



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

LEANDRO RUIVO DE SANTIS

**ESTUDO COMPARATIVO DAS TENSÕES E
MICRODEFORMAÇÕES AO REDOR DE PILARES
PROTÉTICOS MICROUNIT E UCLA SOB CARREGAMENTO
AXIAL ESTÁTICO**

2015

LEANDRO RUIVO DE SANTIS

**ESTUDO COMPARATIVO DAS TENSÕES E MICRODEFORMAÇÕES
AO REDOR DE PILARES PROTÉTICOS MICROUNIT E UCLA SOB
CARREGAMENTO AXIAL ESTÁTICO**

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós- Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2015

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Rodrigo Tiossi

UEL – Univ Estadual de Londrina

São José dos Campos, 09 de dezembro de 2015.

“Tudo que é sonho tem que ter verdade.”

AMI

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	6
LISTA DE QUADROS E TABELAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	12
ABSTRACT	13
1- INTRODUÇÃO	14
2- REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1- Biomecânica do implante	19
2.2- Ucla e intermediário convencional	27
2.3- Extensometria	35
2.4- Fotoelasticidade	44
3- PROPOSIÇÃO	52
4- MATERIAL E MÉTODOS	53
4.1- Confeção do modelo experimental	55
4.1.1- Obtenção dos blocos de poliuretano	54
4.1.2- Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos.....	58
4.2- Obtenção do padrão da estrutura em resina acrílica	62
4.3- Inclusão e fundição do padrão de resina	65
4.3.1- Acabamento da estrutura metálica	68
4.4- Obtenção dos blocos em resina fotoelástica	69
4.5- Colagem dos extensômetros	73
4.6- Aplicação de cargas	75
4.7- Análise fotoelástica qualitativa	76
4.7.1- Captura de imagem	79
4.8- Delineamento experimental	82

4.9- Análise estatística	82
5- RESULTADOS	83
5.1-Análise fotoelástica qualitativa.....	86
6- DISCUSSÃO	92
7- CONCLUSÃO.....	102
8- REFERÊNCIAS.....	103
APÊNDICES.....	111

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Matriz metálica desmontada.....	56
Figura 2 – Primeira montagem da matriz metálica.....	56
Figura 3 – Obtenção do corpo do bloco de poliuretano	56
Figura 4 – Segunda montagem da matriz metálica.....	57
Figura 5 – Obtenção da base do bloco de poliuretano	57
Figura 6 – Bloco de poliuretano	58
Figura 7 – Fresas helicoidais utilizadas nas perfurações.....	59
Figura 8 – Index para padronização das perfurações.....	59
Figura 9 – Index de perfuração em posição.....	59
Figura 10 – Realização das perfurações dos implantes	60
Figura 11 – Finalização da instalação do implante com catraca cirúrgica	60
Figura 12 – Instalação dos implantes nos blocos 1 e 2	61
Figura 13 – Bloco 1: Pilares protéticos microunit retos instalados.....	61

Figura 14 – Bloco 2: Pilares protéticos ucla instalados.....	61
Figura 15 – Componente 1 da matriz dos padrões em resina	63
Figura 16 – Componente 2 da matriz dos padrões em resina	63
Figura 17 – Sobreposição dos componentes 1 e 2 da matriz	63
Figura18 – Obtenção dos padrões em resina acrílica.....	64
Figura 19 – Acabamento do padrão em resina acrílica.....	64
Figura 20 – União do padrão em resina acrílica às coifas plásticas	65
Figura 21 – Padrão em resina acrílica unido ao conduto de alimentação e aplicação do agente redutor de tensão superficial.....	66
Figura 22 – Inclusão do padrão em resina em anel de silicone	66
Figura 23 – Revestimento vertido em anel de fundição	66
Figura 24 – Anel com revestimento levado à panela ortodôntica	67
Figura 25 – Aquecimento em patamares do bloco de revestimento	67
Figura 26 – Fundição e injeção da liga metálica Ni-Cr.....	68
Figura 27 – Remoção do revestimento com martelo pneumático	69
Figura 28 – Acabamento da estrutura metálica	69

Figura 29 – Posicionamento dos transferentes para moldeira aberta.....	70
Figura 30 – União dos transferentes com fio dental e resina acrílica vermelha.....	70
Figura 31 – Bloco em poliuretano inserido em recipiente plástico	71
Figura 32 – Molde em silicone duplicador com transferentes em posição	71
Figura 33 – Remoção do modelo fotoelástico.....	72
Figura 34 – Colagem dos extensômetros nos blocos 1 e 2	73
Figura 35 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).....	75
Figura 36 – Pontos A, B e C axiais de aplicação de carga	75
Figura 37 – Polariscópio	77
Figura 38 – Bloco em resina fotoelástica imerso em óleo mineral	78
Figura 39 - Exemplificação dos parâmetros utilizados para análise qualitativa.....	80
Figura 40 - Ordens de franja isocromáticas inteiras.....	81
Figura 41 - Gráfico de médias e desvios padrões de microdeformação ($\mu\epsilon$) em cada ponto de aplicação de carga	

vertical, analisando o efeito pilar protético e ponto de aplicação. A) Axial – efeito Pilar Protético; (B) Axial – efeito PA.	86
Figura 42 - Tensões encontradas antes e após a instalação das supraestruturas metálicas fundidas, para os dois pilares protéticos utilizados	87
Figura 43 - Análise fotoelástica qualitativa: (A) microunit (B) ucla - Ponto de aplicação A.	88
Figura 44 - Análise fotoelástica qualitativa: (A) microunit (B) ucla - Ponto de aplicação B.	89
Figura 45 - Análise fotoelástica qualitativa: (A) microunit (B) ucla - Ponto de aplicação C.	90

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento	54
Quadro 2 - Resultados do grupo microunit sob carga axial	111
Quadro 3 - Resultados do grupo ucla sob carga axial	114
Tabela 1 – Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos microunit submetidos a cargas axiais	83
Tabela 2 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos ucla submetidos a cargas axiais	84
Tabela 3 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) e desvios padrão obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos	85
Tabela 4 - Análise de variância dois fatores de medidas repetidas para os dados de microdeformação	85
Tabela 5 - Teste de Sidak, para as médias de microdeformação nos pilares protéticos microunit e ucla	86
Tabela 6 - Análise fotoelástica qualitativa, para o pilar microunit e ucla, nos diferentes pontos de aplicação de carga (A, B e C).-	91

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	= Análise de Variância
Cm	= Centímetro
DAC	= Dispositivo de Aplicação de Carga
Kgf	= Quilograma força
Mm	= Milímetro
N	= Número de amostra
N	= Newton
Ncm	= Newton centímetro
Ni-Cr	= Níquel-cromo
Ni-Cr-Ti	= Níquel-cromo-titânio
P	= Valor de probabilidade
Pd-Ag	= Paládio-prata
RM	= Medidas repetidas
SG	= Extensômetro
Ti-cp	= Titânio comercialmente puro
°C	= Grau Celsius
$\mu\epsilon$	= Microdeformação
μm	= Micrômetro
%	= Por cento

