes foram realizados semestralmente, durante 39 meses, para o Grupo 1, e durante 27 meses para o Grupo 2. Nos controles eram avaliados: índice de placa, índice gengival, nível de inserção, altura óssea dos implantes; complicações biológicas e mecânicas também foram avaliadas. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 97,6% e 94,4% para o Grupo 1 e Grupo 2, respectivamente. Os grupos não apresentaram diferenças significativas quando comparado as variáveis clínicas. As complicações mecânicas foram resolvidas no momento dos controles. Os autores concluíram que as complicações biológicas e mecânicas podem ser evitadas, mantendo-se um controle periódico dos pacientes.

Kronström et al. (2001) realizaram um estudo retrospectivo e avaliaram aspectos clínicos e imunológicos em 80 pacientes. Compararam 40 pacientes em que não se obteve a osseointegração no primeiro estágio cirúrgico com 40 pacientes (Grupo Controle) em que a osseointegração ocorreu com sucesso. Os autores relacionaram o sucesso dos implantes com uma boa estabilidade inicial e citaram alguns fatores como essenciais para o insucesso na implantodontia: qualidade óssea pobre, volume ósseo insuficiente e sobrecarga sobre os implantes. Para estes autores, entretanto, nenhum fator foi mais importante para o insucesso dos implantes quanto a presença de anticorpos para as bactérias *Bacteroides forsythus* e *Staphylococcus aureus*, salientando a importância de fatores imunológicos.

Carlson et al. (2001) realizaram um estudo em pacientes que haviam recebido próteses fixas sobre implantes, sendo elas totais ou parciais instaladas sobre intermediários cônicos. Após um ano de instalação, os pacientes foram avaliados e os problemas relacionados com as próteses foram verificados. Os autores observaram que, após esse período, apenas dois parafusos dos intermediários haviam se quebrado e que o restante permanecia com o torque da pré-carga. As próteses que apresentaram fratura dos parafusos tinham mobilidade. Foi observado também, que 91% dos pacientes apresentavam o tecido gengival saudável enquanto 9% apresentaram edema ou eritema, porém, não foi identificado peri-implantite.

Goodacre et al. (2003) realizaram uma revisão de literatura sobre estudos clínicos, com intuito de apontar os principais problemas encontrados em tratamentos reabilitadores que utilizam próteses implantossuportadas e concluíram que a perda e/ou fratura do mecanismo de retenção das *overdentures*, a perda de implantes e a necessidade de reembasamento de *overdentures* foram os problemas mais comuns encontrados nos artigos. Porém, não foi possível calcular a incidência global de complicações, pois a maioria dos estudos não avaliava os problemas das próteses sobre implantes de uma forma simultânea. Ressaltaram que, embora os dados fossem recolhidos a partir de diferentes estudos, existia uma tendência para uma maior incidência de complicações com próteses sobre implantes unitárias e próteses parciais.

Laine et al. (2005) avaliaram as principais causas de perda dos implantes em dois centros de reabilitação finlandeses, com dezessete pacientes que haviam perdido 30 implantes. Para a avaliação das causas das falhas, foram realizados exames clínicos, radiográficos e microbiológicos. Os resultados mostram que nenhum paciente relatou algum sintoma que indicasse a falha. Estas somente eram notadas quando o implante ou a prótese apresentavam algum tipo de movimento. A radiolucidez em torno dos implantes foi o achado mais comum nos exames radiográficos: notou-se que 20% dos implantes perdidos estavam instalados em áreas de osso insuficiente. A avaliação microbiológica mostrou que 97% dos implantes perdidos tinham colonizações bacterianas e entre as principais bactérias encontradas estavam o *Streptococcus Milleri* e a *Fusobacterium nucleatum*. Os autores concluíram que: os implantes devem ser instalados em regiões nas quais

exista um bom aporte ósseo; a instalação de implantes de menor diâmetro, em regiões de enxerto ósseo, pode levar a falha na osseointegração. Outro aspecto observado pelos autores nas conclusões foi que o perfil das bactérias que habitam a região peri-implantar pode mudar de acordo com a fase de cicatrização: imediatamente após a inserção dos implantes, as bactérias são similares às aquelas que acometem uma infecção odontogênica e, após a osseointegração, as bactérias são similares às aquelas encontradas na doença periodontal crônica.

Grant et al. (2009) executaram um estudo retrospectivo que avaliou a taxa de sucesso de implantes curtos (8 mm) em pacientes parcialmente (n=112) ou completamente edêntulos (n=12), que haviam recebido um total de 335 implantes curtos e foram acompanhados por dois anos. Dos 112 pacientes que eram parcialmente edêntulos, 32 apresentavam falta de apenas um elemento dental. Todos os implantes receberam próteses fixas, de modo que 75 eram do tipo unitárias e 245 esplintadas. Houve perda de quatro implantes e atribuiu-se os insucessos à qualidade óssea da região onde os implantes foram instalados e à fratura das próteses ou dos implantes. Em dois anos de acompanhamento, 99% dos pacientes tiveram sucesso nos tratamentos. Os autores concluíram que a instalação de implantes dentais curtos é um método de tratamento previsível para pacientes que apresentam pouca estrutura óssea remanescente.

Kim et al. (2009) realizaram um estudo retrospectivo de cinco anos, no qual foram avaliados 108 pacientes que receberam 339 implantes. Nos exames clínicos avaliou-se a quantidade de mucosa queratinizada, o índice de cálculo, o índice de inflamação gengival, o índice de placa e de reabsorção do osso marginal (peri-implantar). Os resultados mostraram que a média de reabsorção da crista marginal peri-implantar foi de 0,43 mm; a média dos índices de placa, inflamação gengival e cálculo foi de 0,73 mm, 0,37 mm e 0,17 mm, respectivamente. A média de mucosa queratinizada em torno dos implantes foi de 2,43 mm. Os autores concluíram que em curto ou em médio prazo, o tratamento com implantes osseointegráveis apresenta um alto índice de sucesso, pois observaram que 95,1% dos implantes avaliados não apresentavam mobilidade, peri-implantite e/ou perda óssea maior que 0,2 mm por ano.

Kinsel e Lin (2009), em um estudo clínico, avaliaram quais os principais fatores que levam à fratura da porcelana em coroas unitárias ou próteses parciais

fixas sobre implante. Foram acompanhados 152 pacientes, num período de seis meses. O total de coroas avaliadas foi de 998, das quais 390 eram coroas unitárias e 94 eram próteses parciais suportadas por 729 implantes. Noventa e quatro coroas apresentaram fratura em sua porcelana. Os autores concluíram que as fraturas estavam correlacionadas com o material restaurador do dente ou prótese antagonista, bruxismo e com a falta do uso do aparelho de proteção oclusal (placa).

Montero et al. (2012) em estudo clínico, relataram a incidência de complicações em próteses sobre implante, confeccionadas com elementos UCLA. Os pesquisadores avaliaram 71 pacientes parcialmente edêntulos reabilitados e 93 coroas unitárias sobre implante (hexágono externo). As variáveis estudadas foram: Grupo 1 – características sociodemográficas dos pacientes (gênero, idade e hábitos); Grupo 2 – características anatômicas (tipo de osso, estrutura óssea remanescente, *cantilever* mesial e distal, tipo de antagonista e intensidade do contato oclusal); Grupo 3 – parâmetros clínicos relativos ao implante (localização no arco, tempo de osseointegração, período de função e marca comercial); e, Grupo 4 – características das restaurações (tipo de retenção, torque dos parafusos, número de vezes que os parafusos de retenção receberam retorque e outras complicações). Num período de controle de cinco anos, 10% dos pacientes foram excluídos da pesquisa, por não comparecerem aos retornos. De acordo com as variáveis clínicas, os pesquisadores observaram que: 90,3% dos implantes foram inseridos em áreas já cicatrizadas e 9,3% foram instalados após a extração; a média do comprimento das faces oclusais era de 9,7mm; a média do *cantilever* mesiodistal era de 5,8mm; 75% das coroas tinham como antagonistas dentes naturais; a maior parte das restaurações (95,7%) apresentava contatos oclusais adequados, 3% apresentavam contatos oclusais parciais e uma coroa estava em infraoclusão; 80% dos implantes estavam localizados nas regiões de molares inferiores (45%) e pré-molares superiores (22,5%); 81% dos implantes eram de plataforma regular e 63% tinham comprimento menor que 13mm; 98% dos implantes tiveram média de cinco meses para a osseointegração. Os pesquisadores também observaram que dois implantes foram perdidos durante o primeiro ano após a instalação da coroa. Onze coroas tiveram problemas como: destorque dos parafusos e fratura da cobertura de porcelana. Houve também uma diferença significativa entre as marcas comerciais dos implantes e a quantidade de incidentes. O número de falhas foi mais alto na

região posterior mandibular, nas coroas que ocluíam com dentes naturais. Pacientes fumantes apresentaram mais complicações das coroas, quando comparado a pacientes não fumantes. Outro dado que chamou a atenção foi a idade dos pacientes: aqueles que tinham mais de 45 anos tiveram mais problemas em suas próteses, quando comparado aos pacientes mais jovens. No entanto, os autores observaram um alto índice de sobrevivência das coroas no período de 26 meses e concluíram que o uso de componentes UCLA para a confecção de próteses sobre implante pode ser recomendados como uma opção adequada de tratamento.

2.2 Tecido ósseo, implantes e osseointegração

Em 1973, Pugh et al. afirmaram que o tecido ósseo remodela sua estrutura mediante a carga que lhe for imposta. A variação desta carga poderá determinar se a remodelação será construtiva ou destrutiva. A ausência de carga no implante poderia resultar em atrofia semelhante à reabsorção alveolar após exodontia. Uma sobrecarga oclusal poderia resultar em necrose e perda do implante. Para efeito de cálculo, o osso pode ser considerado puramente elástico a baixas taxas de deformação.

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

Albrektsson et al. (1983) afirmaram que a osseointegração permite a ancoragem direta do implante ao osso. Os eventos que ocorrem na zona de interface entre implante e tecido ósseo, onde se localizam as camadas mais externas do implante, são os fatores determinantes para que a osseointegração ocorra. O processo se dá pela formação de óxidos metálicos (principalmente óxidos de titânio, os quais possuem alta afinidade com as biomoléculas advindas do tecido ósseo), que são cobertos por uma camada de proteoglicanas e glicosaminoglicanas, responsáveis pela adesão entre células, fibras e outras estruturas. O primeiro

contato da superfície do implante ocorre com o sangue, rico em proteínas e lipídeos, iniciando-se o processo de formação óssea. Todos esses fatores contribuem para que o titânio seja um material muito eficaz para a osseointegração.

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

Em 1985, Lekholm e Zarb desenvolveram uma classificação de rebordos alveolares com o objetivo de guiar o cirurgião no momento da instalação dos implantes. Tal classificação baseou-se na quantidade e qualidade óssea dos rebordos da maxila e mandíbula de pacientes edêntulos. Assim, de acordo com a forma, maxila e mandíbula foram classificadas em A, B, C, D e E, partindo dos rebordos menos reabsorvidos para os mais reabsorvidos. E, com relação à qualidade óssea, foram classificados em Tipo 1, 2, 3 e 4, numa escala decrescente quanto à densidade óssea e espessura de osso cortical. Essa classificação tem sido adotada pela maioria dos pesquisadores e profissionais que atuam na Implantodontia.

Segundo Schwartz e Boyan (1994), para que ocorra a osseointegração, a forma e velocidade de interação entre proteínas e células são dependentes de certas características do implante: composição superficial, microtopografia, rugosidade superficial e energia de superfície. Estes aspectos irão determinar a velocidade e quantidade de adesão de proteínas, lipídios, sais, açúcares, além de outras substâncias, criando uma superfície propícia para uma maior adesão de células aos implantes.

A teoria “mecanostática”, proposta por Frost (1994), pode ser utilizada para quantificar qual a tensão máxima suportada pelo osso, na tentativa de correlacionar as forças transmitidas aos implantes osseointegrados com os graus de remodelação óssea sofrida pelos tecidos circunjacentes. Estabeleceu, assim, a existência de uma “tensão mínima efetiva” (TME) de 50 $\mu\epsilon$ (microstrain – unidade de

deformação) acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, descrevendo “janelas” de atividade. Desta forma, quando os sinais mecânicos da deformação óssea permanecerem abaixo de $50 \mu\epsilon$ (“janela de desuso”- atrofia) o osso é perdido por aumento da remodelação, com balanço negativo entre reabsorção e formação. Entre $50 \mu\epsilon$ e $1500 \mu\epsilon$ (“janela fisiológica” – remodelação óssea) ocorre o equilíbrio entre formação e reabsorção; quando a deformação ultrapassar $1500 \mu\epsilon$ (“janela de sobreuso” – hipertrofia), a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de $3000 \mu\epsilon$ a $4000 \mu\epsilon$ (“sobrecarga patológica”) podem gerar reabsorção e a tensão de fratura do osso estará em torno de $25000 \mu\epsilon$ (Figura 1). O autor sugeriu ainda, que certos hormônios e agentes bioquímicos podem enganar o sistema, alterando os limites das janelas fisiológicas, permitindo então, que o uso mecânico normal aumente a densidade e resistência óssea, significativamente.

Bryant (1998) relacionou a osseointegração e qualidade óssea. O autor dividiu o tecido ósseo em: Tipo I (cortical), II (cortical espessa com trabeculado ósseo denso), III (cortical fina com trabeculado ósseo denso) e IV (cortical fina com trabeculado ósseo de baixa densidade). Observou que o osso mandibular apresenta-se mais denso quando comparado à maxila, o que é extremamente importante no planejamento para a instalação de implantes, pois um tecido ósseo menos denso, além de restringir a área cirúrgica, também pode promover micromovimentos do implante durante a cicatrização, pela dificuldade em atingir a estabilidade primária.

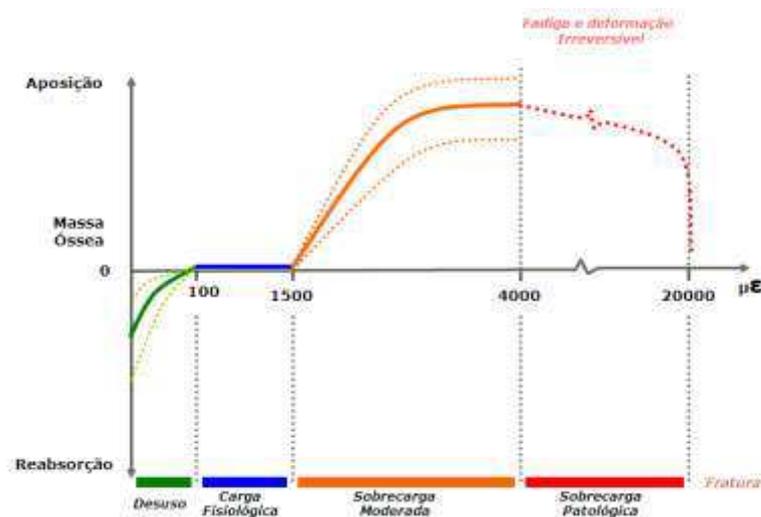


Figura 1 – Janelas de remodelação óssea segundo Frost (1994, 2004)

Davies (1998) descreveu o termo “osseointegração” como a ancoragem dos implantes ao tecido ósseo, o qual suportara cargas funcionais após a instalação das próteses. O autor dividiu o processo da osseointegração em três fases: na primeira ocorre a migração de células osteogênicas diferenciadas para a superfície do implante. A segunda fase é dada pela formação de tecido ósseo mediante a mineralização da matriz intercelular e, na terceira, acontece o processo de remodelação óssea ao redor do implante. O autor também salientou a importância do desenho e tipo de superfície do implante, para que ocorra a osseointegração.

Glantz (1998) relacionou as características necessárias para que a osseointegração ocorra. Entre elas estão: a capacidade de umedecimento e cobertura da superfície dos implantes, o travamento micromecânico na superfície óssea, a interação química da superfície do implante com as células, a resposta aos mecanismos de força e o grau de bioatividade do material do implante.

Misch, Qu e Bidez (1999) tentaram estabelecer uma relação entre densidade, módulo de elasticidade e força compressiva do osso trabecular de mandíbulas humanas, determinando ainda a influência que as placas corticais têm nestes valores. Para realização do trabalho, foram utilizadas nove mandíbulas humanas frescas, entre as idades de 56 e 90 anos, as quais foram cortadas na região anterior (incisivos e caninos), média (pré-molares) e em seções distais (molares). Foram obtidos 76 espécimes cilíndricos do osso trabecular, com medula óssea *in situ*, que foram preparados e testados com compressão no sentido vertical. Estes testes foram executados a uma taxa constante de tensão, com e sem a presença das placas corticais. Obtiveram valor de densidade de 0,85 a 1,53 g/cm³, com um valor médio de 1,14 g/cm³. Os resultados de módulo de elasticidade foram de 24,9 a 240,0 MPa, com um valor médio de 96,2 MPa no osso trabecular, com as placas corticais. Sem as placas corticais, o módulo de elasticidade variou de 3,5 a 125,6 MPa, com um valor médio de 56,0 MPa. A força compressiva final do osso trabecular variou de 0,22 a 10,44 MPa, com um valor médio de 3,9 MPa. Concluíram que o osso trabecular, na mandíbula humana, possui significativamente maior densidade, módulo de elasticidade e força compressiva final na região anterior do que nas regiões médias ou distais da mandíbula e que a ausência das placas corticais diminui o módulo de elasticidade do osso.

Em 2000, O'mahony et al. realizaram um estudo que teve por objetivo determinar os valores do módulo de elasticidade do osso trabecular de arcos desdentados e relacioná-los com densidade óssea e fração de volume ósseo. As amostras foram retiradas de mandíbulas desdentadas frescas, nas quais foram realizados cortes paralelos em torno de 4-5 mm. Destes cortes, sete amostras foram obtidas e testadas, de forma não destrutiva, em três direções, para obter-se o módulo de elasticidade. As amostras incluíam osso trabecular da região de incisivos caninos e pré-molares. O módulo de elasticidade foi determinado pelo teste de compressão e se mostrou maior em direção mesiodistal, seguido pelo vestibulo-lingual e inferossuperior. O osso trabecular, em mandíbula desdentada, mostrou ser isotrópico transversalmente. A qualidade do osso foi extremamente variável dentro de uma mesma mandíbula. Estes achados permitiram um delineamento mais fiel de modelos experimentais para estudos futuros, relacionados com a biomecânica das próteses implantossuportadas.

Sykaras et al. (2000) realizaram uma revisão de literatura na qual avaliaram materiais, desenhos e topografias de superfície para implantes dentais e descreveram os eventos que ocorrem imediatamente após seu posicionamento cirúrgico, com ênfase na interface implante/tecido ósseo. De acordo com os autores, a osseointegração pode ser descrita como a ossificação que ocorre após a colocação dos implantes, visto que estes são materiais que permitem a atividade osteogênica, sendo considerados osteocondutores, pois promovem suporte para o crescimento ósseo em sua superfície. A camada estável de óxido (de 2 a 10 nm), que se forma na superfície do titânio, é a base para a biocompatibilidade e consequente osseointegração, e forma-se após o contato do implante com o ar, atuando na proteção contra a corrosão. Os autores também afirmaram que, em sete dias após o início do processo de reparação óssea, a formação de osso imaturo proveniente do endóstio da cortical óssea superior e inferior já está presente ao redor do implante e, em aproximadamente 21 dias, o tecido ósseo já apresenta linhas de reversão e aspecto maduro.