Santis LR. Estudo comparativo das tensões e microdeformações ao redor de pilares protéticos microunit e ucla sob carregamento axial estático [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi comparar a microdeformação e a concentração de tensões ao redor de implantes, geradas por cargas axiais estáticas, em pilares protéticos microunit e ucla, por meio da extensometria e fotoelasticidade. Foram confeccionados dois blocos em poliuretano, sendo inseridos três implantes de hexágono externo em cada. Os implantes do primeiro bloco receberam pilares protéticos microunit e, nos implantes do segundo bloco, foram instalados pilares protéticos ucla. As respectivas coifas plásticas foram posicionadas sobre os pilares protéticos microunit. As coifas plásticas microunit e ucla foram adaptadas a uma estrutura em resina padronizada e fundidas em liga Ni-Cr. Os blocos foram duplicados em resina fotoelástica. As supraestruturas metálicas foram parafusadas sobre os respectivos pilares protéticos. Os blocos fotoelásticos foram submetidos a uma carga axial de 7,5 kgf usando um dispositivo de aplicação de carga adaptado em polariscópio. Foram colados quatro extensômetros na superfície superior de cada bloco em poliuretano, tangenciando cada um dos implantes. Foi utilizado um dispositivo de aplicação de cargas com carga axial de 30 kgf sobre os pontos A, B e C, durante 10 segundos. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente através do teste RM ANOVA dois fatores e teste *post hoc* de Sidak ($p < 0,05$). Os pilares protéticos ucla apresentaram menores valores médios de microdeformação ($597,8 \mu\epsilon$), quando comparado aos pilares protéticos microunit ($988,3 \mu\epsilon$). O fator pilar foi estatisticamente significativo ($p < 0,0001$), o ponto de aplicação da carga não foi estatisticamente significativo ($p = 0,9437$). Os pilares protéticos ucla mostraram padrões de distribuição de tensão semelhantes aos pilares protéticos microunit. O padrão de distribuição das tensões foi diferente no ponto de aplicação de carga B. Em conclusão, a presença de pilar protético convencional interferiu na distribuição das tensões e desenvolvimento de microdeformações ao redor dos implantes.

Palavras-chave: Implantes dentários. Fenômenos biomecânicos. Prótese dentária. Teste de materiais.

Santis LR. Comparative study of stresses and microstrains around microunit and ucla abutments, under axial static loading [dissertation]. São José dos Campos (SP): Science and Technology Institute, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to compare microstrain and stress development around implants during axial loading, varying abutment type and load application point, using strain gauge and photoelastic analysis. Two polyurethane blocks were made, being inserted three external hexagon implants each. Microunit abutments were screwed on the first block and UCLA abutments were screwed on the second block. The respective plastic copings were installed onto the microunit abutments. The plastic copings and UCLA abutments were adapted to a standard resin pattern and cast in Ni-Cr alloy. The blocks were replicated in photoelastic resin. The metallic structures were screwed into the microunit abutments and into the implant platform, respectively. The photoelastic blocks were submitted to a static vertical 7,5 kgf load using a load application device adapted on polariscope. Four strain gauges were bonded to the surface of each polyurethane block, tangentially to each implant. A static vertical 30 kgf load was applied for 10 seconds, using a load application device on points A, B and C. The data were analyzed by two-way RM ANOVA and Sidak's post hoc test ($p < 0.05$). UCLA abutments showed lower microstrain mean values (597,8 $\mu\epsilon$) when compared to microunit abutments (988,3 $\mu\epsilon$). The abutment factor was statistically significant ($p < 0.0001$), load application point wasn't statistically significant ($p = 0,9437$). UCLA system showed similar stress distribution patterns to conventional abutments. The pattern of stress distribution was different at point B. In conclusion, the presence of conventional prosthetic pillar interfered in stress distribution and microstrain development.

Keywords: Dental implants. Biomechanical Phenomena. Dental prosthesis. Materials Testing.

1 INTRODUÇÃO

A odontologia se encontra em constante inovação em relação ao desenvolvimento de materiais e procedimentos reabilitadores. Neste cenário, o implante dentário possui grande importância e desperta cada vez mais o interesse dos estudiosos. O início das pesquisas que se desenvolveram nesta área se deve a Brånemark, que introduziu o conceito da osseointegração em 1969.

A osseointegração é definida por Brånemark como a coexistência contínua, estrutural e funcional entre tecidos biológicos diferenciados que possuem componentes sintéticos determinados, provendo função clínica duradoura, sem que se iniciem mecanismos de rejeição (Worthington, 1997).

O sucesso da osseointegração está diretamente relacionado com as características do tecido ósseo, como a qualidade, volume e densidade óssea (Esposito et al., 1998; Bryant, 1998; Malik et al., 2010). O comportamento ósseo também interfere na longevidade do implante osseointegrado. À medida que ocorre a dissipação das cargas oclusais, o tecido ósseo sofre diferentes modificações, desde reabsorção, aposição ou fratura, de acordo com a magnitude das microdeformações resultantes (Wiskott, Belser, 1999). Desta forma, a sobrecarga oclusal pode contribuir na perda do implante ou na reabsorção do tecido ósseo periimplantar, podendo resultar no insucesso da prótese implantossuportada (Isidor, 1997; Maeda et al., 2006).

Cargas oclusais adversas podem resultar em complicações mecânicas nos componentes do implante (Schwarz, 2000). Em situações clínicas onde predominam cargas distantes do eixo do implante, como em situação de extremo livre ou também denominado

cantilever, é comum ocorrer flexão dos componentes da prótese implantossuportada (Rangert et al., 1989), mesmo sendo a supra estrutura rígida. Endossando esta situação, foi verificada que a sobrecarga oclusal pode contribuir para a perda óssea marginal, à medida que quanto mais distante do longo eixo do implante esta sobrecarga ocorrer, maior será a tensão resultante dissipada ao tecido ósseo periimplantar (O'Mahony et al., 2000). Em estudos clínicos, foi relatada relação entre a perda óssea marginal e cargas oclusais desfavoráveis (Isidor, 2006). Cargas axiais por sua vez, apresentam dissipação mais uniforme ao longo do implante, resultando em menor concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar (O'Mahony et al., 2000; Barbier et al., 1998).

Para realizar a análise da dissipação das cargas oclusais sobre a prótese e/ou osso periimplantar, existem vários ensaios para se analisar a tensão/deformação da região. Um recurso que pode ser utilizado é a extensometria, que registrará as microdeformações nas áreas vizinhas onde o sensor estiver localizado. É um conjunto de técnicas que permitem mensurar a deformação na superfície de um objeto por meio da utilização de resistores elétricos reduzidos denominados "strain gauges", "strain gage" ou extensômetros. Esta técnica vem sendo utilizada para avaliar as microdeformações em próteses implantossuportadas tanto *in vitro* (Assif et al., 1996; Karl et al., 2004), quanto *in vivo* (Duyck et al., 2001a; Heckmann et al., 2006). Os extensômetros podem ser colados, dependendo do local de avaliação, próximos aos implantes (Vasconcellos et al., 2008; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al. 2011, Abreu et al., 2012, Vasconcellos et al. 2013, Nishioka et al. 2015) sobre os implantes (Akça et al., 2002; Maeda et al., 2006) ou sobre as estruturas metálicas da prótese (Heckmann et al., 2006). Como é uma proporção de comprimento, podendo ser de alongamento ou de

contração, resulta em valor absoluto, portanto sem unidade, podendo ser apenas denominado de microdeformação.

Desenvolvida por David Brewster em 1815, a fotoelasticidade ou birrefringência, se fundamenta na propriedade inerente de materiais transparentes isotrópicos que se transformam em anisotrópicos, quando submetidos à tensões mecânicas. Consiste em um método experimental onde a fonte de luz polarizada atravessa o material fotoelástico, percorrendo as regiões de maior concentração de tensão, formando então, um padrão de franjas colorido, permitindo evidenciar o padrão de distribuição de tensões no material fotoelástico (Mahler, Peyton, 1955). A partir desta propriedade, a fotoelasticidade passou a ser aplicada na odontologia como método de análise de tensão, utilizada de forma ampla em estudos *in vitro*, com a finalidade de avaliar o comportamento biomecânico das próteses sobre implante (Turcio et al., 2009; Tonella et al., 2011; Pimentel et al., 2015; Gastaldo et al., 2014; Pellizzer et al., 2014; Pesqueira et al., 2014).

Na plataforma dos implantes podem ser parafusados uma variedade de configurações de componentes protéticos, cuja seleção depende do planejamento. A escolha do desenho do pilar protético possui uma relação direta com a necessidade estética, além de ser um determinante para que a prótese seja cimentada ou parafusada. O número de pilares, isto é: se unitário ou múltiplo, influencia diretamente na seleção do pilar protético associado a presença do espaço interoclusal, se é suficiente ou reduzido.

Em situações clínicas de espaço interoclusal reduzido, um recurso viável é a utilização de pilares protéticos denominados de microunit ou minicônicos, que apresentam a dimensão coronária reduzida. Espaço interoclusal reduzido e a presença de um único implante isto é: unitário ou isolado, torna-se inviável a correção deste binômio, com o pilar protético supracitado. A resposta para solucionar este revés foi desenvolvida na Universidade da Califórnia nos anos de 1980, o sistema

UCLA, caracterizado pela eliminação do segundo parafuso, desta maneira, a prótese é diretamente parafusada sobre a base do implante. Esse sistema, preconizado por Lewis e colab. (1988), é definido como um cilindro plástico pré-fabricado de plástico. Este sistema possui adjetivos positivos, definidos e peculiares que objetivam proporcionar soluções estéticas, devido à emergência direta da plataforma dos implantes, pois em algumas situações a quantidade de tecido periimplantar é escassa. Pode também ser uma solução de correção de implantes inclinados ou com distância interoclusal reduzida e associado a um baixo custo. A plataforma do implante cujo sistema é parafusado o pilar protético convencional (parafuso de fixação) e sobre este é rosqueado um segundo parafuso (parafuso de retenção) é considerado como uma prótese segmentada. O sistema ucla é considerado como uma prótese não segmentada, pois existe apenas um único parafuso (fixação/retenção).

O pilar ucla de plástico originariamente idealizado, assim como todos os outros pilares protéticos sem a base usinada, apresentam como desvantagem o comprometimento na precisão da adaptação na base do implante, devido ao processo de fundição inerente (Barbosa et al., 2007). Pilares protéticos usinados metálicos apresentam menor desadaptação vertical em comparação a coifas plásticas totalmente calcináveis, para próteses unitárias (May et al., 1997). Como solução deste problema inicial, foram também desenvolvidas as plataformas de assentamento usinadas para sistema ucla, que acopla um anel de plástico, para individualização da prótese, semelhante às outras opções protéticas.

O sistema ucla não é uma seleção primária utilizada na reabilitação protética implantossuportada, mas é viável. A experiência clínica de muitos outros profissionais da área confirmaram esta assertiva, mas por uma tradição odontológica, não é sistematicamente utilizado. O único motivo explícito, ditado por estes profissionais foi a presença de um único parafuso para fixar a prótese. É um credo e assim sendo, possui

muitos seguidores e para haver alguma mudança de conduta, necessita de uma fundamentação científica.

O objetivo deste estudo foi comparar as microdeformações e a concentração de tensões, sob a influência dos pilares protéticos microunit e ucla no comportamento mecânico da prótese parcial fixa de três elementos implantossuportada, utilizando-se da extensometria e da fotoelasticidade.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Os dados bibliográficos foram dispostos em quatro tópicos principais: **biomecânica do implante**, no qual foram abordados estudos relacionados fisiologia óssea, dissipação de forças e carga oclusal, **ucla e intermediário convencional**, onde foram abordados estudos referentes à utilização do sistema ucla e do intermediário convencional, **extensometria**, com estudos referentes à análise extensométrica e **fotoelasticidade**, abordando estudos referentes à análise fotoelástica.

2.1 Biomecânica do implante

Rangert et al.(1989), abordaram os parâmetros mecânicos fundamentais que determinam forças em implantes, descrevendo e ilustrando através da aplicação de princípios matemáticos da engenharia ao modelo biomecânico de Brånemark, as diferentes cargas que implantes dentários são submetidos quando em função mastigatória. Em seu estudo, os autores afirmaram que as cargas mastigatórias induzem principalmente a cargas verticais, porém, cargas transversais também são originadas, devido ao movimento horizontal da mandíbula e a inclinação das cúspides dentárias. Os autores relataram que estas forças se dissipam através da prótese para a fixação, e finalmente, ao osso, sendo a configuração geométrica da prótese, um fator influente nos padrões de tensão e deformação resultantes. Os autores exemplificaram a resultante de cargas transversais análoga a

alavanca, através de um gráfico tensão x momento de flexão, atribuindo de momento de flexão a resultante da multiplicação entre a força e a distância entre o local de incidência da carga transversal e o longo eixo do implante. Os autores ainda descreveram regras de desenvolvimento dos implantes, aplicando conhecimentos da engenharia na posição das fixações e no desenho da prótese. Os autores concluíram que as fixações devem ser posicionadas linearmente ao longo da curvatura da linha oclusal e que a adaptação precisa entre a prótese e o pilar protético e o adequado torque do parafuso protético são parâmetros-chave para que a prótese implantossuportada apresente capacidade elevada de suportar cargas mastigatórias.

Frost (1994) revisou em seu estudo a lei de Wolff de 1892, abordando as adaptações e mudanças estruturais do tecido ósseo em função mecânica. A lei de Wolff afirma que toda mudança na forma e função do tecido ósseo é seguida de mudanças na arquitetura interna deste tecido, seguida de alterações na sua conformação externa, baseando-se em leis matemáticas. A remodelação óssea fundamentada nas unidades multicelulares básicas pode levar à remoção ou conservação do tecido ósseo, mas não na deposição. A diminuição da função mecânica ou a ausência de função severa podem levar a reabsorção óssea, enquanto que a função normal ou hiper-vigorosa podem resultar na conservação do tecido ósseo. A remodelação óssea em função hiper-vigorosa é capaz de realizar a reabsorção e aposição óssea, porém no conjunto, não ocorre remoção de tecido ósseo, mas sim a mudança na conformação trabecular e aumento na resistência do tecido ósseo. A mesma remodelação não se apresenta em situações de estímulo mecânico considerado normal ou reduzido. Quando encontramos situações em que a microdeformação do tecido ósseo permanece abaixo de $50 \mu\epsilon$, ocorre o efeito de desuso mais grave, representado pela reabsorção óssea. Microdeformações que ocupam a faixa de 50 a $1.500 \mu\epsilon$ deprimem a reabsorção óssea, conservando o

tecido ósseo existente. Microdeformações maiores que $1.500 \mu\epsilon$ tendem a ativar a remodelação óssea que por sua vez, através da adição, reconfiguração e fortalecimento do tecido ósseo daquela região, reduzem possíveis microdeformações futuras nas mesmas condições biomecânicas naquela região. Microdeformações acima de $3.000 \mu\epsilon$ causam microdanos irreversíveis ao tecido ósseo, pois também alteram a remodelação óssea responsável por reparar estes danos. Fraturas ósseas somente ocorrem quando são observadas microdeformações próximas de $25.000 \mu\epsilon$.