Giesen et al. (2001) realizaram um estudo cuja finalidade era observar as propriedades mecânicas do osso trabecular do côndilo mandibular em diferentes direções e correlacioná-los com sua densidade. Espécimes cilíndricos de osso trabecular foram obtidos do côndilo de cadáveres humanos e conservados em

solução contendo água, álcool, glicerina e formol. Com relação aos espécimes, dois grupos foram formados: um grupo axial (espécimes obtidos em direção superoinferior) e um grupo transverso (espécimes obtidos em direção médio-lateral). Os espécimes foram submetidos ao teste mecânico compressivo destrutivo uniaxial. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas do osso pareceram ser altamente anisotrópicas. Os parâmetros de densidade não diferiram entre os dois grupos. Foram encontradas diferenças nas propriedades mecânicas, dentro do mesmo côndilo, quando se comparou o grupo axial com o grupo transverso. No carregamento axial, o osso trabecular foi 3,4 vezes mais duro e 2,8 vezes mais forte à falha quando comparado com o carregamento transverso. Coeficientes altos de correlação foram encontrados entre as propriedades mecânicas estudadas e entre elas e a densidade aparente e fração de volume.

De acordo com Oh et al. (2002), os principais fatores relacionados à perda óssea precoce ao redor dos implantes são: trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, peri-implantite, *microgap* entre intermediário e implante, formação do espaço biológico e desenho do pescoço do implante. Ficou demonstrado, na revisão desses autores, que o estresse se concentra na região da crista óssea ao redor dos implantes. Se algum tipo de força excessiva estiver presente após o carregamento da prótese, inicia-se a perda óssea nessa região. Tem sido observado ainda, que a densidade óssea afeta a quantidade de perda óssea e também, com o carregamento progressivo dos implantes, que esta densidade pode aumentar. O estabelecimento do espaço biológico dos implantes é outro aspecto que poderia contribuir para a perda óssea precoce ao redor dos implantes. Percebe-se que a formação do espaço biológico está relacionada à localização do *microgap* e a localização da superfície lisa/rugosa do pescoço do implante, os quais seriam causas contribuintes para a perda óssea precoce da crista. Na opinião dos autores, são necessários trabalhos randomizados para determinar o verdadeiro mecanismo de perda óssea precoce.

Sahin et al. (2002) realizaram uma revisão de literatura, focando trabalhos que avaliavam a influência das forças funcionais na biomecânica de próteses implantossuportadas. Os autores listaram alguns fatores que influenciam na distribuição de cargas na região do osso peri-implantar. São eles: a geometria, tamanho, diâmetro, angulação e localização dos implantes no arco, geometria e material das próteses, assentamento da infraestrutura, localização, direção e

magnitude das forças aplicadas, dentição antagonista, deformação mandibular, densidade óssea, idade e sexo do paciente e rigidez dos alimentos. Concluíram que existe uma melhora no resultado dos tratamentos com implantes osseointegrados quando: ^{a)} o conjunto prótese implante não recebe forças oclusais excessivas, ^{b)} os implantes são instalados em osso de boa qualidade e ^{c)} o número e o diâmetro dos implantes é aumentado.

Meyer et al (2004) avaliaram a caracterização estrutural da interface implante/osso. O implante usado para realizar esse estudo foi do tipo cônico, que apresentava como característica principal um desenho de rosca progressiva, com as funções de melhorar o contato entre osso e implante após a sua inserção e diminuir a deformação óssea ao redor do implante e na interface implante/osso. Suas medidas eram 10 mm de diâmetro e plataforma de 4,1mm. Seis miniporcões da raça *Gottinger* receberam 24 implantes (quatro cada), dos quais 12 foram submetidos à carga imediatamente após a cirurgia e os outros 12 não receberam carga. Cada animal recebeu os dois tipos de tratamento. Esses implantes eram extraídos dos animais em um, três e quatorze dias após a cirurgia. Os espécimes eram avaliados por microscopia eletrônica de transmissão e microscopia eletrônica de varredura. Os exames histológicos mostraram que todos os implantes estavam osseointegrados. Áreas de osso lamelar e/ou esponjoso foram observadas nas superfícies das fixações, significando que ocorreu um contato direto entre o osso e o biomaterial, em ambos os grupos. Os pesquisadores concluíram que implantes especialmente projetados podem receber cargas oclusais logo após a sua inserção, sem que haja comprometimento do processo biológico de osseointegração.

Isidor (2006) avaliou a influência das forças ao redor do osso peri-implantar. Para isso, realizou uma revisão que abordou tópicos relacionados com as consequências da carga nessa região. O remodelamento, em nível celular do osso, ocorre através de um equilíbrio entre osteoclastos (reabsorvem a matriz calcificada) e osteoblastos (sintetizam a nova matriz óssea). O osso da maxila, mandíbula e também de todo o corpo sofre uma adaptação, de acordo com a carga aplicada. Tem sido demonstrado, por exemplo, que o osso é mais denso ao redor de implantes carregados mecanicamente, quando comparados a implantes que não receberam cargas. O autor também ressaltou que, carga oclusal durante a cicatrização inicial pode causar microdanos no osso ao redor dos implantes; carga

de mesma magnitude, entretanto, pode não causar os mesmos danos após a cicatrização e adaptação do osso. Afirmou ainda, que é difícil quantificar clinicamente a magnitude e direção das forças oclusais que ocorrem naturalmente, o que torna difícil fazer uma correlação com as falhas dos implantes. O conhecimento que se tem acerca do assunto é pequeno e está restrito a estudos experimentais em animais, o que dificulta as conclusões definitivas. Estes estudos têm demonstrado que a sobrecarga oclusal pode resultar em um aumento da perda óssea marginal ao redor dos implantes, o que contrasta com estudos clínicos nos quais foi observada a perda óssea marginal em áreas de estresse relativamente alto, mas o relacionamento causal com a sobrecarga não pôde ser estabelecido.

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

Miyashiro et al. (2010) validaram um modelo experimental de poliuretano para ser usado em estudos com implantes e próteses implantossuportadas. Para isso utilizaram 45 espécimes de poliuretano em forma de cilindro (3 mm de diâmetro/18mm de comprimento) e os dividiram em três grupos (15 cada). O critério para a divisão dos grupos foi a relação entre os componentes de mistura do poliuretano (A/B) (PU-1:1/0.5, PU-2:1/1, PU-3:1/1.5). Os testes de tração foram realizados em cada grupo e os valores do módulo de elasticidade encontrados no grupo PU-2 foram compatíveis com os valores do módulo de elasticidade do osso trabecular.

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

e os resultados mostram que o grupo com o módulo de elasticidade compatível com o osso trabecular foi o grupo C, de proporção 1:1.

2.3 Estudos biomecânicos

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

O propósito do estudo de Millington e Leung (1992) foi analisar a possível relação entre o estresse gerado na superfície das infraestruturas e a discrepância de adaptação em prótese fixa implantossuportada, mediante análise de fotoelasticidade. Foi confeccionado um modelo experimental contendo quatro intermediários do Sistema Brånemark e uma infraestrutura em liga de ouro, tipo IV, foi fundida. Os autores criaram, por meio de anéis metálicos, desadaptações verticais de 6 a 140 mm, em diferentes locais, entre o intermediário e o cilindro de ouro correspondente. Ainda nas menores discrepâncias, de 6 mm, houve a indução de estresse. Foram observadas as maiores concentrações de estresse nos intermediários mais centrais e não nos terminais, independentemente do local da desadaptação.

No mesmo ano, Weinberg (1993) descreveu as diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implantossuportadas e dentossuportadas. O relacionamento complexo entre os componentes do sistema, assim como as diferenças na rigidez relativa das estruturas envolvidas, são responsáveis pela absorção e distribuição de forças. A distribuição das forças nas próteses sobre implantes depende do grau de deformação dos parafusos de retenção (do intermediário e de ouro), do intermediário, da própria prótese, do implante e do tecido ósseo, uma vez que a osseointegração não conta com a

presença do ligamento periodontal, portanto, a distribuição de forças é consideravelmente restrita. O ligamento periodontal tem uma resiliência de aproximadamente 500 mm, enquanto a parte mais flexível do sistema de implantes, o osso, permite uma deformação máxima de 100 mm. No caso de não poder estabelecer uma pré-carga suficiente e/ou uma adaptação adequada entre o intermediário e o cilindro de ouro, o parafuso de ouro pode sofrer deformação ou fratura. Assim, o estabelecimento da pré-carga nessa interface, com o apertamento adequado do parafuso, com torque de 10 Ncm, pode minimizar a força de cisalhamento que sobre ele ocorre. Porém, quando existe uma desadaptação na interface intermediário/cilindro de ouro, a força de cisalhamento gerada no parafuso pode ser maior do que ele é capaz de suportar, podendo causar a fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro é facilmente detectável. Em uma prótese extensa, a falta de adaptação e a subsequente falha do parafuso alteram a distribuição da força oclusal para outros pontos. A quantidade de distribuição para as fixações remanescentes depende do grau de deformação do osso de suporte, fixação, pilar protético, parafuso de retenção e da prótese. A distribuição da força peri-implantar depende de alguma deformação do complexo prótese/intermediário/implante, devido à interface osseointegrada não permitir movimentação.

Burguete et al. (1994), analisando fatores responsáveis pelo afrouxamento e fratura de parafusos protéticos, conferiram que espaços verticais na interface conexão-prótese – como não existe um assentamento passivo – determinam um contato irregular das roscas do parafuso e a consequente perda da sua força de travamento. Além disso, estabelecem um estresse desnecessário na interface osso/implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada. Nenhuma proteção contra a fadiga é obtida nestas situações, uma vez que as forças externas ao sistema – que podem provocar a separação dos componentes – geram mais estresse nos parafusos, que não é dissipado, em razão do encaixe inadequado dos componentes do sistema.

Conforme pesquisa de Carlson e Carlson (1994), uma prótese com adaptação passiva é aquela que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão. Entretanto, ressaltaram que não existe uma adaptação absolutamente passiva, já que todo aperto de parafuso gera certa deformação da prótese e/ou do

osso, induzindo algum estresse ao sistema. O estresse e a tensão são consequência de uma prótese mal adaptada e são fatores que afetam a longevidade dos componentes. Os pesquisadores sugeriram duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medindo as forças introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medindo a extensão da desadaptação, por meio de um microscópio de medição. Salientaram que, devido às características do Sistema Brånemark, uma desadaptação de 50 mm não gera tensão ao sistema; já uma desadaptação angular de mesmo tamanho pode gerar um deslocamento angular no ápice do implante, para aliviar a tensão gerada.

Paterson et al. (1995) realizaram um trabalho que tinha por objetivo gerar dados advindos de experimentos que poderiam ser usados para validar modelos teóricos. Os experimentos foram conduzidos *in vitro*, como primeiro estágio de uma série de experimentos, que incluía também estudos *in vivo*. O efeito da falta ou fratura do parafuso de ouro e o efeito do comprimento do *cantilever* distal também foram investigados. O experimento gerou uma vasta quantidade de dados, que permitiram aos autores concluir que: de uma maneira geral, para a força de mordida aplicada na parte distal da prótese, as cargas axiais foram menores que as previstas pelas análises teóricas prévias. Os momentos de torção foram muito maiores nos pilares adjacentes aos *cantilevers* distais e podia ser esperada a falha do parafuso de ouro através do afrouxamento e/ou fadiga. Entretanto, aumentando o comprimento do *cantilever*, aumentou também a carga compressiva máxima no pilar adjacente e pouco efeito na carga axial de tração nos pilares anteriores foi observado. Quando os parafusos de ouro foram removidos, para simular a influência da fratura ou afrouxamento dos parafusos, as cargas máximas de tração e compressão foram aumentadas; o momento de torção, contudo, se manteve o mesmo. A remoção dos parafusos adjacentes aos *cantilevers* teve um efeito pior.

Haack et al. (1995) desenvolveram um método para avaliar a pré-carga, medindo o alongamento de parafusos para fixação de pilares, após a aplicação de um determinado torque para unir pilares de ouro do tipo UCLA ao implante. Também avaliaram o torque máximo a que os parafusos podem ser submetidos sem que ocorra deformação plástica. As forças foram calculadas por um micrômetro, com uma resolução de 1 μm e 0,1 μm de erro, efetuando-se a medida do alongamento em três regiões de cada parafuso. Para possibilitar tais medidas, foram removidas a

porção coronal do pilar e a porção apical do implante. Com essas modificações, foram deixadas seis roscas do implante, duas vezes o número necessário para que ele receba as forças aplicadas ao parafuso. O comprimento dos cinco parafusos de ouro para fixação de pilar foi medido antes da aplicação do torque, após um torque de 5 Ncm e, em incrementos de 2 Ncm, até o torque recomendado pelo fabricante (32 Ncm). Similarmente, os cinco parafusos de titânio foram avaliados antes da aplicação do torque, após um torque de 4 Ncm, e após incrementos de 2 Ncm, até o recomendado pelo fabricante (20 Ncm). Também foi avaliado o torque necessário para a remoção de cada parafuso. Este processo foi repetido cinco vezes para cada um dos 10 parafusos, todos no mesmo implante, em temperatura ambiente e sem lubrificação. O estresse calculado para os parafusos de ouro e titânio, correspondente ao torque máximo recomendado pelo fabricante, foi menor que 60% de sua respectiva resistência. Considerando a resistência do parafuso de ouro (565,4 N/m²) e o parafuso com maior alongamento, o estresse foi 57,5% de sua resistência, enquanto que, para o de titânio, o estresse foi 56,0%, sugerindo que poderiam suportar torques maiores que os recomendados, para minimizar problemas de perda. Com os torques recomendados pelo fabricante, a pré-carga média foi de $468,2 \pm 57,9$ N, utilizando parafusos de ouro; de $381,5 \pm 72,9$ N, utilizando parafusos de titânio e o alongamento produzido permaneceu nos limites, elevando o estresse sobre os parafusos. Neste trabalho não foi observada relação entre alongamento e número de ciclos de fixação/remoção, embora, teoricamente, prevaleça o conceito de que quanto menor o coeficiente de fricção maior seria a pré-carga, pois esta é diminuída quando grande parte do torque aplicado é utilizada para regularizar superfícies rugosas e não para causar o alongamento do parafuso e a consequente produção de pré-carga; assim, a pré-carga seria maior a cada fixação do mesmo parafuso.

De acordo com Isa e Hobkirk (1995), em um estudo *in vitro*, foi verificado o efeito do aperto do parafuso de ouro na instalação de estrutura metálica fundida em ouro, com perfeito assentamento, bem como com diferentes graus de desajuste marginal. Utilizaram um modelo com cinco implantes do Sistema *Brånemark* (Nobelpharma), dispostos linearmente em uma base metálica rígida. Foram realizadas mensurações de deformação, com o uso de um par de extensômetros lineares elétricos fixados longitudinalmente em cada intermediário. Foram

introduzidos desajustes de 10, 30, 60 e 110 mm nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os resultados obtidos demonstraram que o aperto do parafuso de ouro produziu altos valores de estresse estático no sistema, ainda com a estrutura metálica apresentando desajustes marginais inferiores a 10 mm.

Carr, Brunski e Hurley (1996) realizaram um trabalho que tinha por objetivo medir a pré-carga produzida quando se comparava cilindro de ouro, cilindro fundido de ouro pré-fabricado, cilindro de plástico e o mesmo cilindro, seguido de manipulações de acabamento e polimento após as fundições. Para a realização do trabalho, foram utilizados cilindros de ouro e de plástico (Nobel Biocare) fundidos em ligas de alta e baixa fusão, para verificar a influência da temperatura na pré-carga. Os resultados mostraram uma pré-carga significativamente maior para os cilindros metálicos, quando comparado com os cilindros de plástico. Dentro do grupo cilindros de plástico, as ligas de baixa fusão produziram uma pré-carga significativamente maior do que as de alta fusão. Cilindros metálicos de diferentes fabricantes exibiram diferentes valores de pré-carga. Comparados com o grupo controle, nem os cilindros do grupo plástico nem os cilindros do grupo metal apresentavam pré-carga semelhante. O efeito do revestimento no grupo cilindro plástico não foi significativamente diferente. O acabamento e polimento fizeram uma diferença significativa para o grupo cilindro de plástico. Estes dados sugeriram que o acabamento e polimento dos cilindros, quando padrões plásticos são usados como parte da infraestrutura, deveriam fornecer um aumento na pré-carga. Para situações em que uma pré-carga mais previsível é desejada, é melhor escolher os cilindros metálicos pré-fabricados do que os cilindros de plástico, pois eles oferecem algumas vantagens na precisão e magnitude da pré-carga.

Sertgöz (1997), em um estudo de análise tridimensional de elemento finito, simulou uma situação de prótese total fixa no arco mandibular, suportada por seis implantes localizados na região anterior e com extensões em *cantilever* bilaterais de 16 mm. O pesquisador queria determinar, quanto à infraestrutura e ao material da superfície oclusal, a melhor combinação de materiais para confecção de restauração protética. Foram utilizadas resina acrílica, resina composta e porcelana, como materiais para a superfície oclusal e ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio, como materiais para a infraestrutura. Foi aplicada uma carga vertical

total de 172 N, correspondente à média de força durante a mastigação, em uma prótese fixa implantossuportada mandibular, com duas unidades em *cantilever* posterior bilaterais, ocluindo contra prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, a meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos *cantilevers*, e também em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os implantes distais. O autor observou que o estresse gerado no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de pequena magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infraestrutura não alterou o prognóstico biológico das próteses fixas implantossuportadas, não havendo efeito deletério no tecido ósseo. A utilização de um material mais rígido para a confecção da infraestrutura diminuiu o estresse gerado nos parafusos de ouro. Foi sugerido que a utilização de materiais mais rígidos poderia prevenir as falhas protéticas. Biomecanicamente, a melhor combinação de materiais encontrada foi a infraestrutura em liga de cobalto-cromo, com a superfície oclusal em porcelana.

Rubo et al. (1999), utilizando um modelo computadorizado, estudaram a distribuição de estresse entre os implantes por meio de um programa de análise de elemento finito, simulando uma prótese implantossuportada em uma mandíbula humana. Foram simuladas as seguintes variáveis: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do *cantilever*, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (prata-paládio e cobalto-cromo). A carga oclusal também foi simulada, utilizando-se 100 N de carga. Observou-se uma tendência de melhor distribuição do estresse entre os implantes e intermediários localizados em uma mandíbula mais estreita, com uma extensão em *cantilever* menor, implantes longos e infraestrutura mais rígida. A distribuição do estresse não foi influenciada pela densidade do osso trabecular e quanto maior foi o estresse resultante sobre os intermediários, menor o número de implantes. Segundo os resultados encontrados pelos pesquisadores, a distribuição de estresse sobre a infraestrutura foi independente da curvatura da mandíbula, sendo menor quando a liga utilizada era mais rígida e os implantes e intermediários eram mais longos.

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

Çiftçi e Canay (2000) investigaram os efeitos de vários materiais na fabricação de próteses fixas sobre implantes, pelo método dos elementos finitos. Os materiais estudados foram uma porcelana, uma liga de ouro, uma resina composta, uma resina composta reforçada e uma resina acrílica. As próteses foram carregadas com uma força estática de 500 N. As tensões se concentraram na cortical, ao redor da cervical dos implantes, principalmente pelo lado lingual. A porcelana e a liga de ouro produziram as maiores tensões. As tensões geradas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que para a porcelana e o ouro.

Guichet et al. (2000), utilizando um modelo fotoelástico, realizaram um estudo *in vitro* comparando o estresse produzido por restaurações implantossuportadas parafusadas e cimentadas, verificando também, a abertura

marginal após fixação. Concluíram que as próteses cimentadas apresentaram um menor nível de estresse e que, após a fixação, os modelos parafusados apresentaram uma menor abertura marginal. Apesar de existirem vários outros aspectos envolvidos para a decisão entre uma prótese parafusada ou cimentada, este trabalho salientou dois aspectos que, se bem avaliados, podem diminuir os problemas protéticos após o posicionamento final da prótese.

Bakaeen, Winkler e Neff (2001) realizaram um trabalho *in vitro* para determinar o efeito do estreitamento da largura vestibulo-lingual da mesa oclusal (9,8 ou 8,4mm) de molares, no torque de remoção, em parafusos protéticos de ouro, após cargas oclusais. Também, compararam a incidência de perda de parafusos e seus valores de torque de remoção, em coroas suportadas por um implante e em coroas suportadas por dois implantes, após cargas. A amostra foi dividida em quatro grupos: Grupo A, coroa estreita suportada por um implante de 5 mm de diâmetro; Grupo B, coroa estreita suportada por dois implantes de 3,75 mm de diâmetro; Grupo C, coroa larga suportada por um implante de 5 mm de diâmetro; e, Grupo D, coroa larga suportada por dois implantes de 3,75 mm de diâmetro. Os valores de torque de remoção dos parafusos protéticos foram medidos antes e após a aplicação das cargas. Os parafusos protéticos sofreram um novo torque 10 minutos após sua primeira fixação e o torque de remoção foi medido após dois minutos, para avaliação dos valores antes das cargas. Concluíram que a restauração de molares suportados por um implante largo possui maior incidência de perda do parafuso protético, se comparado com dois implantes; que o estreitamento da mesa oclusal pode reduzir o grau de perda de parafusos, quando se utiliza apenas um implante suporte; e, que o torque de remoção não foi afetado pela variação do diâmetro da mesa oclusal, em coroas suportadas por dois implantes.

Koke et al. (2004) compararam estruturas fundidas em duas ligas (Co-Cr e Ti c.p. – titânio comercialmente puro), avaliando as tensões transmitidas aos *abutments*, quando obtidas em monobloco e por soldagem laser. Dois implantes do tipo hexágono interno, com diâmetros de 5,5 mm, distando 21 mm um do outro, foram fixados em um bloco de alumínio, por meio de resina epóxica. Foram formados três grupos de pesquisa: dois grupos contendo 10 estruturas cada um, todas elas fundidas em monobloco (CoCr e Ti c.p.) e, um terceiro grupo, com 10 estruturas em CoCr, soldadas a laser. Todas as peças foram posicionadas sobre os

abutments e tiveram seus parafusos apertados em 18 Ncm. Os desajustes marginais foram medidos por microscópio óptico, num aumento de 160X e precisão de aproximadamente 1,7 μm . As tensões foram avaliadas por *strain gauges* medindo 1,2 X 0,6 mm, alocados no espaço entre os implantes e os *abutments*. Os resultados indicaram que espaços marginais nas infraestruturas de CoCr foram maiores (72 μm) quando comparado aos obtidos com as peças em Ti c.p. (40 μm). Os segmentos em CoCr soldados mostraram desajustes significativamente menores que as peças em CoCr, obtidas pela técnica monobloco. Os *strain gauges* registraram o deslocamento horizontal e vertical dos *abutments*, após o procedimento de torque. Os autores concluíram que as infraestruturas transmitiam maiores tensões aos *abutment* à medida que os valores de desajustes marginais eram maiores.

Chun et al. (2006) investigaram, em diferentes tipos de conexão, o efeito da carga oblíqua na distribuição das tensões em torno dos implantes. Para realizar o estudo, eles utilizaram o método de elementos finitos 3D. Foram simulados três tipos de implantes: plataforma regular com hexágono externo, plataforma regular com hexágono interno e um implante de apenas uma peça, no qual o intermediário é usinado junto. A carga utilizada para os testes virtuais foi de 100 N, em um ângulo de 30°. Os resultados mostraram que o implante de peça única apresentou maiores tensões no tecido ósseo, quando comparado aos implantes de hexágono interno e externo. No caso dos implantes de hexágono interno e externo, os contatos entre o intermediário e a plataforma dos implantes reduziram o efeito de flexão causado pela carga; a maior tensão peri-implantar foi observada nos implantes de hexágono externo. Os autores concluíram que o tipo de conexão dos implantes tem influência direta na distribuição de forças ao redor do tecido ósseo peri-implantar e que o implante que apresentou menos tensão foi o de hexágono interno.

Rubo e Souza (2010), utilizando modelo de elemento finito 3D, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar as variáveis clínicas que influenciam na distribuição de forças em prótese total implantossuportada mandibular, tais como: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do *cantilever*, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (paládio-prata e cobalto-cromo). Para simular a carga oclusal, empregaram uma carga de 100 N.

Observaram que o estresse aumenta à medida que o implante se aproxima do ponto de aplicação de força. Quanto maior o *cantilever*, maior o estresse e quanto menor o módulo de elasticidade do osso cortical, maior o estresse gerado. O aumento do comprimento dos intermediários levou à diminuição do estresse gerado nos implantes e na infraestrutura. A diminuição do estresse não foi verificada com implantes maiores do que 13 mm. Uma infraestrutura mais rígida permite uma melhor distribuição de forças. Concluíram que as propriedades físicas dos diversos materiais envolvidos afetam a maneira como o estresse é distribuído em uma prótese total implantossuportada mandibular.

Assunção et al. (2010) avaliaram o efeito de três diferentes níveis de desadaptação unilateral angular, em coroas unitárias na pré-carga e na manutenção do torque dos parafusos mediante o destorque. Para realizar esse estudo foram usados: 48 componentes do tipo UCLA, com cinta de cromo-cobalto, que posteriormente foram encerados e fundidos com liga de cromo-cobalto; 48 implantes do tipo hexágono externo, que foram posicionados em um ângulo de 30°, em uma base de resina. Os 48 espécimes foram divididos em quatro grupos e em cada um deles foi realizada uma desadaptação, sendo o Grupo A, controle (sem desadaptação), e os grupos B, C, D com 50, 100 e 200 micrômetros de desadaptação unilateral, respectivamente. Os espécimes foram conectados aos implantes com os parafusos específicos. Cada parafuso recebeu um torque de 30 N e, após dois minutos, o parafuso recebia o destorque e esse valor era anotado. Os resultados mostraram que todos os espécimes tiveram uma diminuição na força necessária para o destorque. Dos quatro grupos, o que apresentou menor perda da força na pré-carga foi o grupo A. Concluíram que quanto maior a desadaptação unilateral maior será a perda do torque na pré-carga.

Falcon-Antenuci et al. (2010) pesquisaram a influência da inclinação das cúspides na distribuição de tensões, no sistema prótese/implante e também no tecido ósseo peri-implantar. Utilizando MEF 3D, os autores modelaram coroas de cobalto-cromo recobertas com cerâmica feldspática. As coroas apresentavam três diferentes situações de inclinação das cúspides, sendo elas 10, 20 e 30 graus. Os modelos virtuais receberam carga oblíqua (45 graus) de 200 N, na região de cúspide. Os resultados mostraram que as tensões variavam entre 26 a 56 MPa para o modelo com 10° de inclinação, 34 a 78 MPa para o modelo com 20° de inclinação e

22 MPa para o modelo com 30° de inclinação da cúspide. No aspecto geral, o aumento da inclinação das cúspides de 10 para 20 graus diminuiu as tensões em 1%, contudo, houve um decréscimo de 20% das tensões no modelo virtual que apresentava inclinação de 30°. As tensões na região óssea peri-implantar dos três modelos foram similares, porém, houve um pequeno decréscimo das tensões quando a inclinação da cúspide era acentuada. O estresse na estrutura do implante, contudo, foi maior na região entre a primeira rosca e a plataforma; nesse caso, houve uma inversão dos valores de tensão, pois o modelo com 30° de inclinação apresentou tensão de 160 MPa, o modelo com 20° obteve 137 MPa e o modelo com 10° de inclinação exibiu 115 MPa. Os autores concluíram que: quanto maior a inclinação das cúspides, maior são as tensões no implante e no sistema *abutment/implante*; a tensão do osso cortical em torno do implante, entretanto, diminuiu quando houve o aumento do ângulo da cúspide.

Winter et al (2010) realizaram um estudo com o objetivo de comparar os efeitos de diferentes tipos de desadaptação de próteses fixas sobre implante, na distribuição de forças no tecido peri-implantar. Para tal, utilizaram o método de elementos finitos 3D e extensometria linear. Para o teste com os extensômetros, dois implantes (A e B) foram inseridos em uma base de resina (Araudite, Ciba Geigy), a qual simulou o tecido ósseo. Quatro *strain gauges* foram utilizados – dois para cada implante – sendo posicionados na região mesial e distal de ambos os implantes. Foram confeccionadas 10 infraestruturas de três elementos, via CAD/CAM e o material usado para confecção foi Vita Mark II (Vita Zahnfabrik). Cada infraestrutura foi fixada com cimento provisório nos intermediários dos implantes, previamente montados. Esse grupo foi escolhido como Controle, pois não foram confeccionadas desadaptações e as deformações obtidas em torno dos implantes variaram entre 80 a 150 $\mu\epsilon$. Para o MEF 3D, foram gerados dois modelos virtuais, representando próteses fixas de três elementos. O primeiro modelo foi criado de acordo com a base experimental, porém não apresentava nenhuma tensão no tecido ósseo, pois se apresentava simetricamente adaptado. No segundo, entretanto, foram adicionadas as camadas de osso cortical e trabecular. Para simular os valores de deformação óssea compatíveis ao do modelo experimental, foram introduzidas desadaptações entre a infraestrutura e o intermediário do implante, sendo elas, vertical (78,6 μm na plataforma do implante A), horizontal (35,6 μm na área de

pôntico) e angular (3 μm de *gap* unilateral do implante A). A tensão óssea peri-implantar gerada pelos modelos que apresentavam desadaptações horizontais e verticais variaram de 50 a 90 MPa, respectivamente. O modelo em que foi simulada a desadaptação angular, contudo, apresentou tensões entre 20 Mpa na cortical óssea peri-implantar. Os autores concluíram que desadaptações mínimas entre os intermediários dos implantes e as restaurações protéticas podem levar a um aumento substancial na tensão do tecido ósseo peri-implantar.

Chang et al. (2012) realizaram um estudo utilizando MEF 3D, visando avaliar a influência da topografia do corpo do implante na distribuição de forças sobre o sistema prótese/implante e o tecido ósseo. Via ANSYS, foram desenvolvidos dois modelos de implantes de plataforma regular: um com o corpo cilíndrico convencional e o outro com uma redução de 17,9% em sua área, representada por uma concavidade em seu terço apical. Conectado a eles, havia um intermediário tipo esteticone, no qual uma coroa de molar superior foi posicionada. Os modelos receberam carga axial de 200 N e, oblíqua, de 40 N; as deformações foram observadas na simulação em 3D. Os resultados das simulações mostraram que o implante com o volume de área reduzido obteve performances biomecânicas similares às do convencional, tais como, o estresse no implante e plataforma, estresse na região óssea em torno da plataforma do implante, menos deslocamento e maior rigidez do que o implante de corpo convencional. Os autores concluíram que umas das vantagens do implante com a área reduzida na porção apical é o aumento da área de contato entre o osso e o implante, pois permite o crescimento de tecido ósseo na região, melhorando a sua estabilidade. A desvantagem observada foi a maior concentração de tensões na região peri-implantar, quando comparado ao implante convencional.

2.4 Extensômetros (*Strain gauges*)

Isa e Hobkirk (1995), utilizando extensômetros, compararam as forças produzidas por um torque de 10 Ncm, durante a fixação de parafusos protéticos de ouro, variando a adaptação de uma estrutura de 10, 30, 60 e 110 μm . Concluíram que, mesmo com a melhor adaptação avaliada (10 μm), foram produzidos valores

significativos de estresse, salientando os riscos de afrouxamento, mesmo que a estrutura para prótese implantossuportada aparente uma adaptação aceitável.

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

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

Grando (2003) realizou um trabalho com o objetivo verificar a influência dos materiais de recobrimento estético, utilizados na confecção de próteses fixas implantossuportadas, com relação à sua deformação. A análise foi realizada utilizando-se extensômetros lineares elétricos. Dois materiais de recobrimento foram testados em um corpo de prova, simulando uma prótese fixa de arco total, fundida em liga de paládio-prata e recoberta, em uma de suas metades, por porcelana e, na outra, por resina acrílica termopolimerizável. O corpo de prova foi fixado a um

modelo-mestre e uma carga estática vertical de 35,2 N foi aplicada na extremidade livre da estrutura, a uma distância de 10, 15 e 20 mm para distal do centro do último implante. Os resultados demonstraram que a aplicação de materiais de recobrimento estético sobre uma infraestrutura metálica torna-a mais rígida e, conseqüentemente, com menor deformação. Foi observada também, a influência direta da extensão da extremidade livre na quantidade de deformação, verificando-se que os pontos mais distantes de aplicação da carga proporcionaram maiores deformações. A pesquisa demonstrou que a porcelana proporciona menores índices de deformação da infraestrutura metálica, porém, fatores clínicos, como qualidade e quantidade óssea, número e disposição dos implantes, é que definem a escolha do material de recobrimento mais apropriado para cada situação.

Karl et al. (2006) tiveram o propósito de quantificar as tensões desenvolvidas durante a fixação de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Em paciente com três implantes (ITI) na porção posterior da maxila, foi confeccionado um JIG (*Jaw Interference Guide*) em resina acrílica e transferida a posição dos implantes a um bloco de resina epóxica, que atuou como modelo-mestre. Utilizando um modelo-mestre, foram realizadas moldagens com moldeiras individuais e obtidos 20 modelos de trabalho, distribuídos entre quatro grupos. No Grupo 1, as próteses foram elaboradas e cimentadas sobre *solid abutments*. Nos grupos 2, 3 e 4, as restaurações foram parafusadas sobre *synOcta abutments* e confeccionadas, respectivamente, usando cilindros calcináveis por sobrefundição (grupos 1 e 2) e cilindros de ouro (grupos 3 e 4). Para análise das tensões, dois *strain gauges* foram selecionados e colados com cianociacrilato à superfície oclusal dos pânticos. Os ensaios foram realizados somente após os *gauges* terem seus valores de tensão estabilizados em zero e, então, as próteses foram fixadas sobre os *abutments*. No Grupo 1 foi empregado agente de cimentação temporário, para instalação das restaurações; nos demais grupos, as próteses foram instaladas com parafuso protético, com torque de 20 Ncm. Pelos resultados apresentados, as prótese parafusadas (grupos 2 e 3) ocasionaram maior tensão. Valores intermediários foram observados no Grupo 4, embora fosse constituído de estrutura parafusada por meio de cilindros pré-fabricados, incorporados por cimentação. O Grupo 1, que se caracterizou por restaurações exclusivamente cimentadas, apresentou os menores valores de tensão aferidos. Os autores concluíram que,

embora as próteses pudessem estar dentro de critérios clinicamente aceitáveis, não foi possível encontrar próteses totalmente passivas, com valor zero de tensão.

Jacques et al. (2009) verificaram a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportada em função de ligas metálicas de cromo-cobalto e prata-paládio, em um estudo no qual utilizaram corpos de prova simulando infraestruturas de prótese total fixa mandibular com *cantilever* sobre um modelo-mestre. Aplicaram uma carga estática vertical de 100 N na extremidade livre, a uma distância de 10, 15 e 20 mm para distal do intermediário terminal e mediram a distribuição de forças, utilizando extensômetros. Os resultados demonstraram um padrão de distribuição de forças da liga cromo-cobalto, em grandes extensões de *cantilever*, semelhante à liga de prata-paládio com *cantilever* curto. Além disso, observaram que o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica, independentemente do local de aplicação de força no *cantilever* e da liga utilizada. Concluíram que o emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infraestruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de *cantilever* mais extensos.

Suedam et al. (2009) verificaram a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportada, em função da altura dos intermediários (4 mm, 5,5 mm e 7 mm de altura) e de ligas metálicas de cromo-cobalto e prata-paládio, em um estudo no qual utilizaram corpos de prova simulando infraestruturas de prótese total fixa mandibular com *cantilever* sobre um modelo-mestre. Aplicaram uma carga estática vertical de 100 N na extremidade livre, a uma distância de 15 mm para distal do intermediário terminal, para cada altura de intermediário e para cada tipo de liga, medindo a distribuição de forças por meio de extensômetros. Os resultados demonstraram que o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica, independentemente da altura do intermediário e da liga utilizada. Observaram também, que o aumento na altura dos intermediários promoveu o aumento da tensão gerada no intermediário próximo à aplicação da carga e que essa deformação é influenciada pelo tipo de liga utilizada na confecção da infraestrutura.

Empregando *strain gauges*, Nishioka et al. (2010) quantificaram *in vitro* as tensões desenvolvidas durante o aperto do parafuso de fixação de próteses fixas implantossuportadas, variando o tipo de conexão dos implantes (hexágono externo e

interno) e também o tipo de cilindro protético utilizado. Os implantes foram inseridos num bloco de poliuretano, com características semelhantes ao osso mandibular. Com torque de 20 N, foram instalados intermediários do tipo *Micro-Unit* sobre três implantes hexágono externo e três hexágono interno, em cada bloco. Cilindros protéticos usinados de cobalto-cromo e de plástico, foram parafusados no modelo e receberam uma matriz padronizada para confecção das infraestruturas em cera, que foram fundidas em liga de cobalto-cromo. Quatro *strain gauges* foram colados na superfície do bloco, no sentido horizontal, nas regiões mesial e distal de cada implante. Utilizando-se um torquímetro manual, as infraestruturas foram parafusadas sobre os intermediários, com torque de 10 Ncm. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes quanto ao tipo de conexão ou cilindro utilizado. Desta forma, as conexões do tipo hexágono externo e interno, cilindros fundidos e usinados, apresentaram comportamento mecânico similar em condições de fixação do parafuso.

Moretti (2010), visando a obtenção de dados relacionados á adaptação passiva em prótese implantossuportada, analisou a quantidade de deformação que ocorre no intermediário da prótese após o aperto do parafuso, tanto do cilindro de paládio-prata como de cobalto-cromo. Um modelo-mestre foi usado para simular uma mandíbula humana com cinco implantes. Extensômetros foram colados nas faces mesial e distal de cada intermediário. Os intermediários foram montados sobre as réplicas dos implantes e os parafusos foram apertados com um torque de 20 Ncm e as leituras foram gravadas. Após esse passo, os parafusos – tanto dos cilindros de paládio-prata como de cobalto-cromo – foram apertados com um torque de 10 Ncm e as leituras também foram gravadas. Essas medições foram repetidas por cinco vezes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as tensões geradas pelos cilindros de paládio-prata e/ou de cobalto-cromo. No entanto, existiram diferenças com relação à qualidade da tensão. A deformação gerada pelo aperto dos parafusos dos cilindros de cobalto-cromo foi de compressão e o aperto dos parafusos dos cilindros de paládio-prata gerou forças de compressão e tração.