Mericske-Stern et al.(1995), compararam em seu estudo, a carga oclusal máxima e sensibilidade tátil oral *in vivo* de próteses implantossuportadas e dentes naturais hígidos. Os pacientes foram separados em dois grupos: (teste) pacientes parcialmente edêntulos restaurados com próteses implantossuportadas e (controle) de pacientes completamente dentados com saúde periodontal. A carga máxima oclusal foi mensurada através de um transdutor de força em miniatura, posicionado entre pares de implante/dente antagonistas no grupo teste e, dentes naturais antagonistas no grupo controle. A sensibilidade tátil foi registrada com dinamômetros e, a espessura mínima de percepção foi testada utilizando-se folhas de aço com espessura de 10 a $100 \mu\text{m}$. As maiores médias do grupo controle foram encontradas na região de segundos pré-molares (450 N), enquanto as maiores médias do grupo teste apresentadas foram de 300 N, também na região de segundos pré-molares. O total das cargas máximas oclusais foi significativamente menor em pacientes implantossuportados, quando comparados ao total apresentado em pacientes totalmente dentados. O grupo implantossuportado apresentou valores de pressão mínima perceptíveis significativamente maiores que o grupo totalmente dentado. Foi concluído que os padrões de função oral dependem primariamente na condição da

dentição, tipo de restauração protética e aspectos psicológicos, sendo secundária a presença de implantes.

Isidor (1997), avaliaram histologicamente o tecido periimplantar de implantes submetidos à sobrecarga oclusal ou acumulação de placa. Os primeiros molares, pré-molares e incisivos foram extraídos da mandíbula de 4 macacos (*Macaca Fascicularis*). Após oito meses de reparação, cinco implantes em titânio puro de diâmetro 3.5 mm e comprimento de 8 mm foram inseridos nas áreas edêntulas, sendo dois implantes bilateralmente inseridos nas regiões de molar e pré-molares, e um implante inserido na região de incisivo central inferior. Seis meses após a inserção, foram instaladas próteses parciais fixas sobre somente dois implantes, em um dos lados da mandíbula de cada macaco. Para assegurar a simulação *in-vivo* de sobrecarga, a prótese estava em supra-oclusão com uma estrutura metálica antagonista, cimentada na maxila. No outro hemiarco e na região anterior, foram somente instalados pilares protéticos, onde um fio de algodão foi amarrado, posicionado em contato com a mucosa, logo abaixo do pilar protético, visando o acúmulo de placa. Após 18 meses de sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa, os animais foram sacrificados. Blocos de tecido periimplantar que continham os implantes foram removidos. Os blocos então foram seccionados no longo eixo do implante, em cortes de 50 µm de espessura. Através do uso de um microscópio com uma câmera acoplada, com a magnitude de 100 X, os cortes foram avaliados histologicamente. Ao final do experimento clínico, somente um dos macacos não apresentou perda da osseointegração por sobrecarga oclusal. O tecido ósseo periimplantar deste macaco apresentou o maior contato entre a superfície do implante e o tecido ósseo e também, a maior densidade óssea. Foi concluído que o acúmulo de placa levou a indícios histológicos de perda óssea marginal por periimplantite e a sobrecarga oclusal pode resultar na completa ou parcial perda da osseointegração a nível histológico.

Wiskott e Belser (1999) relacionaram a falta de osseointegração à dissipação de tensão no tecido ósseo, discutindo a relação entre as tensões aplicadas e o equilíbrio do tecido ósseo. Ao se aplicar força ao tecido ósseo, deformações ocorrem em seu arranjo estrutural. Matematicamente, esta força aplicada pode ser quantificada ao se observar a alteração geométrica do tecido ósseo. Tensão é definida na física como uma força aplicada em uma determinada área, enquanto a deformação é definida como proporção da alteração geométrica, descrita como a razão entre o comprimento sob tensão de um corpo sobre suas dimensões iniciais. Com isto, a deformação é uma entidade sem unidade. Devido às características minuciosas, estas alterações geométricas recebem o nome de microdeformações ($\mu\epsilon$). Assim, 1000 $\mu\epsilon$ correspondem à encurtamento de 0,1% do volume original do corpo em estudo. Uma regra geral de conversão equaciona que a microdeformação resultante é igual à tensão aplicada, dividida pelo módulo de elasticidade do material ($\epsilon = \sigma / E$). Com base em estudos clínicos e experimentais prévios, os autores quantificaram as microdeformações presentes nas diferentes dinâmicas apresentadas pelo tecido ósseo, quando frente a tensões de diferentes magnitudes. A falta de função do tecido ósseo resulta em efeito deletério, causando a redução de massa do mesmo ao longo do tempo. Devido ao estímulo mecânico inadequado, o tecido ósseo que é reabsorvido durante a remodelação óssea natural é depositado em menor volume, processo observado clinicamente como reabsorção, onde os valores de microdeformação geralmente se encontram abaixo de 10 $\mu\epsilon$, variando até 100 $\mu\epsilon$. Frente a tensões mais elevadas, o tecido ósseo apresenta o comportamento de equilíbrio. Esta homeostasia é encontrada quando o tecido ósseo é submetido a tensões consideradas normais, expressadas por microdeformações resultantes de até 2000 $\mu\epsilon$. Quando o tecido ósseo é submetido a tensões ainda mais elevadas, consideradas como acima do funcional, ou sobrecarregamento, observamos um aumento da massa óssea, observada em

microdeformações entre 2000 $\mu\epsilon$ e 4000 $\mu\epsilon$. Ao submetermos o tecido ósseo a uma sobrecarga patológica, causamos dano irreversível à sua estrutura, pois o tecido não consegue realizar processos fisiológicos de adaptação e reparação tecidual. A microdeformação observada nesta situação abrange o intervalo entre 4000 $\mu\epsilon$ e 20000 $\mu\epsilon$. Valores acima de 25000 $\mu\epsilon$ resultam em fratura óssea.