Nissan et al. (2010) realizaram um estudo de análise da transferência de carga e distribuição da tensão em próteses esplintadas e não esplintadas. Para tal, foi utilizado um bloco de resina fotoelástica (PML-4B), no qual foram instalados três

implantes de plataforma regular, com 12 mm de comprimento. As infraestruturas utilizadas para o estudo foram confeccionadas em cobalto-cromo. Dois grupos distintos foram formados: Grupo 1, três coroas esplintadas e, Grupo 2, três coroas não esplintadas. Dois *strain gauges* foram posicionados nas regiões lingual e vestibular de cada um dos implantes e um terceiro *strain gauge* foi colado na cervical das infraestruturas. Previamente ao teste, as coroas eram fixadas com cimento provisório em seus respectivos pilares. Cada grupo passou por quinze repetições de carga estática de 20 kg. A carga foi aplicada, simultaneamente, no centro de cada coroa. Em cada repetição, os *strain gauges* aferiam e gravavam as tensões da região óssea peri-implantar e da cervical das infraestruturas. Os resultados mostraram que a soma de tensões na região peri-implantar do Grupo 1 foi maior do que a soma de tensões do Grupo 2 (3348 $\mu\epsilon$ e 998 $\mu\epsilon$, respectivamente). Em contraste, o Grupo 2 apresentou maior soma de tensões na região cervical das infraestruturas, quando comparado ao Grupo 1 (756 $\mu\epsilon$ e 186 $\mu\epsilon$, respectivamente). Baseados nesses resultados, os autores concluíram que o conceito de esplintagem dos elementos, com intuito de diminuir as tensões na estrutura óssea, deve ser reavaliado e que a relevância clínica do estudo dever ser investigada por meio de estudos clínicos em longo prazo.

Albarracín (2011) realizou uma pesquisa com o objetivo de verificar a deformação gerada no intermediário e no osso peri-implantar de coroas unitárias implantossuportadas, após aplicação de carga. Foi utilizado um modelo de poliuretano, simulando o osso mandibular, com um implante hexágono externo de 3,75 mm x 13 mm de comprimento, no qual foi fixado um intermediário *Multi-Unit*. O trabalho apresentou três grupos com quatro corpos de prova cada, divididos de acordo com o tipo de cilindro e liga de fundição (cilindro de ouro sobrefundidos com liga de PdAg, cilindro de CoCr usinado sobrefundidos com a liga de NiCoCr, cilindro de acrílico fundido com a liga de NiCoCr). Cada corpo de prova foi submetido à aplicação de carga axial de 300N, em uma máquina de ensaio universal. A força foi aplicada no centro da oclusal de cada coroa. Foram realizadas leituras das deformações geradas no intermediário e no poliuretano, com o uso de extensômetros lineares elétricos, os quais foram colados em três faces do intermediário e nas superfícies mesial, vestibular, distal e lingual do osso simulado ao redor do implante. Os resultados do estudo demonstraram que a utilização dos

três tipos de cilindro não altera o resultado final de distribuição de tensão no intermediário, após o carregamento. Adicionalmente, as coroas confeccionadas com cilindro de CoCr usinado tiveram o comportamento mais estável, com relação à uniformidade, na distribuição das tensões no intermediário e no osso simulado, quando comparados a outros dois grupos (cilindros de Au e Calcinável).

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

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

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

3 Proposição

A proposta deste trabalho foi avaliar quantitativamente, com o auxílio de extensômetros elétricos, a deformação média gerada na região peri-implantar, simulada em poliuretano, nos seguintes momentos: 1) ao aplicar a pré-carga, usando torque de 32 Ncm; e, 2) ao aplicar uma carga axial estática de 300N. Foram utilizados elementos unitários UCLA com diferentes desadaptações unilaterais angulares (50, 100 e 200 micrometros) visando:

- verificar a influência das diferentes desadaptações na deformação da região peri-implantar no momento da pré-carga (torque 32Ncm) do parafuso;
- verificar a influência das diferentes desadaptações na deformação da região peri-implantar, frente a carga estática de 300N;
- correlacionar a deformação peri-implantar gerada após a pré-carga de 32Ncm e da carga axial de 300N, com a teoria de Frost (1994).

4 Material e Métodos

4 Material e Métodos

Antes de iniciar este capítulo é importante ressaltar que este estudo foi realizado em parceria com a Faculdade de Engenharia Mecânica UNESP-Bauru e com a Faculdade de Odontologia da UNESP – Araçatuba.

4.1 Amostra

Para realizar o estudo, as amostras foram divididas em quatro grupos, representados por quatro infraestruturas cada, com diferentes desadaptações unilaterais angulares, sendo eles:

- **Grupo A:** Adaptado;
- **Grupo B:** 50 micrometros de desadaptação angular por vestibular;
- **Grupo C:** 100 micrometros de desadaptação angular por vestibular;
- **Grupo D:** 200 micrometros de desadaptação angular por vestibular.

Cada infraestrutura foi assentada em seu respectivo implante (SIN – Sistema de Implante Nacional, hexágono externo, plataforma regular 4,1 mm x 15 mm de comprimento) e cada grupo foi representado por quatro amostras (n=4). Cada implante recebeu quatro *strain gauges* (KFG -02-120-C1-11, *Strain Gages – Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd.*, Tóquio, Japão) na sua porção peri-implantar, a qual foi dividida de acordo com suas devidas faces vestibular, distal, lingual e mesial. Cada *strain gauge* recebeu uma numeração adequada à sua posição, denominada canal (Figura 2).

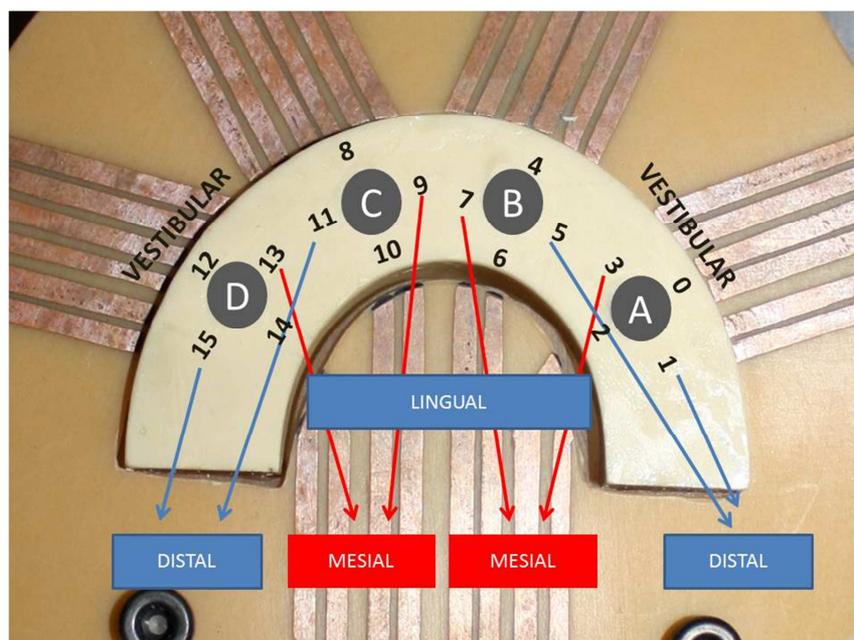


Figura 2 – Mapeamento dos grupos e seus respectivos *strain gauges*: Canal 0, Vestibular implante grupo A (adaptado); Canal 1, Distal do implante grupo A (adaptado); Canal 2, Lingual do implante grupo A (adaptado); Canal 3, Mesial do implante grupo A (adaptado); Canal 4, Vestibular do implante grupo B (50 μm); Canal 5, Distal do implante grupo B (50 μm); Canal 6, Lingual do implante grupo B (50 μm); Canal 7, Mesial do implante grupo B (50 μm); Canal 8, Vestibular do implante grupo C (100 μm); Canal 9, Mesial do implante grupo C (100 μm); Canal 10, Lingual do implante grupo C (100 μm); Canal 11, Distal do implante grupo C (100 μm); Canal 12, Vestibular do implante grupo D (200 μm); Canal 13, Mesial do implante grupo D (200 μm); Canal 14, Lingual do implante grupo D (200 μm); Canal 15, Distal do implante grupo D (200 μm)

4.2 Confeção das infraestruturas

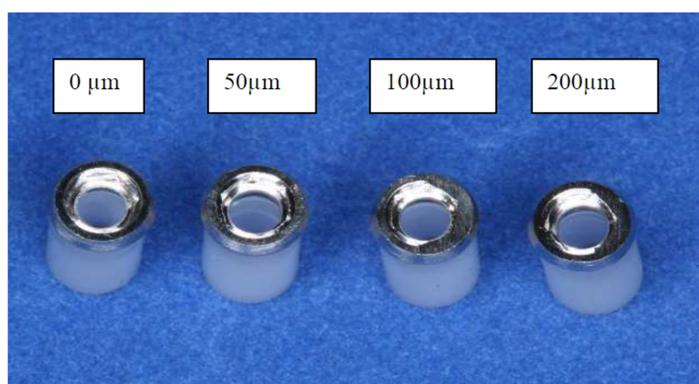
As infraestruturas usadas neste trabalho foram utilizadas em um estudo prévio (ASSUNÇÃO et al., 2010) e gentilmente cedidas pelo professor Dr. Wirley Assunção, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba (UNESP – Araçatuba-SP).

Dezesseis infraestruturas metálicas foram selecionadas e confeccionadas com 16 pilares UCLA hexagonais, usinados em liga de cobalto/cromo (CoCr) (EUCLA 406, SIN - Sistema de Implante, São Paulo, Brasil). Esses pilares foram especialmente preparados em uma mesa de seno magnética, com passo polar fino (GIN-Chan Machinery Co., Ltd – China), onde as desadaptações de 50, 100 e 200 μm foram confeccionadas (Figuras 3, 4 e 5).



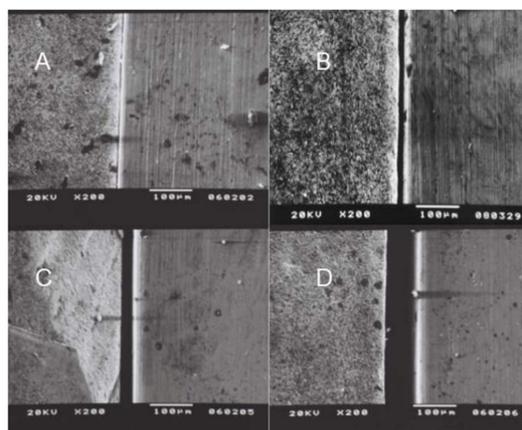
Fonte: Assunção, 2007

Figura 3 – Sequência de preparação dos pilares UCLA, com a criação das desadaptações angulares (biseis) unilaterais de 50 μm , 100 μm e 200 μm



Fonte: Assunção, 2007

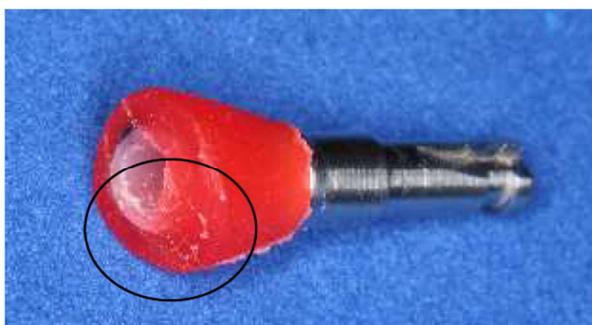
Figura 4 – Imagem de amostras dos pilares UCLA, com e sem as desadaptações angulares unilaterais criadas



Fonte: Assunção, 2007

Figura 5 – Fotomicrografia da interface coroa-implante das amostras dos grupos A, B, C e D, respectivamente Adaptado, 50, 100 e 200 micrometros

Foram seccionadas as coifas plásticas destes pilares, os quais foram encerados conicamente com resina acrílica autopolimerizável (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, USA) até as dimensões de 8 mm de altura por 8 mm de largura em seu maior diâmetro, com um *slice* de 30° na superfície oclusal (ponto de aplicação da carga de fadiga no estudo prévio, conforme Assunção, 2007), na face oposta àquela da desadaptação (Figura 6). A fim de obter enceramentos semelhantes, todas as coroas foram confeccionadas com base em uma matriz de silicone (Zetalabor, Zhermack – Badia Polesina, Italy), confeccionada após um enceramento inicial (Figura 7).



Fonte: Assunção, 2007

Figura 6 – Amostra de coroa encerada, posicionada em um análogo para confecção da matriz de silicone, para enceramento similar das demais coroas. *Slice* para posicionamento da ponta aplicadora do carregamento em evidência



Fonte: Assunção, 2007

Figura 7 – Confeção do pilar, enceramento padronizado realizado na matriz de silicone para obtenção de coroas similares

Após o enceramento, as coroas foram incluídas em revestimento fosfatado (*Flash*, CNG Soluções Protéticas Ltda., São Paulo, Brasil) e, em seguida, fundidas em liga de Co-Cr (*StarLoy C*, *DeguDent GmbH – Rodenbacher Chaussee 4 – Wolfgang, Germany*), pela técnica da cera perdida. Posteriormente à fundição, a eliminação do revestimento fosfatado foi realizada por meio de jateamento com óxido de alumínio (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil). Para a limpeza das infraestruturas foi utilizado monômero de resina acrílica (*Jet*, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil). Assim feito, as infraestruturas foram lavadas com água em abundância e secas com jatos de ar.

4.3 Confeção da base de Poliuretano (PU)

Para simular o tecido ósseo, uma base de poliuretano (PU) (F-16, Axon-Cergy, França), composta por dois líquidos, o Polioliol (A) e o Isocianato (B) foi confeccionada, utilizando-se uma matriz metálica em forma de “U”.

Como as infraestruturas deste trabalho foram preparadas para um estudo prévio, a confecção da base de PU foi realizada mediante o conjunto infraestrutura/implante já montado. Primeiramente, foi definida a posição dos implantes na futura base de PU. Para isso, foi utilizada uma placa de acetato com a espessura de dois milímetros, na qual quatro pontos foram marcados (um para cada implante), respeitando-se as distâncias de 14 mm entre os implantes e 7 mm da borda interna e externa da futura base de PU. Cada ponto foi perfurado com uma broca de 5 mm de diâmetro. Essas perfurações deram condições de posicionar as infraestruturas com as desadaptações voltadas para o lado vestibular, conferindo melhor arranjo dos *strain gauges* com relação às quatro faces da infraestrutura (vestibular, distal, lingual e mesial), assim como o correto posicionamento do conjunto no plano horizontal. Para tal, foram utilizadas duas linhas guias, uma representando a borda externa da futura placa de PU e a outra representando a posição dos *strain gauges* da face vestibular de cada implante (Figura 8).

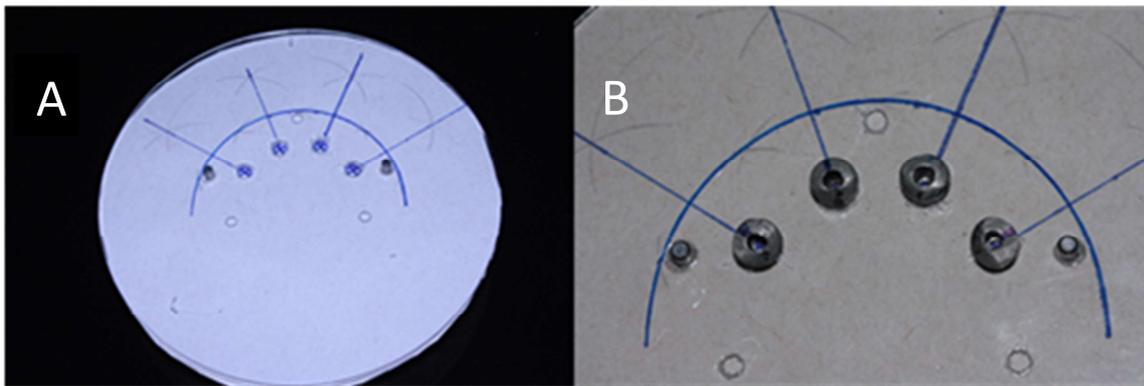


Figura 8 – ^{A)} Confeção das marcações para correto posicionamento das infraestruturas; ^{B)} detalhe das marcações realizadas com as infraestruturas posicionadas

Posteriormente, a placa de acetato foi acoplada à matriz metálica e o conjunto infraestrutura/implante foi montado com um parafuso do componente de transferência para moldeira aberta do pilar tipo UCLA (SIN Sistema de Implante Nacional). Assim feito, o conjunto infraestrutura/implante foi adaptado e estabilizado na ponta ativa da haste do delineador (Bioart Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, SP, Brasil) por meio do parafuso de transferência. Dessa forma, todo o conjunto foi levado a sua respectiva perfuração na placa de acetato (Figura 9A). Uma vez posicionado, o conjunto foi estabilizado com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda. São Paulo, SP; Brasil), antes da sua remoção da haste do delineador o que assegurou o paralelismo entre os implantes (Figura 9B).

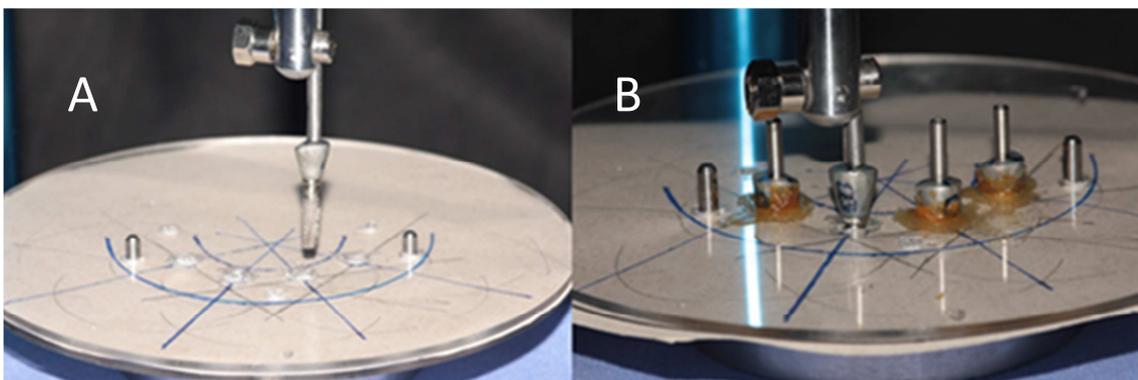


Figura 9 - ^{A)} Posicionamento do conjunto infraestrutura/implante na placa de acetato; ^{B)} estabilização do conjunto com cera pegajosa na placa de acetato

Todo o sistema (matriz/placa/implantes) foi selado com Cera 7 (Asfer Indústria Química Ltda., São Paulo, SP, Brasil) antes de vazar o PU, para evitar o extravasamento do material (Figura 10). Em seguida, o PU foi pesado, manipulado de acordo com as instruções do fabricante e vazado na matriz metálica (Figura 11A). Após 24 horas de espera, a base de PU, com os implantes já inseridos, foi retirada da matriz metálica (Figura 11B). Uma tomografia foi realizada para verificar o paralelismo entre os implantes (Figura 12).

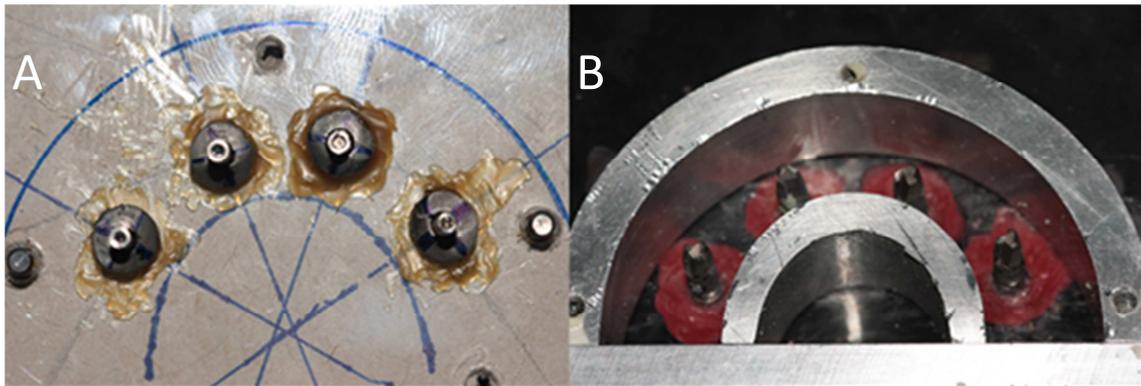


Figura 10 – ^{A)} Vista superior das infraestruturas assentadas na placa de acetato antes do vazamento do PU; ^{B)} vista da parte inferior da matriz mostrando a vedação dos espaços com cera tipo 7

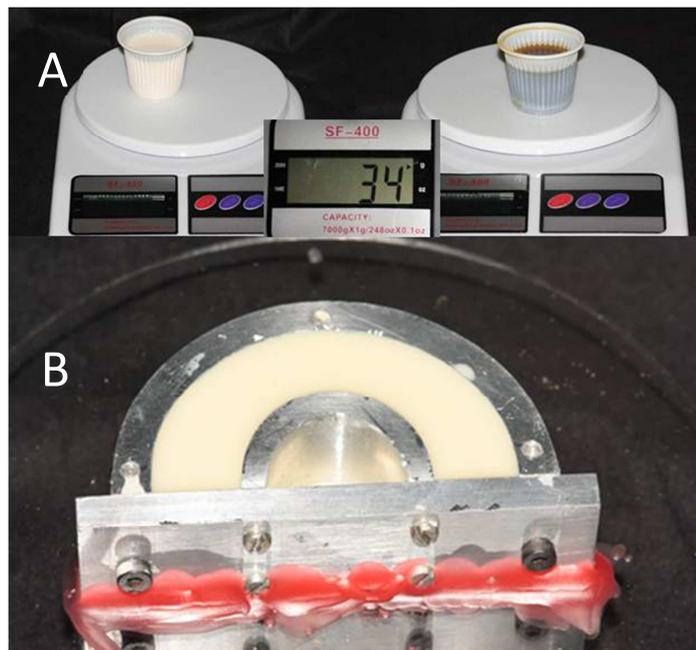


Figura 11 – ^{A)} Pesagem do PU para manipulação (Poliol lado esquerdo e Isocianato lado esquerdo); ^{B)} PU após o vazamento na matriz metálica

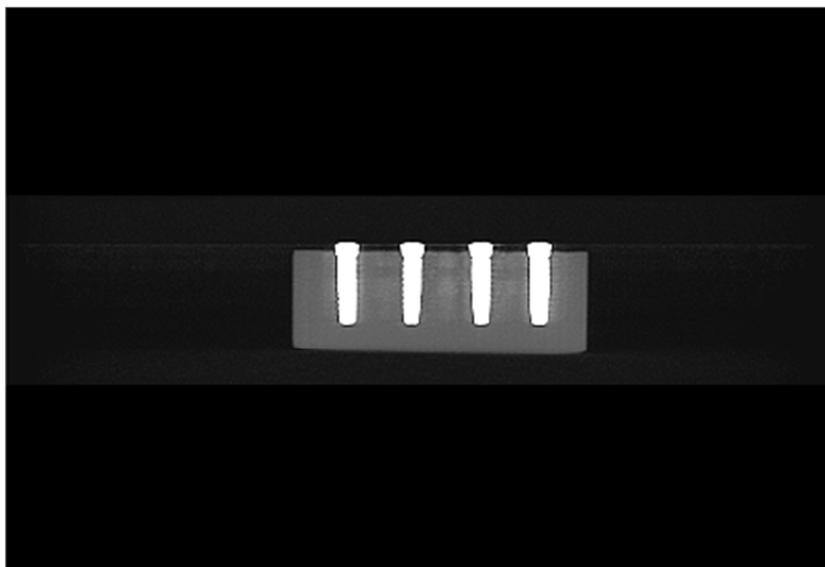


Figura 12 – Imagem digitalizada do experimento, após a realização da tomografia, para conferir o paralelismo entre os implantes

4.4 Confeção da base estabilizadora do experimento

Para estabilizar a base de PU nos testes de pré-carga e carga, foi confeccionada uma base de apoio, dividida em duas partes:

- na parte inferior, uma placa de alumínio de 10 cm de largura por 25 cm de comprimento e 5 mm de espessura, com duas aberturas de 5 cm largura por 3cm de comprimento em suas extremidades. Essa placa teve a função de auxiliar o posicionamento de todo o aparato no centro da infraestrutura, bem como a ponta ativa da haste principal da EMIC (Máquina de ensaios universal, DL 500, Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, São José dos Pinhais, PR), impedindo os movimentos verticais da base de PU no momento dos testes;
- na parte superior da placa de metal, foi confeccionada uma placa em resina acrílica (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil), de acordo com a forma da base de PU, com a função de justapor a base internamente, impedindo assim os movimentos horizontais (rotacionais) (Figura 13). A placa e a matriz

de resina foram fixadas uma à outra, por meio de três parafusos localizados na parte inferior da base de alumínio.

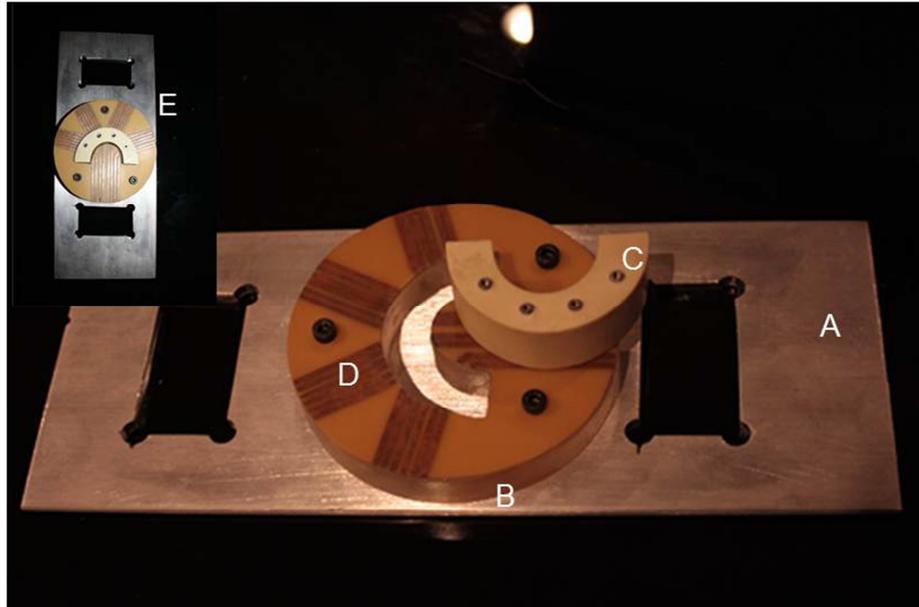


Figura 13 – ^{A)} Placa de metal confeccionada para o posicionamento da base do experimento na EMIC; ^{B)} Base de resina acrílica. ^{C)} Base de PU após a remoção da matriz metálica. ^{D)} Placa de circuito. ^{E)} Detalhe da base de PU acomodada à base estabilizadora do experimento

4.5 Confeção da placa de circuito e posicionamento dos *strain gauges*

Para confeccionar a placa de circuito foi usada uma chapa de cobre, a qual foi recortada, seguindo-se a forma da base de resina acrílica. Posteriormente, os trajetos (canais) de cobre foram traçados com uma caneta (Pilot, ponta 2 mm). Assim feito, a placa foi levada para uma imersão em solução de perclorato de ferro (Suetoku Ltda., São Paulo), durante 10 minutos, para a remoção do excesso de cobre. Após esse passo, a placa de circuito foi limpa com água, seca e afixada à matriz de resina acrílica, por três parafusos (Figura 13).

A base de poliuretano foi limpa com acetona, para remoção de resíduos, e inserida em seu respectivo local (Figura 13) para a colagem dos *strain gauges*, os quais foram posicionados de acordo com o planejamento prévio (Figura 2). Toda a extensão do trajeto (canal) de cobre foi recoberta por solda (estanho), para evitar

Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo UCLA, submetidos a pré-carga e carga axial: estudo in vitro

4 Material e Métodos

interferências (Figura 14A). Na parte externa da placa de circuito, foram soldados cabos (Cabo Manga Antex 6x26 AWG) e instalados conectores de metal em suas extremidades; cada cabo foi conectado em seu respectivo canal e numerado de acordo com sua posição (Figura 14B). Utilizando-se uma cola à base de cianoacrilato (*Strain Gage Cement CC – 33 A -Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd.*, Tóquio, Japão), os extensômetros foram colados de acordo com o planejamento inicial (Figura 15).

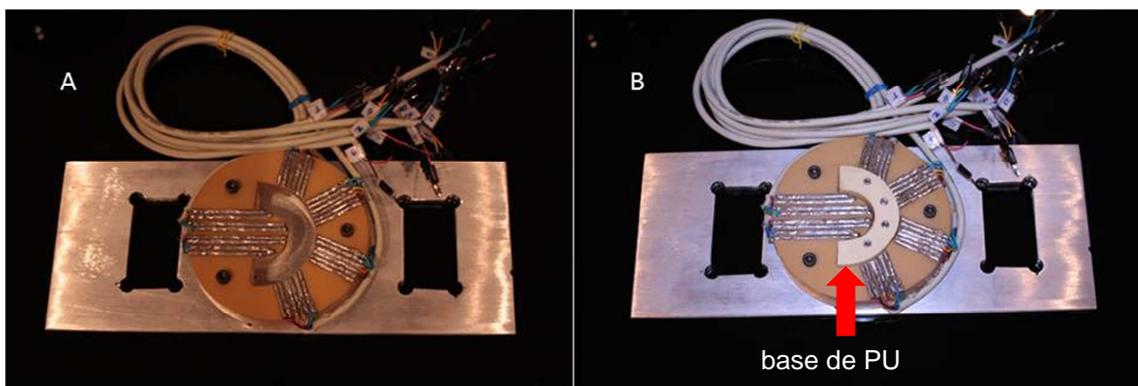


Figura 14 – A) Placa estabilizadora com a fiação instalada e os conectores devidamente numerados;
B) base de PU anexada à placa estabilizadora antes da colagem dos *strain gauges*

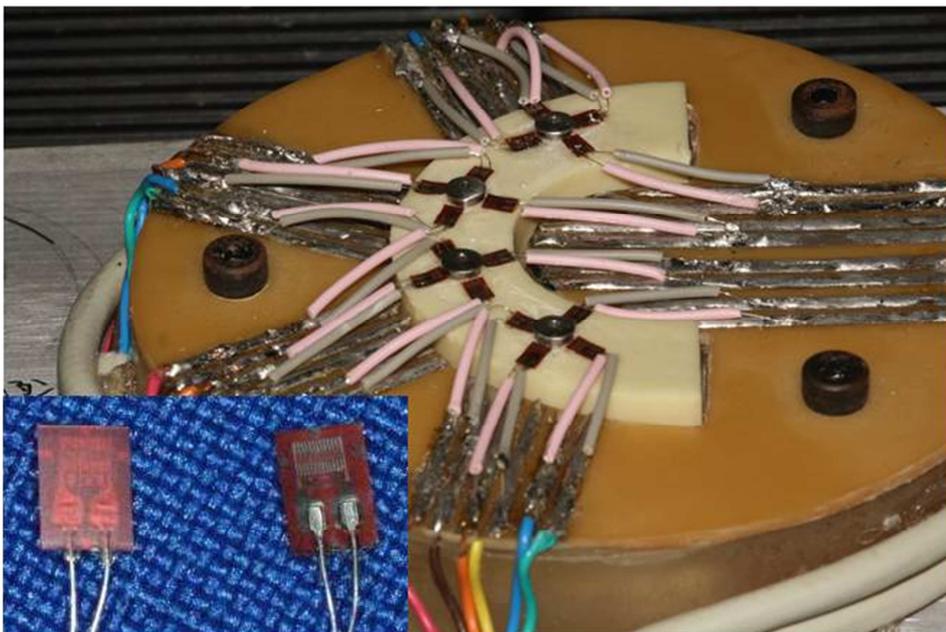


Figura 15 – Experimento com os *strain gauges* posicionados e colados. Detalhe das superfícies inferior e superior dos extensômetros

4.6 Realização dos testes

4.6.1 Teste de pré-carga

Após a montagem, a base do experimento foi posicionada e estabilizada na máquina de ensaios universal EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda.) (Figura 16).



Figura 16 – Experimento posicionado na EMIC para os testes de pré-carga e carga, detalhe do parafuso usado para estabilizar e manter a base na mesma posição durante as repetições dos testes

Os cabos referentes a cada *strain gauge* foram conectados ao seu respectivo canal, no dispositivo de aquisição de dados (NIDAQ-9172, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA) (Figura 17), que tinha a função de medir os sinais analógicos de deformação dos extensômetros e transmiti-los para um

Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo UCLA, submetidos a pré-carga e carga axial: estudo in vitro

Vinicius Cappo Bianco

4 Material e Métodos

computador com processador Intel Celerom M, 512 MB, por meio de uma conexão USB 2.0.

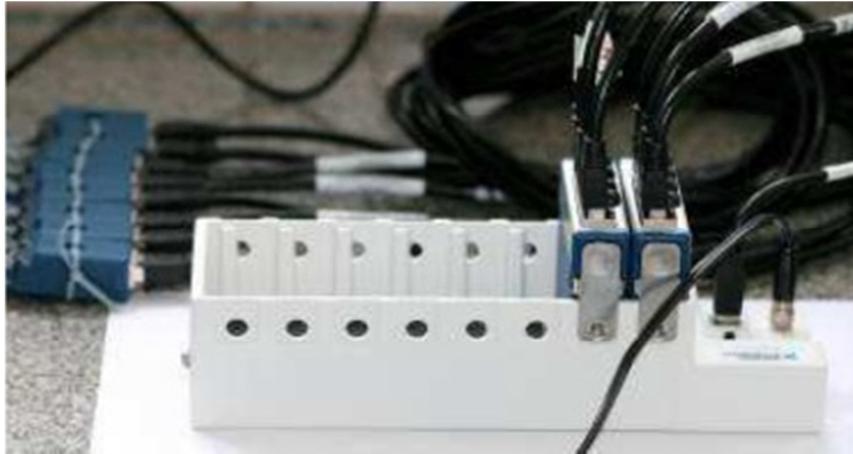


Figura 17 - Dispositivo de aquisição de dados com os cabos referentes aos canais dos *strain gauges* conectados

No computador, os sinais elétricos eram convertidos em sinais digitais e, dessa forma, os dados eram visualizados pelo programa LabVIEW 8.1 para Windows (*National Instruments Corp.*, Austin, Texas, USA) (Figura 18) e os valores numéricos da deformação sofrida no modelo de PU eram obtidos.

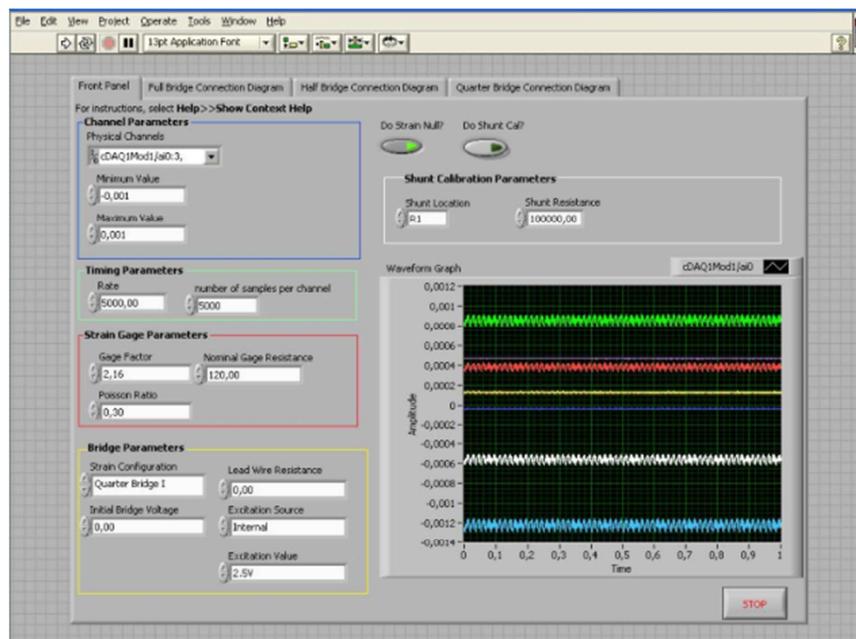


Figura 18 – Interface do programa LabView durante a aquisição dos dados

Após cada infraestrutura ser posicionada sobre os seus respectivos implantes, no modelo de PU, os parafusos de titânio eram apertados com uma chave hexagonal manual até oferecerem resistência, para confirmação da adaptação da infraestrutura. Em seguida, um torque de 32 Ncm era realizado por meio do dispositivo eletrônico de controle de torque (*Nobel Biocare Torque Controller™*, Gotemburgo, Suécia) (Figuras 19 e 20) e as deformações geradas, no tempo de cinco minutos, eram gravadas e salvas pelo *LabVIEW*. Esse procedimento foi repetido cinco vezes em cada infraestrutura. A cada troca do espécime, o parafuso de conexão era substituído por um novo.



Figura 19 – Torquímetro eletrônico *Nobel Biocare™ Torque Control*

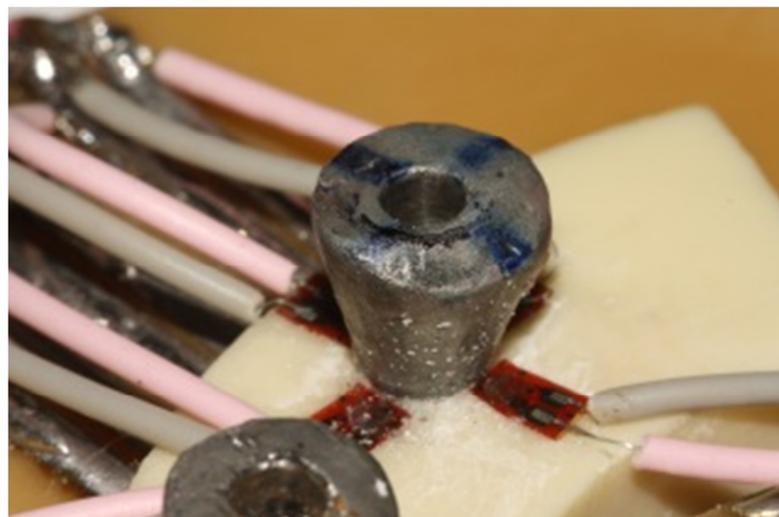


Figura 20 – Infraestrutura após a realização do torque de 32Ncm (Grupo A; Espécime 1)

4.6.2 Teste de aplicação da carga axial de 300N

O teste de compressão foi realizado logo após o teste de pré-carga, aproveitando, desta forma, os mesmos parafusos de conexão, assim como a mesma posição da base do experimento, previamente acoplada à EMIC. A força escolhida para realização do teste foi de 300 N, de acordo com os valores de força de mordida encontrados por Akça, Uysal e Çehreli (2006) para próteses implantossuportadas. A máquina de ensaios atuou em conjunto com o software instalado em um microcomputador e um sistema de instrumentação eletrônica dotado de canais de medição de forças.

Cada infraestrutura recebeu cinco aplicações de carga axial de 300 N no centro da superfície oclusal, a uma velocidade de 0,5 mm/minuto (Figura 21); em cada aplicação, a leitura da microdeformação gerada no modelo de PU ao redor dos implantes foi captada pelos extensômetros colados nas faces vestibular, distal, lingual e mesial. Por meio do *LabVIEW* 8.1, as tensões eram visualizadas no monitor do computador e armazenadas, obtendo-se dados numéricos de microdeformação ($\mu\epsilon$) com uma frequência de 20 MHz.