Duyck et al. (2001b), compararam o efeito da carga oclusal estática e cíclica, na reação do tecido ósseo periimplantar. Cargas estáticas e dinâmicas foram aplicadas em implantes de 10 mm, instalados bicorticalmente na tíbia de coelhos. Cada um dos 10 coelhos teve um implante inserido na tíbia e carregado estaticamente, um implante inserido e carregado dinamicamente, com um total de 2500 ciclos à frequência de 1 Hz, e um implante controle inserido, que não recebeu carga. Após a inserção dos implantes, foram aguardadas seis semanas para se realizar qualquer carregamento. O período total de carregamento compreendeu 14 dias. Os animais foram então sacrificados e o segmento ósseo que continha o implante foi seccionado, sendo tratado por imersão em formalina. Posteriormente, os segmentos foram posicionados em resina acrílica quimicamente ativada e foram realizadas secções no longo eixo do implante, sendo obtido um corte por implante. O segmento então foi analisado histologicamente, através de um microscópio óptico, equipado com captura de vídeo e imagem, associados a um computador que permite a análise das imagens capturadas. Para se investigar a resposta óssea às cargas dinâmicas, também foi realizada análise de elementos finitos tridimensional. A análise histológica permitiu observar similaridades entre o implante que recebeu cargas estáticas e o implante controle, que não recebeu carga. Nenhum dos dois grupos apresentou perda óssea. O mesmo não foi observado em implantes submetidos a carregamento cíclico, que apresentaram defeitos ósseos no tecido periimplantar. Foi

concluído que a aplicação de cargas dinâmicas pode causar defeitos ósseos, resultando em processo contínuo de reabsorção óssea.

Kitamura et al. (2004), analisaram os aspectos biomecânicos da reabsorção óssea marginal ao redor de implantes osseointegrados, utilizando análise de elementos finitos tridimensional. Um total de nove modelos ósseos com implante osseointegrado foram criados: um modelo base sem reabsorção óssea e oito variações, onde três profundidades diferentes de reabsorção foram combinadas, com reabsorção puramente vertical ou cônica (vertical e horizontal). Forças axiais de 100 N e vestibulo-linguais de 50 N foram aplicadas independentemente, simulando situações fisiológicas. Independentemente da direção das cargas, os resultados mostraram maiores tensões nos modelos de pura reabsorção vertical, quando comparados ao modelo base. Quanto maiores as profundidades de reabsorção, maiores foram as tensões apresentadas. O oposto ocorreu com os modelos de reabsorção cônica, que apresentaram valores menores que o modelo base e também, valores menores do que os modelos de reabsorção vertical na mesma profundidade. Concluiu-se que certa quantidade de reabsorção cônica pode ser resultado de adaptação biomecânica do tecido ósseo as tensões. Porém, à medida que a reabsorção óssea progride, o aumento das tensões no tecido ósseo sob carga lateral pode levar à perda do implante.

Hekimoglu et al. (2004), analisaram em estudo *in vitro*, a diferença entre dentes naturais e implantes quanto as características de transmissão de forças ao tecido ósseo. A região de primeiro molar maxilar e mandibular foi reproduzida em modelo de resina acrílica, articulando dentes antagonistas em máxima intercuspidação cuspídica. Em um lado, foi simulada a oclusão entre um molar natural e um molar implantossuportado. No lado contralateral, foi simulada a oclusão entre molares implantossuportados antagonistas. Três extensômetros lineares

foram colados na região vestibular de cada implante e dente natural na resina acrílica. Isto dividiu a região cervical em três regiões: mesial, média e distal. Um articulador semi-ajustável foi fixado na base de um equipamento pneumático de carga programável, com um dispositivo de mensuração digital acoplado. O ângulo das cúspides foi ajustado em 20°. Foi analisada a situação de cargas estáticas, simulando apertamento (força vertical de 75 N e 100 N) e, cargas dinâmicas, simulando bruxismo (força lateral de 75 N e 100 N), sendo os testes repetidos quatro vezes para cada carga. A calibração dos extensômetros foi realizada a cada três minutos. As microdeformações ao redor dos dentes naturais foram estatisticamente menores do que as apresentadas pelos implantes antagonistas. Os autores concluíram que sob cargas estáticas verticais e cargas dinâmicas laterais, a magnitude das microdeformações ao redor dos dentes naturais foi significativamente menor do que do implante antagonista ou implantes contralaterais opostos entre si. Os implantes que ocluem entre si, apresentaram microdeformações similares aos implantes antagonistas a dentes naturais.

Abu-Hammad et al., 2007, investigaram o efeito do posicionamento compensado de implantes intermediários ou distais, nos valores de tensão compressiva no tecido ósseo ao redor da área cervical dos implantes. Foram confeccionadas próteses parciais fixas de três elementos, com diferentes posicionamentos dos implantes pilares e também as condições de aplicação de carga (vertical, lingual e mesial). Os resultados demonstraram que o implante que recebeu a carga diretamente apresentou os maiores valores de tensão compressiva em todas as situações estudadas. Foi concluído que a configuração da supraestrutura, assim como o número e o posicionamento dos implantes suporte influenciaram na dissipação de cargas ao longo das estruturas protéticas ao osso periférico.

Kan et al. (2014), compararam a relação entre diferentes padrões de microdeformação do tecido ósseo periimplantar sob cargas oclusais quantificadas e o respectivo comportamento ósseo, baseando-se nos valores limítrofes críticos estabelecidos pela teoria mecanoestática de Frost (1987). Dois cães galgos tiveram seus dentes posteriores inferiores extraídos, sendo estabelecidos dois sítios receptores mandibulares unilaterais. Após 6 semanas da extração, 4 implantes de titânio, de 8 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro foram inseridos na mandíbula de cada cão. Após 12 semanas de cicatrização, implantes que apresentavam osseointegração foram posicionados em contato prematuro através da instalação de coroas metálicas unidas parafusadas. O controle de placa e higiene bucal foi manipulado através de alterações na dieta dos cães. Um dispositivo de detecção de força foi utilizado para quantificar a carga oclusal *in vivo*. Após 8 semanas, os cães foram sacrificados. Novas cargas oclusais quantificadas foram aplicadas *in vitro*, sendo a microdeformação resultante mensurada utilizando-se extensômetros configurados em roseta. Através do dispositivo de detecção de força oclusal, foi observada uma carga média oclusal de 434 N com desvio padrão de 136 N, sendo simulada *in vitro*. Os autores concluíram que os implantes submetidos à sobreclusão não ultrapassaram o limite patológico de 3000 $\mu\epsilon$. A dissipação de microdeformação para sítios distantes pareceu ser um mecanismo efetivo pelo qual a reabsorção óssea resultante da sobrecarga patológica foi evitada.

2.2 Ucla e intermediário convencional

Takahashi e Gunne (2003) compararam a adaptação resultante de diferentes técnicas de obtenção de infraestruturas metálicas: fresadas em titânio e convencionalmente fundidas em liga ouro. Todas as

infraestruturas foram fabricadas no mesmo laboratório, porém, por técnicos diferentes. No total, Dezenove infraestruturas foram confeccionadas, sendo cada infraestrutura, composta por cinco implantes. Dezesete eram reabilitações completamente edêntulas e, duas eram parcialmente edêntulas. Das dezenove infraestruturas, quatorze foram realizadas através de fresagem em titânio, por sistema CAD-CAM, e cinco foram fundidas convencionalmente em liga ouro. Após a fabricação das infraestruturas, três réplicas do espaço entre os pilares protéticos e a base dos cilindros de cada infraestrutura foram registradas, utilizando-se silicone de adição fluido. Foram registrados 70 implantes fresados e 25 implantes fundidos. As películas dos registros em silicone de adição fluido foram envolvidas e estabilizadas em silicone denso, formando um só conjunto e possibilitando a manipulação e mensuração da película em microscópio óptico, com aumento de 30X. Em qualquer região mensurada (vestibular, lingual, mesial ou distal), as películas de silicone de adição fluido demonstraram espessuras estatisticamente menores nas infraestruturas fresadas, sendo as maiores espessuras encontradas nas infraestruturas fundidas. Os autores concluíram que a adaptação das infraestruturas fabricadas por fresagem foram significativamente melhores do que as realizadas por processo de fundição convencional.