Figura 21 – Aplicação da carga axial estática (300N) nas infraestruturas (Grupo A; Espécime 1)

4.7 Coleta dos dados

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

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

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

Como as unidades de medida de ΔL e L são as mesmas, pode-se entender que a deformação específica é uma medida adimensional, isto é, não representa uma unidade. Indica apenas que o número por ele representado refere-se a um valor de deformação específica ou a uma porcentagem de deformação. A medida de deformação fornecida pelos extensômetros é representada por “*micro strain*” ($\mu\epsilon$), em que o *micron* (μ) corresponde à potência de 1×10^{-6} ou 0,000001.

Os extensômetros constituem-se resistências elétricas, nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito elétrico de ponte de Wheatstone. Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados. Esta, por sua vez, transforma os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador. Através do programa *LabVIEW 8.1* para *Windows* (*National Instruments Corp.*, Austin, Texas, USA), os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real.

Após a conexão da infraestrutura no implante, com torque de 32 Ncm, os extensômetros realizaram a medida dos valores respectivos à tensão sofrida pelo

modelo de poliuretano após o apertamento dos parafusos e mediante a carga de compressão de 300 N. Todos os dados foram gravados no computador, como arquivos de extensão TXT. Em seguida, transferidos como arquivos de extensão XLS para o programa EXCEL, a fim de que fosse realizada a análise e seleção dos dados.

Os valores de deformação medidos por cada um dos extensômetros lineares elétricos passaram por três fases distintas:

- na fase inicial, ocorre variação de baixa magnitude, que corresponde ao período compreendido entre o momento em que se liga a aparelhagem e o momento de estabilização das leituras; esta variação é da ordem de +16,648 a -16,648 $\mu\epsilon$ e corresponde ao limite de sensibilidade dos extensômetros lineares elétricos;
- na fase intermediária, observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que se inicia o aperto dos parafusos até atingir o torque de 32 Ncm; a deformação é crescente em função do tempo;
- na fase final, os valores de deformação se estabilizam e permanecem num patamar de deformação máxima para a carga aplicada.

Foram realizadas cinco repetições para o aperto dos parafusos e para o teste de compressão, para cada corpo de prova. As leituras foram realizadas a uma frequência de 20 MHz, por um período de 5 minutos corridos, após o início do aperto dos parafusos e da carga. Durante este período, o programa forneceu em torno de 500 leituras de deformação, para cada experimento. Para efeito de cálculo da deformação média final, foram utilizados os 100 últimos valores coletados, os quais corresponderam à terceira fase de aquisição de dados, quando as leituras de deformação estavam estabilizadas.

4.8 Análise dos dados

Inicialmente, os valores numéricos obtidos pela coleta de dados via *strain gauges* foram expressos por tração (valores positivos) e compressão (valores

Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo UCLA, submetidos a pré-carga e carga axial: estudo in vitro

negativos). A média final dos valores positivos e negativos, representada em *microstrain* ($\mu\epsilon$), e o desvio padrão de cada uma das cinco repetições realizadas em cada infraestrutura dos grupos A, B, C e D, submetidos a pré-carga (32 Ncm) e carga (300 N), estão apresentados no Apêndice A.

Para a realização dos testes estatísticos, foram utilizados os valores absolutos, ou seja, os sinais referentes ao tipo de tensão (compressão e tração) na região peri-implantar foram eliminados, pois a intenção foi efetuar uma análise quantitativa e não qualitativa dos valores da deformação.

Foram gerados gráficos, simulando a região peri-implantar dos grupos e testes realizados, para facilitar a visualização dos valores de deformação (Apêndice B). A escala numérica usada para elucidar a quantidade de tensão sofrida na região foi desenvolvida e baseada na máxima média obtida pelas leituras realizadas nos testes de pré-carga e carga (1979,91 $\mu\epsilon$).

Para a análise dos dados do experimento quanto às possíveis interações entre as variáveis presentes no estudo, foram realizados dois testes estatísticos para cada situação (pré-carga e carga). Para verificar a presença de diferenças estatisticamente significantes, foi utilizada a análise de variância (ANOVA) a dois critérios, em que a primeira variável é o tipo de adaptação da infraestrutura e, a segunda variável, a localização do extensômetro na região peri-implantar (distal, lingual, mesial, vestibular). O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%. Posteriormente, o Teste de Tukey foi aplicado para verificar diferenças estatisticamente significantes entre os grupos e as faces do mesmo grupo.

5 Resultados

As Tabelas 1 e 2 apresentam os resultados do teste ANOVA entre os quatro grupos, para os dados obtidos na mensuração das tensões durante a pré-carga e carga.

Tabela 1 – Teste ANOVA a dois critérios para a transformação logarítmica das médias absolutas entre os quatro grupos com diferentes adaptações e suas respectivas faces (vestibular, mesial, lingual e distal), na mensuração das tensões durante a pré-carga (32Ncm)

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Adaptação	3	12	1,8008	0,0346	52,0802	0,00000
Face	3	36	0,5700	0,0359	15,8895	0,00000
Interação	9	36	0,2848	0,0359	7,9396	0,00000

Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*

Tabela 2 – Teste ANOVA a dois critérios para a transformação logarítmica das médias absolutas entre os quatro grupos com diferentes adaptações e suas respectivas faces (vestibular, mesial, lingual e distal) na mensuração das tensões durante a carga (300N)

Fonte de Variação	Graus de Liberdade		Quadrado Médio		"F"	Probabilidade
	Efeito	Resíduo	Efeito	Resíduo		
Adaptação	3	12	0,8039	0,0469	17,1479	0,00012
Face	3	36	3,3315	0,09260	35,9775	0,00000
Interação	9	36	1,6746	0,09260	18,0841	0,00000

Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*

Nas Tabelas 3 a 6 estão dispostos os dados da análise do Teste Tukey, para a comparação das faces (vestibular, distal, lingual e mesial) entre os quatro grupos (variável adaptação, Tabelas 3 e 5), assim como comparação entre as faces (vestibular, distal, lingual e mesial, Tabelas 4 e 6) no mesmo grupo, nos testes de pré-carga e carga; o nível de significância escolhido foi de 5%.

5 Resultados

Tabela 3 – Teste de Tukey para comparação das faces (vestibular, distal, lingual e mesial) entre grupos (A= adaptado, B= 50 μ m, C= 100 μ m e D= 200 μ m) teste pré-carga

FACES	Grupo A		Grupo B		Grupo C		Grupo D	
	Médias ($\mu\epsilon$)	Desvio Padrão						
Vestibular	26,01 ^b	\pm 7,73	11,41 ^a	\pm 4,67	60,00 ^c	\pm 13,65	30,64 ^{bc}	\pm 8,13
Distal	79,47 ^b	\pm 25,19	14,93 ^a	\pm 7,46	129,27 ^b	\pm 38,71	106,5 ^b	\pm 68,23
Lingual	42,49 ^a	\pm 14,40	31,37 ^a	\pm 11,31	39,73 ^a	\pm 11,31	21,94 ^a	\pm 2,13
Mesial	77,66 ^b	\pm 8,51	8,40 ^a	\pm 3,36	170,28 ^b	\pm 104,87	202,08 ^b	\pm 179,83

Os valores horizontais com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa. Nível de significância 0,05

A média e o desvio padrão dos valores absolutos em *microstrain* ($\mu\epsilon$) – excluindo os sinais negativos e positivos – de cada uma das cinco repetições realizadas em cada infraestrutura dos grupos A, B, C e D submetidos à pré-carga (32 Ncm) e carga (300 N), estão apresentados nas Tabelas 4 e 6 e Gráficos 1 e 2.

Tabela 4 – Teste de Tukey para comparação entre as faces (vestibular, distal, lingual e mesial) no mesmo grupo (A= Adaptado, B= 50 μ m, C= 100 μ m e D= 200 μ m) teste pré-carga

FACES	Vestibular		Distal		Lingual		Mesial	
	Médias ($\mu\epsilon$)	Desvio Padrão						
Grupo A	26,01 ^a	\pm 7,73	79,47 ^b	\pm 25,19	42,49 ^{ab}	\pm 14,40	77,66 ^b	\pm 8,51
Grupo B	11,41 ^a	\pm 4,67	14,93 ^{ab}	\pm 7,46	31,37 ^b	\pm 11,31	8,39 ^a	\pm 3,36
Grupo C	60 ^{ab}	\pm 13,65	129,27 ^b	\pm 38,71	39,73 ^a	\pm 11,31	170,28 ^b	\pm 104,87
Grupo D	30,64 ^a	\pm 8,13	106,5 ^b	\pm 68,23	21,94 ^a	\pm 2,13	202,08 ^b	\pm 179,83

Os valores horizontais com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa. Nível de significância 0,05

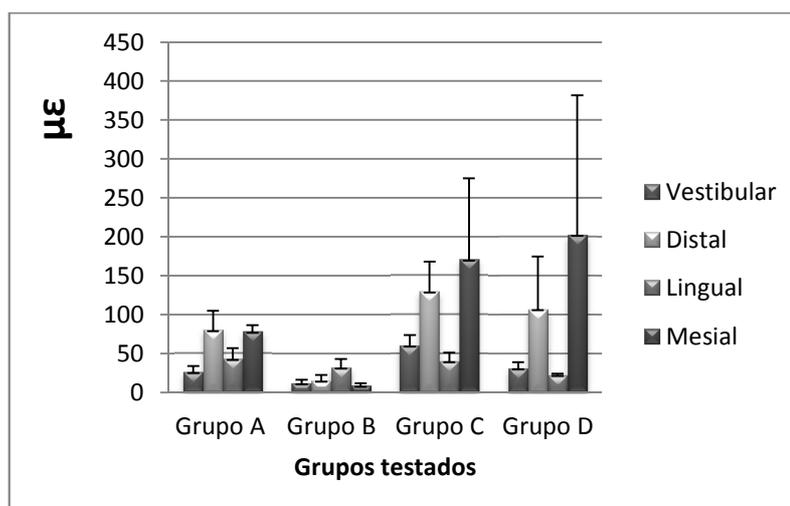


Gráfico 1 – Médias e Desvio Padrão dos Grupos A, B, C e D submetidos à pré-carga (32Ncm), valores absolutos

Tabela 5 – Teste de Tukey para comparação das faces (vestibular, distal, lingual e mesial) entre grupos (A= adaptado, B= 50µm, C= 100µm e D= 200µm) teste carga

Fases	Grupo A		Grupo B		Grupo C		Grupo D	
	Médias (µε)	Desvio Padrão	Médias (µε)	Desvio Padrão	Médias (µε)	Desvio Padrão	Médias (µε)	Desvio Padrão
Vestibular	168,93 ^a	±19,23	161,21 ^a	±11,40	142,03 ^a	±13,90	96,07 ^a	±92,00
Distal	891,48 ^a	±320,00	798,99 ^a	±89,20	1470,17 ^{ab}	±544,27	1979,91 ^b	±643,02
Lingual	579,34 ^b	±513,00	589,04 ^b	±119,50	253,86 ^b	±207,73	9,04 ^a	±4,90
Mesial	234,51 ^b	±148,05	15,84 ^a	±7,20	1374,44 ^c	±605,00	515,23 ^{bc}	±312,52

Os valores horizontais com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa. Nível de significância 0,05

Tabela 6 – Teste de Tukey para comparação entre as faces (vestibular, distal, lingual e mesial) no mesmo grupo (A= adaptado, B= 5⁰µm, C= 100µm e D= 200µm), teste carga

Fases	Vestibular		Distal		Lingual		Mesial	
	Médias (µε)	Desvio Padrão	Médias (µε)	Desvio Padrão	Médias (µε)	Desvio Padrão	Médias (µε)	Desvio Padrão
Grupo A	168,93 ^a	±19,23	891,48 ^a	±320,00	579,34 ^a	±513,00	234,51 ^a	±148,05
Grupo B	161,21 ^b	±11,40	798,99 ^c	±89,20	589,04 ^c	±119,50	15,84 ^a	±7,20
Grupo C	142,03 ^a	±13,90	1470,17 ^b	±544,27	253,86 ^a	±207,73	1374,44 ^b	±605,00
Grupo D	96,07 ^b	±92,00	1979,91 ^c	±643,02	9,04 ^a	±4,90	515,23 ^c	±312,52

Os valores horizontais com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa. Nível de significância 0,05

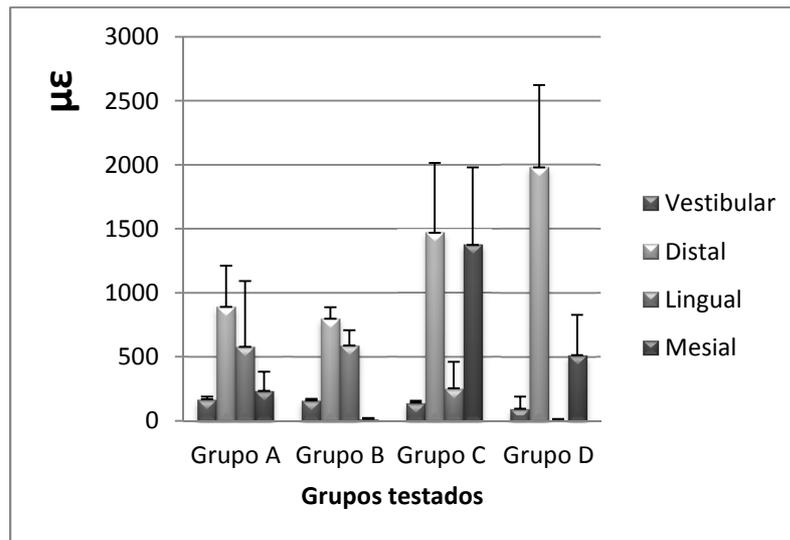


Gráfico 2 – Médias e Desvio Padrão dos Grupos A, B, C e D submetidos à carga (300N), valores absolutos

6 Discussão

Diferentemente dos dentes, os implantes possuem um movimento limitado. Assim, a hipótese do assentamento passivo das próteses sobre os implantes tem sido proposta como pré-requisito para manutenção da osseointegração em longo prazo, por evitar o acúmulo de tensões no osso. Porém, segundo Karl et al. (2005), os procedimentos usados para a confecção das próteses são incapazes de prover tal passividade. Entre os fatores que levam à falta de passividade e/ou desadaptações em próteses sobre implantes estão: o processo de moldagem, o processo de fabricação dos componentes, assim como os processos laboratoriais. Tal diferença no comportamento dos implantes, com relação aos dentes, gerou uma série de estudos voltados para a avaliação da biomecânica entre o conjunto prótese/implante/osso, sobretudo os efeitos de diferentes desenhos de infraestruturas (NISSAN et al., 2010) tipo plataformas (CHUN et al., 2006), materiais e métodos de confecção (OYAGUE et al., 2012), recobrimento das próteses (GRANDO, 2003; TIOSSI et al. 2012) e diferentes tipos de desadaptações (ASSUNÇÃO et al., 2010; WINTER et al., 2010).

Segundo Frost (2004), as tensões mecânicas sofridas pela ação das forças oclusais podem ter efeitos positivos ou negativos no tecido ósseo. No momento em que um implante recebe carga, o estresse é transferido para o osso e a maior tensão causada, a partir dessa carga, será na porção coronal do osso de suporte. Esta é a consequência de um princípio mecânico, indicando que quando dois materiais estão em conexão e um recebe carga, o estresse será maior onde ambos têm o primeiro contato (ISIDOR, 2006). Hipoteticamente, as células ósseas respondem a essa deformação gerada pelo estresse mecânico. Acredita-se que o limite fisiológico para essa deformação seja de 100 a 1500 $\mu\epsilon$, ou seja, entre este intervalo, ocorre um equilíbrio entre as tensões geradas e a remodelação óssea. A tensão entre 1500 até 3000 $\mu\epsilon$ é considerada uma sobrecarga moderada (FROST, 1994). No entanto, é muito complexo quantificar clinicamente a magnitude e direção das forças oclusais, o que leva a uma dificuldade em correlacionar a carga oclusal e a falha dos implantes (ISIDOR, 2006). Além disso, o tecido ósseo não é homogêneo e suas propriedades físicas variam muito, de acordo com as características de cada

indivíduo, tipo de osso (cortical e/ou medular) e localização (mandíbula ou maxila) (KATZ, 1995). Por isso, para a padronização dos testes, é necessário empregar materiais com características elásticas isotrópicas e que, ao mesmo tempo, tenham módulo de elasticidade semelhante ao da região estudada. A utilização desses materiais é de fundamental importância para o estudo biomecânico de simulações numéricas (BONNET; POSTAIRE; LIPINSKI, 2009), assim, para este estudo, foi utilizado o poliuretano, material que apresenta características semelhantes ao osso trabecular (MIYASHIRO et al., 2010; MORETTI NETO et al., 2011), no que diz respeito ao seu módulo de elasticidade.

As microdeformações registradas pelos extensômetros elétricos são valores extremamente pequenos; desta forma, a compressão ou a tração relativa é expressa em $\mu\epsilon$ (microdeformação ou *microstrain*), que corresponde a $10^{-6} \epsilon$. Mil unidades de microdeformação (1.000 $\mu\epsilon$) correspondem à deformação de 0,1% da estrutura estudada (FROST, 1994; WISKOTT; BELSER, 1999). De acordo com Rubo e Souza (2001), a extensometria é a melhor opção para avaliações experimentais, devido à precisão na captação dos dados. Os registros de microdeformação podem ser caracterizados qualitativamente; assim, as forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo e as forças de tração recebem como prefixo o sinal positivo. Como os sinais caracterizam as forças deformantes, para a análise estatística utilizamos, nesta pesquisa, os valores absolutos. Para a realização dos testes estatísticos, a quantidade de deformação sofrida pelo corpo estudado é mais importante do que a qualidade da deformação (tração ou compressão), por essa razão somente os valores absolutos de deformação foram utilizados (KARL et al., 2008).

Com base em estudos prévios (RANGERT et al., 1995; RUBO; SOUZA, 2001; SAHIN et al., 2002; CONRAD; SCHULTE; VALEE, 2008; RUBO; SOUZA, 2010; DJEBBAR et al., 2010), constatou-se que são vários os fatores que interferem na distribuição de forças entre o conjunto prótese/implante/osso. Entre eles estão: comprimento, número, geometria, diâmetro e angulação dos implantes, assim como, material de confecção das próteses, assentamento da infraestrutura, localização no arco, direção e magnitude das forças oclusais aplicadas nas próteses e condição do arco opositor (dentes x implantes).