Costa et al. (2003), verificaram em seu estudo *in vitro*, a influência da composição da liga metálica na adaptação marginal de próteses implantossuportadas, comparando liga Ni-Cr-Ti com liga Pd-Ag. Uma réplica mandíbular em resina acrílica recebeu quatro implantes com 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Uma matriz em silicone foi confeccionada, obtendo-se um molde mestre para o estudo. Copings plásticos ucla foram adaptados sobre cada implante e torqueados com 10 Ncm, com parafuso protético em titânio. Foi realizada a união dos quatro pilares, com auxílio de fio dental e resina acrílica vermelha. O enceramento padronizado de dezesseis infraestruturas foi realizado, verificando-se a adaptação marginal em cada implante. Os dezesseis

padrões em resina foram então incluídos individualmente em revestimento refratário de alta fusão e fundidos em peça única. Foram utilizados maçarico e centrífuga convencionais para injeção, atingindo-se a temperatura de 900°C. Foram obtidos no total, oito infraestruturas em Ni-Cr-Ti e oito em Pd-Ag. As peças foram devidamente removidas do revestimento e jateadas com partículas de óxido de alumínio de granulação de 100 µm. Não foram feitos procedimentos de acabamento ou polimento. As mensurações foram feitas com base no teste de Sheffield, utilizando-se um mensurador óptico tridimensional, na região vestibular e lingual de cada interface implante/pilar protético. As leituras foram repetidas três vezes em cada ponto. As médias obtidas em cada um dos pontos foram submetidas à análise estatística. Foi encontrada diferença estatística entre as diferentes ligas metálicas, onde as ligas Ni-Cr-Ti apresentaram os melhores resultados. Foi concluído que a liga Ni-Cr-Ti possibilitou a obtenção de supra-estruturas implantossuportadas em monobloco com desadaptação menor se comparada às obtidas em Pd-Ag.

Kano et al. (2006), realizaram um estudo *in vitro*, comparando os valores de perda de torque em pilares ucla usinados e fundidos, em implantes de hexágono externo. Quatro grupos de doze espécimes cada foram avaliados: a) pilares protéticos usinados em titânio; b) pilares protéticos pré-usinados em paládio, sobrefundidos em paládio; c) pilares protéticos plásticos fundidos em níquel-cromo; d) pilares protéticos plásticos fundidos em cobalto-cromo. Cada pilar protético recebeu torque de 30 Ncm, seguindo a orientação do fabricante, sendo destorquado por três vezes. O destorque foi mensurado como porcentagem do torque inicialmente aplicado, permitindo calcular a perda de torque em cada pilar protético. Os dados foram submetidos a análise estatística. Os resultados evidenciaram que os grupos usinados apresentaram menores percentuais de perda de torque, em comparação

aos grupos fundidos. Os grupos fundidos não diferiram estatisticamente entre si. Foi concluído que o processo de fundição diminuiu o percentual de torque aplicado, o que pode influenciar na instabilidade do conjunto implante/pilar protético.

Barbosa et al. (2007), avaliaram a desadaptação vertical de pilares protéticos ucla plásticos, após a fundição e soldagem, executados por três diferentes laboratórios protéticos. Dois modelos mestres em gesso, um inferior e outro superior simulando ausência dentária de três elementos em cada hemiarco: segundo pré-molar, primeiro e segundo molares foram confeccionados. Matrizes metálicas foram inseridas em cada hemiarco, possuindo três implantes de 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro cada. Moldagens em poliéster foram realizadas através da técnica de moldeira aberta, sendo obtidas três réplicas do modelo inferior e do modelo superior. Cada par de modelos antagonistas foi enviado a laboratórios diferentes, que confeccionaram quatro infraestruturas metálicas em liga níquel-cromo, de próteses implantossuportadas de três elementos cada, correspondentes a cada hemiarco desdentado. Cada infraestrutura foi torquada com 20 Ncm. As interfaces pilar protético/implante das infraestruturas foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura, com aumento de 500X. As estruturas foram então unidas para a solda, enviadas aos respectivos laboratórios e, após a solda realizada, a mesma mensuração foi repetida. No processo de fundição, os resultados evidenciaram diferença estatística significativa entre os laboratórios. Se referindo à solda, não houve diferença estatística entre os três laboratórios. Foi concluído que os valores de desadaptação observados na fase de fundição dos pilares protéticos ucla podem ser influenciados por diferentes laboratórios, devido, por exemplo, à experiência do técnico, processo de fundição ou outros fatores desconhecidos. O processo de

soldagem aumentou o nível de desadaptação vertical da infraestrutura, invariavelmente ao laboratório que a executou.

Torres et al. (2011), comparou em seu estudo *in vitro*, a influência do uso de diferentes ligas metálicas para fundição na transmissão de tensões das infraestruturas fundidas aos implantes, investigando uma possível correlação entre desadaptação vertical e a concentração de tensões. O estudo foi conduzido utilizando-se um modelo em metal, simulando a curva mandibular humana com cinco implantes de 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento, instalados e distribuídos uniformemente. Minipilares cônicos pré-fabricados foram instalados nestes implantes, com torque de 20 Ncm, sendo os implantes nomeados de A, B, C, D e E. O modelo em metal foi duplicado empregando-se a técnica de moldeira aberta, utilizando-se poliéster e uma moldeira customizada, juntamente com transferentes quadrados. A partir do molde, foi confeccionada uma réplica da estrutura em gesso. Quinze infraestruturas foram enceradas de forma padronizada, utilizando-se cilindros totalmente calcináveis sobre os minipilares cônicos. A situação de cantilever de 10 mm foi reproduzida bilateralmente no enceramento. As infraestruturas enceradas foram separadas aleatoriamente em três grupos: a) 5 fundidas em titânio comercialmente puro; b) 5 fundidas em liga cobalto-cromo e; c) 5 fundidas em liga níquel-cromo. Após a remoção dos canais de alimentação, as estruturas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 100 μm . Nenhum polimento foi realizado nas peças. Para se observar a desadaptação vertical, as infraestruturas foram torqueadas individualmente sobre os minipilares protéticos cônicos, com torque de 10 Ncm. A desadaptação vertical foi mensurada através de microscópio óptico com aumento de 15X e precisão de 1 μm . Três mensurações foram realizadas na região vestibular e lingual de cada implante. Foi realizada a média destas seis medidas, por implante. Para se mensurar as tensões transmitidas aos implantes foi utilizada análise

fotoelástica quantitativa. Foi realizada uma replica do modelo em material fotoelástico, seguindo os mesmos procedimentos de torque observados no modelo em gesso. O modelo fotoelástico foi observado em polariscópio, sendo a concentração de tensões avaliada em quatro diferentes pontos, na região mesial e distal de cada implante. Os resultados evidenciaram diferença estatística significativa entre as tensões geradas pelo grupo cobalto-cromo, que foram mais elevadas em comparação aos grupos titânio e níquel-cromo. Os autores concluíram que a liga utilizada influenciou nas tensões geradas, porém, a correlação entre a desadaptação vertical e a concentração de tensões não foi evidenciada.