Os testes de pré-carga e carga realizados neste estudo visaram correlacionar o efeito das desadaptações na deformação peri-implantar captada via *strain gauges*, a fim de elucidar as implicações deletérias que a falta de passividade causada pelos desajustes das infraestruturas protéticas em próteses unitárias pode causar no tecido ósseo ao redor dos implantes. Como se pode observar nas Tabelas 3 e 4 há diferença significativa, tanto entre as faces das infraestruturas do mesmo grupo quanto dentre as faces entre os grupos, quando submetidas à pré-carga ($p < 0,05$). Porém, os grupos A e B apresentaram médias de deformação menores, quando comparado às médias dos grupos C e D. As médias do Grupo A variaram de 26,01 $\mu\epsilon$ (na face vestibular) a 79,47 $\mu\epsilon$ (na face distal) no teste de pré-carga. Já o Grupo B apresentou médias entre 11,41 $\mu\epsilon$ (na face vestibular) e 31,37 $\mu\epsilon$ (na face lingual), no torque (32Ncm). O Grupo C apresentou médias entre 39,73 $\mu\epsilon$ (na face lingual), e 170,28 $\mu\epsilon$ (na face mesial). Por fim, o grupo D apresentou uma variação de médias entre 21,94 $\mu\epsilon$ (na face lingual) e 202,08 $\mu\epsilon$ (na face mesial), na pré-carga. Nota-se um padrão na deformação peri-implantar dos grupos C e D, cujo maior nível de tensão se encontrava em suas faces proximais (mesial e distal). A Tabela 3 mostra que não há diferença significativa entre as quatro faces dos grupos C e D, quando comparadas entre si ($p < 0,05$). O Gráfico 1 mostra que as tensões geradas pelo pré-torque na região peri-implantar, nos grupos A e B, apresentaram médias que estão praticamente ao nível ou abaixo do limiar de Tensão Mínima Efetiva (TME) ou “Janela de desuso” sugerida por Frost (1994); no entanto, os grupos C e D exibiram deformações mais altas, alcançando a “Janela fisiológica” (Frost 1994), sobretudo em suas faces proximais (mesial e distal).

Os resultados do teste de carga (Tabelas 5 e 6) mostraram que houve diferença significativa, tanto entre as faces das infraestruturas do mesmo grupo quanto dentre as faces entre os grupos – com exceção do Grupo A, que não apresentou diferenças estatisticamente significativas em suas faces. Da mesma forma não houve diferença estatisticamente significativa na face vestibular dos quatro grupos ($p < 0,05$). De acordo com a estatística, houve uma distribuição uniforme das tensões ao redor do implante do Grupo A (Adaptado). No entanto, estatisticamente, os grupos B, C e D (50, 100 e 200 μ de desadaptação, respectivamente) não apresentaram uniformidade na distribuição de tensões entre suas faces. Observou-se, no Grupo B, que a tensão em suas faces vestibular e mesial apresentaram

diferenças significantes, enquanto as faces distal e lingual – nas quais se encontravam os maiores níveis de tensão – não apresentaram diferenças significantes ($p < 0,05$) (Tabela 6). Os grupos C e D apresentaram os maiores níveis de tensão em suas faces proximais, não existindo diferenças estatísticas entre si ($p < 0,05$). Os menores níveis de deformação encontrados nesses últimos grupos, no entanto, localizavam-se em suas faces vestibular e lingual (Tabela 5). Esses valores sugerem que houve um deslocamento das infraestruturas dos grupos C e D para o lado da face da desadaptação, tendo em vista o padrão das deformações geradas em torno da região peri-implantar de ambos os grupos. Próteses unitárias sobre implante em regiões posteriores apresentam um risco maior de sofrer flexão (*bending overload*) da sua estrutura, mediante a carga axial (RANGERT et al 1995; CONRAD; SCHUTLE; VALEE, 2008; MONTERO et al., 2012). Tal fenômeno está diretamente ligado à altura das coroas (>7 mm), diâmetro da plataforma e desadaptações das infraestruturas. Basicamente, mediante a carga axial, ocorre um desvio do longo eixo da estrutura protética, em relação ao eixo vertical dos implantes, fazendo com que a estrutura se desloque no momento da carga, o que pode levar a um aumento da tensão óssea na região peri-implantar ou até mesmo à fratura do implante (RANGERT et al., 1995; CONRAD; SCHULTE; VALEE, 2008). Além disso, há o risco de destorção dos parafusos de conexão (ASSUNÇÃO et al., 2010; MONTERO et al., 2012) e um aumento da possibilidade de que eles fraturem, pois, com a flexão da infraestrutura, parte da tensão que deveria ser distribuída em torno da região peri-implantar será transferida para o parafuso de conexão (ASSUNÇÃO et al., 2010).

O Gráfico 3 mostra a deformação máxima em $\mu\epsilon$ de cada grupo submetido à carga (300N), correlacionando os resultados com a teoria de Frost (1994). Nota-se que os grupos A, B e C apresentaram a máxima deformação média (independentemente da face) dentro da “Janela fisiológica” (faixa verde), no entanto a máxima deformação gerada pela compressão no Grupo D alcança a faixa de deformação considerada como “Sobrecarga moderada” (faixa vermelha). Segundo Frost (1994; 2004), o tecido ósseo pode se adaptar a tensões que estão dentro desse intervalo, mediante a alteração da sua arquitetura, desde que tenha tempo suficiente para remodelação. Deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$ podem sobrecarregar os mecanismos de reparo ósseo, resultando em um acúmulo de microlesões, que

podem causar reabsorção óssea e a formação de tecido fibroso em torno dos implantes.

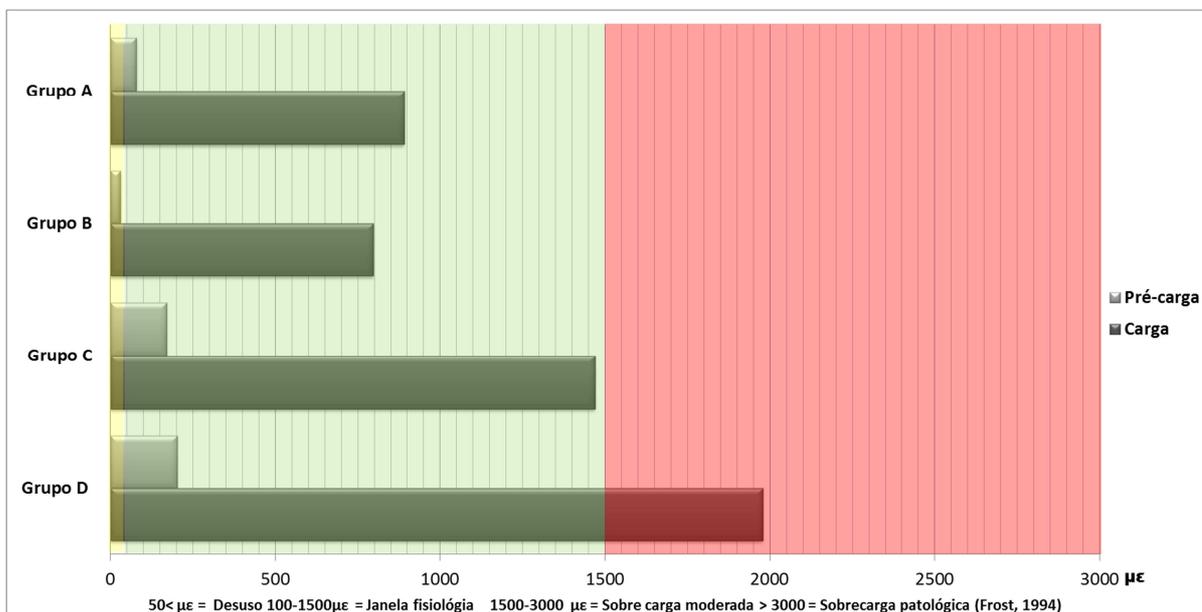


Gráfico 3 – Deformação máxima ($\mu\epsilon$) nos grupos A, B, C e D, mediante ao teste de pré-carga (32Ncm) e carga (300N), em correlação com a teoria de Frost (1994, 2004)

Sob a luz dos resultados previamente descritos, pode-se afirmar que houve um aumento da deformação na região peri-implantar – independentemente da face – conforme o acréscimo dos níveis de desadaptação, principalmente nos grupos C e D (100 e 200 μ , respectivamente), quando submetidos aos testes de pré-carga e carga. Os resultados também demonstraram que as desadaptações das infraestruturas influem diretamente na distribuição das tensões ao redor dos implantes, quando submetidos à carga. De acordo com Sahin et al. (2002) e Djebarr et al. (2010), a reabsorção óssea marginal em torno dos implantes pode estar relacionada com a falta de adaptação mecânica entre os elementos protéticos, aspecto que pode interferir na transferência eficaz das forças para o osso adjacente.

Os dados finais deste estudo vão ao encontro dos resultados de estudos experimentais semelhantes, os quais utilizaram diferentes metodologias para sua concretização. Natali et al (2006), utilizando o método de elemento finito 3D, mostraram que houve um aumento considerável das tensões na região óssea peri-implantar das simulações de próteses desadaptadas. Winter et al. (2010) utilizaram

análise via elementos finitos 3D para avaliar o efeito de diferentes desadaptações em próteses fixas suportadas por dois implantes. Os resultados demonstraram que, a tensão peri-implantar gerada pela carga era maior nas próteses que apresentavam desadaptações e concluíram que o mínimo de desadaptação angular entre *abutments* e os implantes pode gerar um aumento substancial da tensão óssea. Assunção et al (2010) realizaram um estudo com o mesmo intuito, porém, utilizando análise de elementos finitos 2D, e os resultados indicaram que, nas simulações das infraestruturas em que estavam contidas desadaptações, a tensão em todo sistema (parafuso de retenção, implante e osso) era maior, especialmente na região da plataforma dos implantes.

Como dito anteriormente, a perda de implantes pode estar relacionada à falta de passividade entre o conjunto prótese/implante. No entanto, as características biológicas, assim como os hábitos inerentes a cada indivíduo, devem ser levadas em consideração. Desta forma, a realização de estudos clínicos e experimentais pautados em diferentes metodologias, como extensometria, elementos finitos e fotoelasticidade, são de extrema importância para o maior entendimento do processo de perda óssea ao redor dos implantes dentários.

Com base nos resultados encontrados por este trabalho, recomenda-se a utilização da mesma metodologia para a realização de futuros estudos, visando avaliar a influência das desadaptações das infraestruturas de próteses unitárias na deformação peri-implantar mediante a carga oblíqua e também, a influência dos pontos de contato proximais de próteses unitárias submetidas a carga na deformação peri-implantar.

7 Conclusões

7 Conclusões

A partir dos resultados apresentados e analisados neste trabalho e, levando-se em consideração as limitações da metodologia utilizada, é possível concluir que:

- as desadaptações angulares em infraestruturas confeccionadas em componentes tipo UCLA influem no nível e na distribuição das tensões na região peri-implantar, quando submetidos a pré-carga de 32 Ncm;
- as desadaptações angulares em infraestruturas confeccionadas em componentes tipo UCLA influem no nível e na distribuição das tensões na região peri-implantar, quando submetidos a carga axial de 300 N;
- as infraestruturas dos grupos A, B, e C (adaptado, 50 μm e 100 μm de desadaptação, respectivamente) apresentaram suas máximas tensões dentro do limiar de tensão fisiológica sugerido por Frost (1994), quando submetidas a carga axial de 300 N. Entretanto, infraestruturas do Grupo D (200 μm de desadaptação) apresentaram a máxima tensão dentro da janela de sobrecarga moderada sugerida por Frost (1994), quando submetidas a carga axial de 300N;
- as deformações ao redor do implante aumentaram conforme o acréscimo do nível de desadaptação, destacadamente nos grupos C e D.

Referências

Referências

- ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, Copenhagen, v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec. 1981.
- AKÇA, K.; UYSAL, S.; CEHRELI, M. C. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin Oral Impl Res**, v. 17, n. 3, p. 331-336, 2006.
- ALBARRACÍN, M. L. **Avaliação da deformação na região peri-implantar em função da carga aplicada em coroas unitárias implantossuportadas parafusadas**. 2011. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.
- ALBREKTSSON, T. et al. The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. **Annals of Biomechanical Engineering**, New York, v. 11, n.1, p.1-27, 1983.
- ASSUNÇÃO, W. G. **Efeito da desadaptação angular unilateral na pré-carga de parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas submetidas a ensaio mecânico de fadiga**. Araçatuba, 2007. Tese (Livre Docência em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – UNESP, 2007.
- ASSUNÇÃO, W. G.; GENNARI-FILHO, H.; ZANIQUELLI, O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. **Implant Dent**, v. 13, n. 4, p. 358-366, Dec. 2004.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prosthesis. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v. 18, n. 7, p. 935-938, Oct. 2009.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Effect of Superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. **J Craniofac Surg**, v. 21, n. 3, p. 689-695, May 2010.
- BAHAT, O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 5, p.646-653, Sep/Oct. 2000.
- BAKAEEN, L. G.; WINKLER, S.; NEFF, P. A. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. **J Oral Implantol**, v. 27, n. 2, p.63-72, 2001.
- BARBOSA, G. A. S. et al. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 18,n. 2, p.139-143, 2007.

BARBOSA, G. F.; SOARES, R. B. G. Cilindro protético calcinável gera maiores tensões no parafuso protético? Uma análise pelo método de elementos finitos - FEA. **Revista Implant News**, v. 5, n. 5, p.497-501, 2008.

BIDEZ, M. W.; MISCH, C. E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J Oral Implantol**, Lawrence, v. 18, n. 3, p. 264-274, June 1992.

BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int J Prosthodont**, v. 8, n. 2, p. 162-178, Mar./Apr. 1995.

BONNET, A. S.; 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 food stuff position. **Med Eng Phys**, v. 31, n. 7, p. 806-815, Sept. 2009.

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

BRÅNEMARK, P. I. et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. **Scand J Plast Reconstr Surg**, Gotenburgo, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BRÅNEMARK, P. I.; ZARB G.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. **Quintessence**, Special edition for Nobelpharma, p. 268-271, 1987.

BRUNSKI, J. B. Biomechanics of dental implants. In: BLOCK, M. S.; KENT, J. N. (eds). **Endosseous implants for maxillofacial reconstruction**. Philadelphia: Saunders, p. 22-39, 1995.

BRUNSKI, J. B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dentalimplant interface. **Adv Dent Res**, v. 13, n.1, p. 99-119, June 1999.

BRYANT, S. R. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implants outcomes. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 11, n.5, p. 470-490, Sep/Oct. 1998.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, v. 71, n. 6, p. 592-599, June 1994.

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

CARLSON, B et al. A 1-Year clinical report of a one-piece implant abutment. **Int Journal Prosthodontics**, v. 14, n. 2, p. 159-163, Mar./Apr. 2001.

CARR, A. B.; BRUNSKI, J. B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 589-598, 1996.

- CHANG, C. L. et al. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization Method. **Medical Engineering & Physics**, v. 34, n. 7, p. 999-1008, 2012.
- CHUN, H. J. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 21, n. 2, p. 195-202, Mar./Apr. 2006.
- ÇİFTÇİ, Y.; CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed restorations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n.4, p.571-582, July/August 2000.
- CLELLAND, N.L.; et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for na implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 5, p.541-548, Oct. 1993.
- CLELLAND, N. L.; CARR, A. B.; GILAT, A. Comparison of strains transferred to a bone stimulant between as-cast and post soldered implant frameworks for a five implant supported fixed prosthesis. **J Prosthodont**, Copenhagen, v. 5, n. 3, p. 193-200, Sept. 1996.
- CONRAD, H. J.; SCHULTE, J.K.; VALEE, M. C. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: a clinical report. **J Prosthet Dent**, v. 99, n. 4, p.251-256, Apr. 2008.
- COSTA, M. D. et al. Análise comparativa da deformação gerada na região peri-implantar e no intermediário em função do aperto do parafuso protético em diferentes tipos de cilindros usinados e fundidos. **Revista Implant news**, v. 8, n. 3b-PBA, p. 87-92, 2011.
- CUMMINGS, J.; ARBREE, N. S. Prosthodontic treatment of patients receiving implants by predoctoral students: Five-year follow-up with the IMZ system. **J Prosthet Dent**, v. 74, n.1, p.56-59, July 1995.
- DAVIES, J. E. Mechanisms of endosseous integration. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 11, n.5, p.391-401, Sep./Oct. 1998.
- DJEBBAR, N. et al. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. **Materials and Design** v. 31, n. 4, p. 2097-2101, Apr. 2010.
- EKFELDT, A.; CARLSSON, G. E.; BORJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n.2, p.179-183, Mar./Apr. 1994.
- FALCÓN-ANTENUCCI, R. M. et al. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. **J Prosthodont**, v. 19, n. 5, p. 381-386, 2010.
- FROST, H. M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod**, Appleton, v. 64, n. 3, p. 175-188, June 1994.

- FROST, H. M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. **Angle Orthod**, Appleton, v. 74, n.1, p. 3-15, Feb. 2004.
- GIESEN, E. B. W. et al. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. **J Biomech**, v. 34, n. 6, p. 799-803, June 2001.
- GLANTZ, P. O. The choice of alloplastic materials for oral implants: does it really matter? **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 402-407, Sep./Oct. 1998.
- GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 2, p. 121-132, Aug. 2003.
- GRANDO, A.F. **Efeito do material de recobrimento na deformação sofrida por infraestruturas de próteses fixas implanto suportadas, utilizando extensômetros lineares elétricos**. 2003. 93 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.
- GRANT, B. T. N. et al. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: A retrospective study of 124 cases. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 67, n. 4, p.713-717, Apr. 2009.
- GUICHET, D. L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw or cementretained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 239-246, Mar./Apr. 2000.
- HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p.529-536, Sep./Oct. 1995.
- HECKMANN, S. M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit an In Vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implant Res**, v. 15, n. 4, p.466-473, Aug. 2004.
- HOLLWEG, H. et al. Deformation of implant abutments after framework connection using strain gauges. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 2, p. 125-132, Apr. 2012.
- ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of lightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, Larkfield, v. 3, n. 6, p. 247-253, Dec. 1995.
- ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Implants Res**, v. 17, n. S2, p. 8-18, Oct.2006.
- JACQUES, L. B. et al. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 7, p. 737-741, July 2009.
- JEMT, T. et al. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 6, n. 4, p.413-417, Winter 1991.

JEMT, T; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 11, n. 5, p. 620-625, Sept./Oct. 1996.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 6, n. 3, p.270-276, Fall 1991.

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; JOHANSSON, C. B. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 2, n. 3, p. 129-137, 2000.

JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. **Clin Oral Implants Res**, v. 6, n. 3, p. 172-180, Sept. 1995.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p.169-178, Mar./Apr. 1994.

KANO, S. C.; BINON P. P.; CURTIS, D. A. A classification system to measure the implant-abutment microgap. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 22, n. 6, p.879-885, Nov/Dec. 2007.

KARL, M. et al. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **J Prosthet Dent**, v. 93, n.1, p. 324-330, 2005.

KARL, M. et al. In vivo stress behaviour in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. **J Prosthodontics**, v. 15, n.1, p. 20-24, Jan. 2006.

KARL, M. et al. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 17, n.1, p. 3-8, Jan. 2008.

KATZ, J. L. Mechanics of hard tissue. In: BROZINO J. D. (ed.). **The Biomedical Engineering Handbook**. Boca Raton: CRC Press, 1995. p. 273-289.

KIM, Y. K. et al. Evaluation of peri-implant tissue in non-submerged dental implants: a multicenter retrospective study. **Oral and Maxillofacial Implants** v. 108, n. 2, p.189-195, Aug. 2009

KINSEL, R. P.; LIN, D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 6, p. 388-394, June 2009.

KOKE, U. et al. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J Oral Rehabilitation** v. 31, n. 5, p. 477-482, May 2004.