Abduo e Swain (2012) realizaram um estudo *in vitro* que objetivou investigar a influência da desadaptação marginal e composição de infraestruturas de próteses sobre implante, na microdeformação dos tecidos periimplantares. Dois implantes foram inseridos em uma mandíbula artificial de resina epóxi, nos sítios do segundo pré-molar e segundo molar esquerdos inferiores. A partir deste modelo, dez infraestruturas de desenhos similares, cinco em titânio e cinco em zircônia foram construídas com auxílio de usinagem controlada por computador. Extensômetros foram posicionados ao redor de cada implante, para aferir a microdeformação gerada pela desadaptação da infraestrutura. Em conjunto, a desadaptação vertical na interface infraestrutura/implante foi mensurada através de microscópio óptico, em dois momentos: a) com somente um parafuso torquado; b) com dois parafusos torquados. A adaptação vertical das infraestruturas foi alterada com a introdução de uma a três tiras de aço de 30 mm em um dos implantes. Os dados foram avaliados estatisticamente. Para cada condição, uma quantidade mensurável de microdeformação foi registrada. À medida que se introduziu maior desadaptação vertical, um crescimento linear de microdeformações periimplantares foi observado. Os dois materiais

(titânio e zircônia) apresentaram valores similares de microdeformação periimplantar. Uma relação direta entre microdeformação e desajuste vertical foi observada. Os autores concluíram que a magnitude da microdeformação periimplantar é primariamente afetada pela adaptação da infraestrutura. O material de composição da infraestrutura não afetou a magnitude da microdeformação periimplantar observada.

Bacchi et al. (2013), avaliaram em seu estudo *in vitro*, a influência do material utilizado na infraestrutura e da desadaptação vertical na tensão gerada em próteses parciais fixas implantossuportadas sob aplicação de carga. Através de elementos finitos, foi confeccionado um modelo correspondente à região posterior de mandíbula com reabsorção severa, com uma prótese parcial fixa sobre dois implantes osseointegrados no sítio do segundo pré-molar e segundo molar. Os modelos foram divididos em 15 grupos, de acordo com o material utilizado na confecção de sua infraestrutura: a) liga ouro tipo IV; b) liga prata-paládio; c) titânio comercialmente puro; d) liga cobalto-cromo; e) zircônia; e o nível de desadaptação vertical (10 μm , 50 μm e 100 μm). Após a instalação das próteses, cargas simultâneas foram aplicadas: carga vertical de 110N na face oclusal e carga horizontal de 15N na face lingual de cada dente. Os dados foram avaliados baseando-se na teoria da tensão principal máxima (infraestrutura, cerâmica, recobrimento e tecido ósseo) e critério de falha de Von Mises (parafuso protético), determinado pelo *software*. Como resultado, infraestruturas mais rígidas apresentaram maiores concentrações de tensão, porém, levaram a uma menor concentração de tensões nos tecidos periimplantares. Os autores concluíram que o aumento da desadaptação vertical resultou no aumento dos valores de tensão em todas as estruturas protéticas e tecidos periimplantares. O material da infraestrutura e a desadaptação vertical apresentaram influência relevante nas tensões de todas as estruturas avaliadas.

Bhering et al.(2013), avaliaram a influência dos procedimentos de fundição, sobrefundição e carregamento cíclico no afrouxamento dos parafusos protéticos e desadaptação marginal de próteses fixas implantossuportadas unitárias. Vinte implantes de hexágono externo de dimensões 3,75 mm x 13 mm foram divididos em dois grupos: a) pilares protéticos ucla plásticos para fundição; b) pilares protéticos ucla com cinta metálica, para sobrefundição. Os implantes foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada, perpendicularmente à superfície. Todos os pilares protéticos ucla foram encerados em dimensões padronizadas. Os pilares foram fundidos ou sobrefundidos em liga cobalto-cromo, sendo parafusados aos respectivos implantes com torque de 30 Ncm. Após 24 horas, os parafusos protéticos foram afrouxados, sendo mensurada a perda de torque inicial, seguido do reparafusamento com torque de 30 Ncm. A desadaptação marginal na interface pilar protético/implante foi mensurada através de um microscópio de aumento de 120X. Após a primeira mensuração, os conjuntos foram submetidos à ciclagem mecânica, sendo imersos em saliva artificial, à temperatura ambiente (25°C), por um total de 10^6 ciclos mecânicos de carga compressiva vertical de 130 N, à frequência de 2 Hz, simulando os ciclos mastigatórios. Ao final da ciclagem mecânica, foi mensurada novamente a desadaptação marginal e o destorque. Os resultados evidenciaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, sendo que o grupo fundido foi o que apresentou maior desadaptação marginal. Foi concluído que os pilares ucla sobrefundidos apresentaram menores valores de desadaptação marginal do que os pilares ucla totalmente calcináveis, mas não foi observada diferença de perda de torque entre eles. Não houve diferença entre a perda de torque ou alteração na desadaptação marginal após a ciclagem mecânica.

Abduo e Judge (2014) realizaram uma revisão de literatura reunindo todas as investigações biomecânicas que avaliaram a

implicação da desadaptação da infraestrutura com próteses fixas. Um total de 633 artigos foi coletado na pesquisa inicial, porém, somente 28 se alcançaram os critérios de inclusão da revisão. De acordo com o delineamento do estudo, os artigos selecionados foram classificados em duas categorias: estudos laboratoriais (análise de elementos finitos, análise em modelos reais e análise da estabilidade do parafuso protético), e estudos animais. Os estudos avaliaram os efeitos de alterações na magnitude e configuração da desadaptação, rigidez da infraestrutura, tipo de parafuso de retenção e tempo de carga sobre implante. Foi concluído que apesar da desadaptação vertical alterar a situação biomecânica do conjunto, sequelas ou comportamentos deletérios devido a estas alterações não puderam ser confirmados com base nos estudos selecionados. Os autores ainda afirmam que devido à falta de critérios claros sobre o que constitui uma adaptação passiva entre a infraestrutura e o implante, as implicações biomecânicas dos efeitos da desadaptação vertical ainda não estão claros.

2.3 Extensometria

Assif et al. (1996), examinaram em estudo *in vitro*, a transferência de cargas e a distribuição de tensões simultaneamente, em próteses parciais fixas sobre implante. Foi confeccionado um modelo fotoelástico simulando a estrutura mandibular com módulo de elasticidade similar ao tecido ósseo humano. Cinco perfurações realizadas no modelo receberam cinco réplicas de implantes, que somente foram encaixados, não parafusados. Aos implantes, estavam conectados a pilares protéticos, que por sua vez, estavam unidos à infraestrutura metálica. Seis extensômetros foram colados na superfície superior da supraestrutura metálica, imediatamente adjacentes às perfurações de acesso aos

parafusos protéticos. O conjunto foi conectado a um equipamento condicionador de sinais elétricos, que transmitiu os valores resultantes em microdeformação ($\mu\epsilon$). Cargas estáticas verticais de 7,5 kgf foram aplicadas por um dispositivo padronizado, em sete pontos, nas extremidades distais e na cabeça de cada um dos parafusos protéticos. Cada aplicação de carga foi registrada de duas formas: a) durante o carregamento; b) cada implante foi registrado individualmente e sequencialmente no modelo fotoelástico com polariscópio circular, fornecendo informações sobre a magnitude e a distribuição de tensões ao longo da superfície dos implantes. A maior distorção foi registrada em ambos os casos, próximo aos extensômetros colados nas extremidades distais. Valores de microdeformação significantes foram registrados também nos extensômetros adjacentes aos extensômetros mais distais. Na análise fotoelástica, o carregamento dos cantilevers apresentou grande tensão nos implantes distais. Para cada ponto de aplicação de carga, foi realizada uma correlação direta entre distribuição de tensão na estrutura metálica e distribuição de tensão ao redor dos implantes. Foi concluído que existe correlação entre o modo de distribuição de tensão com estruturas metálicas e a estrutura de suporte ao redor dos implantes, para pontos determinados de carga. A transferência de carga e distribuição de tensões está em relação direta com a distância entre os componentes do complexo restaurador, do ponto de vista de aplicação de carga. A maior distorção foi registrada nos dois extensômetros mais próximos ao implante que recebeu a carga.