- KORIOTH, T. W. P.; JOHANN, A. R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. **J Prosthet Dent**, v. 89, n. 1, p. 67-72, July 1999.
- KOZLOVSKY, A. et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. **Clin Oral Impl Res**, v. 18, n. 5, p. 601-610, Oct. 2007.
- KRONSTRÖM, M. et al. Early implant failures in patients treated with Brånemark system titanium dental implants: A retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 201-207, Mar./Apr. 2001.
- KUNAVISARUT, C. et al. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. **J Prosthodont**, v. 11, n. 1, p. 30-40, Mar. 2002.
- LAINE, P. et al. Failed dental implants – clinical, radiological and bacteriological findings in 17 patients. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 33, n. 3, p. 212-217, June 2005.
- LEKHOLM, U.; ZARB, G. A. Patient selection and preparation. In: Brånemark, P. I.; Zarb, G. A.; Albrektsson, T. (eds). **Tissue integrated prostheses – Osseointegration in clinical dentistry**. 3rd. ed. Chicago: Quintessence, 1985. p. 199-209.
- LINDQUIST, L. W.; ROCKLER, B.; CARLSSON, G. E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 59, n. 1, p. 59-63, Jan. 1988.
- MEYER, U. et al. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. **Biomaterials**, v. 25, n. 10, p. 1959-1967, May 2004.
- MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J Dent Res**, Alexandria, v. 71, p. 529, 1992. (Abstract n. 108).
- MISCH, C. E.; QU, Z.; BIDEZ, M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 57, n. 6, p. 700-706, June 1999.
- MIYASHIRO, M. et al. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis – tension tests. **J Appl Oral Sci**, v. 19, n. 3, p. 244-248, May/June, 2010.
- MONTERO, J. et al. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. **Journal of Dentistry**, v. 40, n. 12, p. 1081-1089, Dec. 2012.
- MORETTI, R. F. **Avaliação da deformação do intermediário e região peri-implantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria**. 2010, 175 f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2010.

- MORETTI NETO, R. T. et al. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. **J Appl Oral Sci**, v. 19, n. 1, p. 47-51, May/June 2011.
- MURPHY W. M.; WILLIAMS K. R.; GREGORY M. C. Stress in bone adjacent to dental implants. **J Oral Rehabilitation**, Danvers, v. 22, n. 12, p. 897-903, Dec. 1995.
- NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 68, n. 6, p. 949-956, Dec. 1992.
- NATALI, N. A.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent Mat**, v. 22, n. 4, p. 388-395, Apr. 2006.
- NATALI, N. A.; CARNIEL, E. L.; PAVAN, P. G. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. **Dent Mat**, v. 24, n. 4, p. 561-569, Apr. 2008.
- NISHIOKA, R. S. et al. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. **J Appl Oral Sci**, v. 18, n. 3, p. 225-230, Jun. 2010.
- NISSAN, J. et al. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 37, n.9, p.658–662, September 2010.
- OH, T.J. et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol**, v. 73, n. 3, p. 322-333, Mar. 2002.
- O'MAHONY A. M. et al. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 415-421, Oct. 2000.
- OYAGUE, R.C. et al. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. **J Dent**, v. 40, n. 2, p. 123-130, 2012.
- PAPAVASILIOU, G. et al. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 76, n. 6, p. 633-648, Dec. 1996.
- PATERSON, E. A. et al. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 552-560, Sept./Oct.1995.
- PUGH, J. P.; ROSE, R. M.; RADIN, E. I. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. **J Biomechanics**, v. 6, n. 5, p. 475-485, Sept. 1973.

- RANGERT, B.; JEMT, T. M.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n. 3, p. 241-247, Fall 1989.
- RANGERT, B. et al. Bending Overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **JOMI on CD-ROM**, p.326-334, Mar. 1995.
- RUBO, J. H., et al. Finite element analysis of stress distribution on dental implants: a study of seven clinical variables. Part 1 – Stresses on implants, abutments and frameworks. **Int J Prosthodont**, v. 12, n. 6, p. 567, Nov./Dec. 1999. (Abstract n. 45).
- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados a Bioengenharia: solução de problemas de carregamento em prótese sobre implante. **Rev FOB, Bauru**, v. 9, p. 97-103, jul./dez. 2001.
- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. **Clin Dent Implant Relat Res**, v. 12, n. 2, p. 105-113, June 2010.
- RUNGSİYAKULL P. et al. Loading of a single implant in simulated bone. **Int J Prosthodont**, v. 24, n. 2, p. 141-143, 2011.
- SAHIN, S.; ÇEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.
- SAHIN, S.; ÇEHRELI, M. C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent**, v. 30, n. 7-8, p. 271-282, Sept./Nov. 2002.
- SANZ, M. et al. Histo-pathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Brånemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. A histometric and ultrastructural study. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 2, n. 3, p. 128-134, July 1991.
- SCHWARTZ, Z.; BOYAN, B. D. Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface. **J Cell Biochem**, v. 56, n. 3, p. 340-347, Nov. 1994.
- SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p. 19-27, Jan./Feb. 1997.
- SHACKLETON, J. et al. Prosthodontic complications and problems of fixture supported prostheses. **J Dent Res**, v. 71, n. 4, p. 1113, Apr. 1992. (Abstract n. 89).
- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.
- SPIEKERMANN, H. et al. Biomechanics. In: _____. **Implantology: Color Atlas of Dental Medicine**. New York: Thieme Medical Publishers, 1995. p. 81-89.
- SPIEKERMANN, H. et al. **Implantologia - Atlas Colorido de Odontologia**. Porto Alegre: Artes Médicas, 2000.

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

SYKARAS, N. et al. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 5, p. 675-690, Sept./Oct. 2000.

SZMUKLER-MONCLER, S. et al. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. **Clin Oral Implants Res**, v. 11, n. 1, p. 12-25, Feb. 2000.

TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R.; VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: current perspectives and future directions. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 1, p.66-75, Jan./Feb. 2000.

TIOSSI, R. et al. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. **J Prosthodont Res**, v. 56, n. 1, p. 25-31, Jan. 2012.

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

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 1, p.19-31, Jan./Feb. 1993.

WILLIAM, K. R. et al. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int**, v. 21, n. 7, p. 563-570, July 1990.

WINTER, W. et al. Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a three-dimensional finite element analysis based on experimental results. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 5, p. 947-952, Sep./Oct. 2010.

WISKOTT, H. W. A.; BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strain generated in the surrounding bone. **Clin Oral Impl Res**, v. 10, n.6, p. 429-444, Dec. 1999.

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

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

Referências

ZITZMANN, N. U.; MARINELLO, C. P. Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part II: Clinical findings. **J Prosthet Dent**, v. 83, n. 4, p. 434-442, Apr. 2000.

APÊNDICE A - Valores numéricos obtidos na coleta de dados via *strain gauges*, expressos por tração (valores positivos) e compressão (valores negativos).

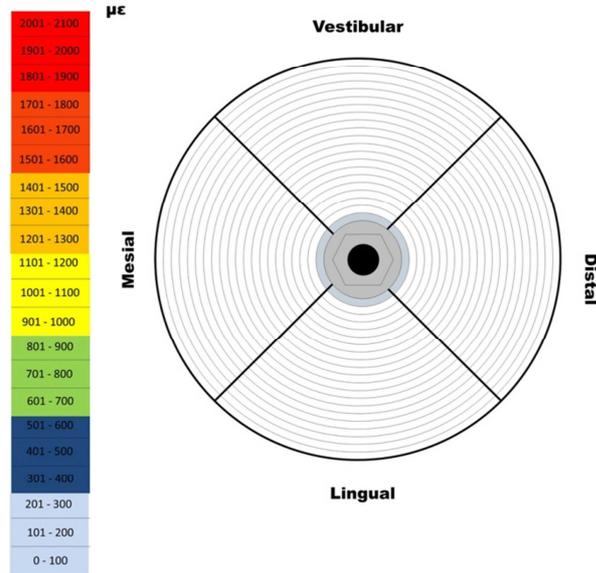
Tabela A – Média ($\mu\epsilon$) e Desvio Padrão dos grupos submetidos na pré-carga (valores brutos)

Pré-carga			
	Strain Gauges	Média (Micro Strain)	Desvio Padrão
Grupo A	0	9,26	8,65
	1	-11,25	58,86
	2	-38,19	19,76
	3	-6,93	58,21
Grupo B	4	5,42	5,99
	5	2,22	11,87
	6	26,85	12,71
	7	-8,40	3,37
Grupo C	8	45,67	6,35
	9	46,98	106,74
	10	10,27	32,20
	11	-160,87	119,51
Grupo D	12	16,50	7,78
	13	-20,90	128,32
	14	14,68	4,52
	15	-123,54	243,91

Tabela B – Média ($\mu\epsilon$) e Desvio Padrão dos grupos submetidos à carga de 300 N (valores brutos)

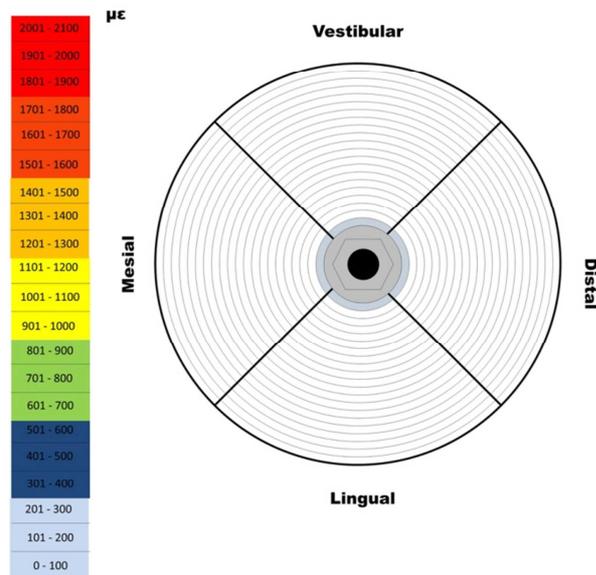
Carga de 300 N			
	Strain Gauges	Média (Micro Strain)	Desvio Padrão
Grupo A	0	-168,94	19,24
	1	-891,49	320,00
	2	-579,343	512,89
	3	-234,52	148,06
Grupo B	4	161,22	11,40
	5	-798,99	89,19
	6	-589,05	119,47
	7	15,84	7,21
Grupo C	8	142,04	13,89
	9	-1462,55	555,53
	10	72,78	208,03
	11	-1374,45	604,95
Grupo D	12	-79,50	107,48
	13	-1979,91	643,03
	14	4,67	5,93
	15	441,89	434,71

APÊNDICE B - Gráficos simulando a região peri-implantar dos grupos e testes realizados



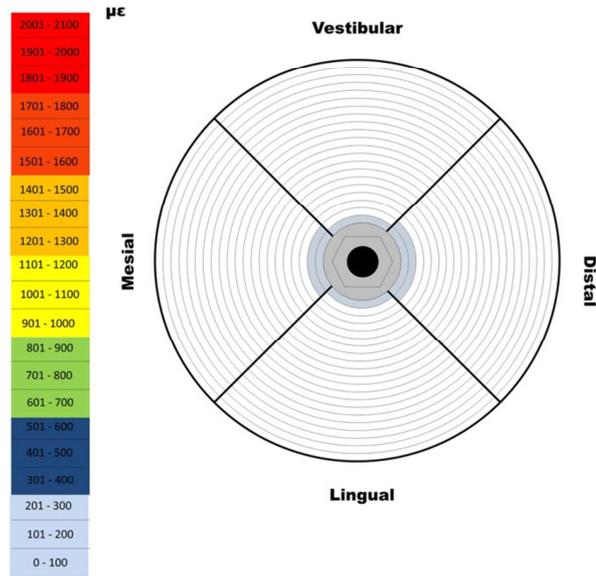
Valores médios absolutos: vestibular 26,01 µε, distal 79,47 µε, lingual 42,49 µε e mesial 77,66 µε.

Gráfico A – Representação gráfica das médias das tensões (µε) vestibular, distal, lingual e mesial referentes ao Grupo A submetido a pré-carga (32N)



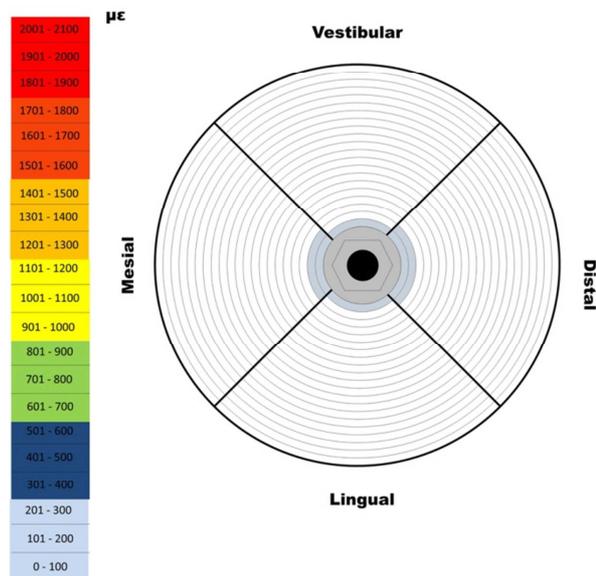
Valores médios absolutos: vestibular 11,41 µε, distal 14,93 µε, lingual 31,37 µε e mesial 8,40 µε

Gráfico B – Representação gráfica das médias das tensões (µε) vestibular, distal, lingual e mesial, referentes ao Grupo B submetido à pré-carga (32N)



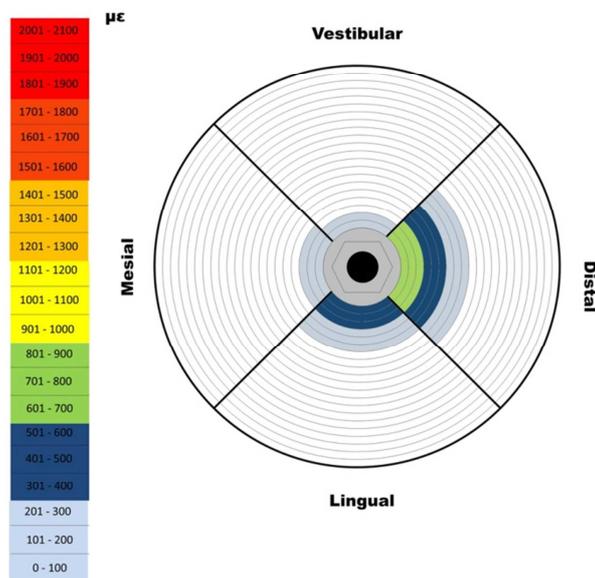
Valores médios absolutos: vestibular 60,00 $\mu\epsilon$, distal 129,27 $\mu\epsilon$, lingual 39,73 $\mu\epsilon$ e mesial 170,28 $\mu\epsilon$.

Gráfico C – Representação gráfica das médias das tensões ($\mu\epsilon$) vestibular, distal, lingual e mesial, referentes ao Grupo C submetido à pré-carga (32N).

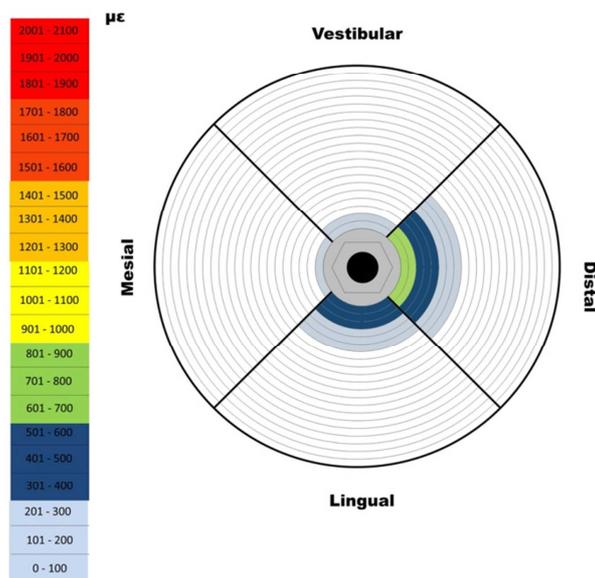


Valores médios absolutos: vestibular 30,64 $\mu\epsilon$, distal 106,50 $\mu\epsilon$, lingual 21,94 $\mu\epsilon$ e mesial 202,08 $\mu\epsilon$.

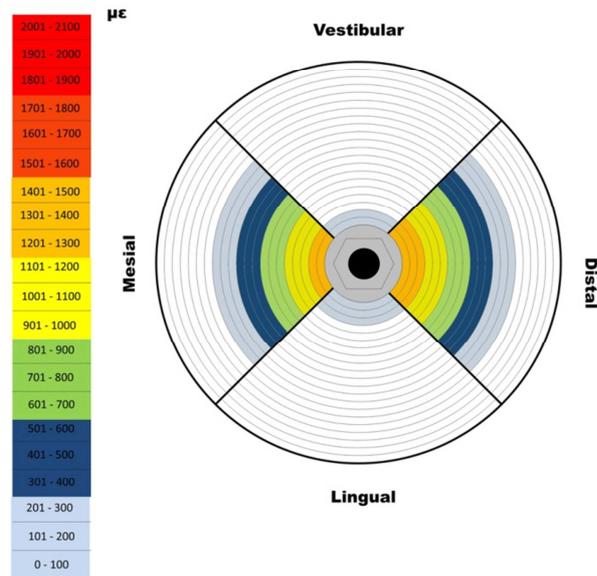
Gráfico D – Representação gráfica das médias das tensões ($\mu\epsilon$) vestibular, distal, lingual e mesial, referentes ao Grupo D submetido à pré-carga (32N).



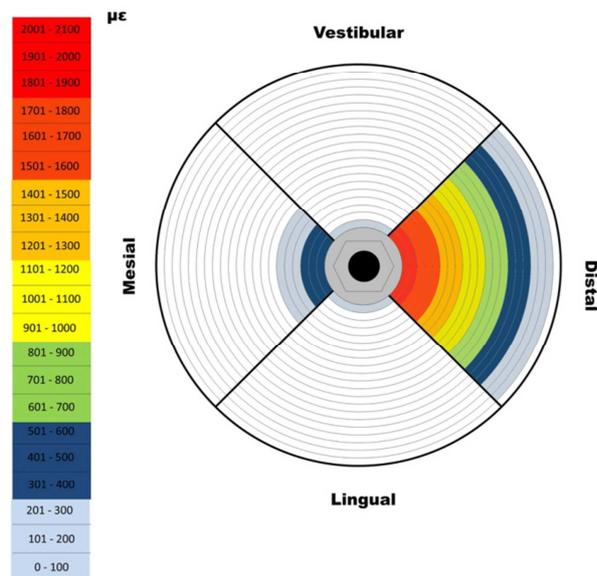
Valores médios absolutos: vestibular 168,94 $\mu\epsilon$, distal 891,49 $\mu\epsilon$, lingual 579,34 $\mu\epsilon$ e mesial 234,52 $\mu\epsilon$
 Gráfico E – Representação gráfica das médias das tensões ($\mu\epsilon$) vestibular, distal, lingual e mesial referentes ao Grupo A submetido à carga (300N)



Valores médios absolutos: vestibular 161,22 $\mu\epsilon$, distal 798,99 $\mu\epsilon$, lingual 589,05 $\mu\epsilon$ e mesial 15,84 $\mu\epsilon$
 Gráfico F – Representação gráfica das médias das tensões ($\mu\epsilon$) vestibular, distal, lingual e mesial referentes ao Grupo B submetido à carga (300N)



Valores médios absolutos: vestibular 142,04 $\mu\epsilon$, distal 1470,18 $\mu\epsilon$, lingual 253,86 $\mu\epsilon$ e mesial 1374,45 $\mu\epsilon$
 Gráfico G – Representação gráfica das médias das tensões ($\mu\epsilon$) vestibular, distal, lingual e mesial referentes ao Grupo C submetido à carga (300N)



Valores médios absolutos: vestibular 96,08 $\mu\epsilon$, distal 1979,91 $\mu\epsilon$, lingual 9,05 $\mu\epsilon$ e mesial 515,23 $\mu\epsilon$
 Gráfico G – Representação gráfica das médias das tensões ($\mu\epsilon$) vestibular, distal, lingual e mesial referentes ao Grupo D submetido a carga (300N)