Çehreli et al. (2002), realizaram um estudo *in vitro*, analisando comparativamente as microdeformações ao redor de implantes suportando próteses parciais fixas cimentadas, sob cargas verticais e oblíquas. Dez implantes de hexágono interno com medida de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, com extensômetros incorporados foram posicionados em um modelo experimental. Próteses parciais fixas de três elementos, suportadas em dois implantes foram

fabricadas em quatro grupos de implantes. As próteses foram cimentadas com cimento provisório. Uma carga vertical de 50 N foi aplicada em pontos verticais e oblíquos nas próteses. O ponto de aplicação de carga afetou a microdeformação nos implantes. Para todos os desenhos protéticos, as cargas oblíquas geraram as maiores microdeformações. Foi concluído que, em comparação às cargas verticais, as cargas oblíquas flexionam os implantes, podendo causar perda óssea ao redor da região cervical do implante.

Akça et al. (2002), realizaram um estudo *in vitro*, com objetivo de avaliar a compatibilidade da análise de elementos finitos tridimensional com a extensometria na mensuração de microdeformação em um implante dentário. Dois implantes posicionados verticalmente com dimensões de 10 mm x 3,75 mm foram embutidos em poliuretano. Um extensômetro foi colado em cada implante, paralelo ao seu longo eixo, na região cervical dos implantes, e sete próteses sobre implante em liga níquel-cromo retidas por cimentação foram fabricadas e cimentadas com cimento provisório. Cada prótese foi submetida à carga vertical seguindo o seguinte esquema: a) 50 N no centro da plataforma e longo eixo do implante; b) 50 N lateralmente ao centro da plataforma, paralelamente ao longo eixo do implante. Sete mensurações foram realizadas por cada ponto de carregamento, e a média e desvio padrão foram calculados. Na análise de elementos finitos, os modelos CAD da prótese parcial fixa de três elementos foram construídos e calculados, sendo um modelo comparável ao modelo extensométrico e outro realista, que foi configurado em um formato mais realista, para comparação. Foi concluído que existem diferenças entre a quantificação da microdeformação por extensometria e análise de elementos finitos tridimensional. Porém, existe um acordo mútuo e compatibilidade, entre análise de elementos finitos tridimensional e extensometria na determinação da qualidade de microdeformações induzidas sob carga aplicada.

Karl et al. (2004), em um estudo *in vitro*, avaliou a influência do mecanismo de fabricação e de retenção na microdeformação gerada em próteses parciais fixas implantossuportadas de cinco elementos. Foi transferida a posição de três implantes com pilares sólidos intraorais para um bloco de resina epóxi, com propriedades elásticas similares às do osso trabecular. Para simular o procedimento clínico de confecção de uma prótese sobre implante, moldes foram obtidos a partir do bloco em resina epóxi, sendo confeccionados moldes mestres para cada prótese. Quarenta amostras foram divididas em quatro tipos diferentes de próteses parciais fixas, cada amostra com três pilares protéticos de titânio e dois pânticos. Seis extensômetros foram posicionados próximos aos implantes, um na região mesial e outro na região distal de cada implante. Um extensômetro adicional foi colado na superfície oclusal do pântico entre o segundo e terceiro implantes. As microdeformações geradas foram registradas durante a cimentação ou apertamento, dependendo do mecanismo de retenção em teste. Todas as próteses parciais fixas apresentaram valores consideráveis de microdeformação, sem diferença estatística significativa entre os pilares protéticos cimentados e parafusados, assim como entre os diferentes mecanismos de fabricação testados. Foi concluído que o mecanismo de fabricação e de retenção não influenciou na microdeformação gerada nas próteses parciais fixas implantossuportadas.

Tramontino et al. (2008), realizaram um estudo *in vitro*, com o objetivo de verificar as tensões induzidas aos implantes quando submetidos ao apertamento de infraestruturas protéticas com e sem o uso de pilar intermediário. Vinte infraestruturas em titânio foram confeccionadas através de fundição, a partir de uma matriz metálica contendo dois implantes, simulando prótese fixa de três elementos. Dez peças foram confeccionadas utilizando copings calcináveis tipo ucla diretamente sobre os implantes. Outras dez infraestruturas foram

confeccionadas sobre pilares cônicos intermediários para construções múltiplas. As tensões foram aferidas após o apertamento de cada estrutura mediante o uso de extensômetros calibrados. O uso do pilar intermediário em infraestruturas de três elementos em Ti-cp. fundido não reduziu as tensões induzidas aos implantes.

Heckmann et al. (2004) em seu estudo, quantificaram através da extensometria, a influência das técnicas de moldagem de transferência dos implantes, método de fabricação e mecanismo de retenção na adaptação da supraestrutura de próteses implantossuportadas. Foram obtidas 60 supraestruturas metálicas, divididas em 6 diferentes métodos de fabricação. A microdeformação gerada nas estruturas periimplantares e na supraestrutura de próteses implantossuportadas de três elementos foi mensurada posicionando extensômetros na região mesial e distal dos implantes e sobre a supraestrutura metálica. Os grupos que foram fabricados sobre um modelo de trabalho, produziram maiores valores de microdeformação, em comparação aquelas obtidas diretamente enceradas sobre os implantes, sem a realização de moldagem de transferência. Foi concluído que estruturas metálicas realizadas diretamente em boca, apresentam comportamento biomecânico mais favorável.

Nishioka et al. (2010), avaliaram a influência do tipo de coping e tipo de conexão protética nas microdeformações geradas pelo apertamento de prótese parcial fixa sobre implante de três elementos. Dois blocos em poliuretano foram confeccionados, sendo instalados três implantes de conexão protética hexagonal externa em um dos blocos e, no outro bloco, três implantes de conexão protética hexagonal interna. Os pilares protéticos foram instalados sobre os implantes, seguindo os seguintes grupos: G1-implante hexágono externo/coifa usinada; G2-hexágono externo/coifa plástica; G3-hexágono interno/coifa usinada; G4-hexágono interno/coifa plástica. Parafusos oclusais das estruturas foram

apertados aos pilares microunit retos com 10 Ncm de torque utilizando-se um torquímetro manual. A magnitude de microdeformação em cada extensômetro foi registrada em unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$). Os dados obtidos foram avaliados por ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as diferentes conexões protéticas (hexágono externo e interno), independentemente do tipo de pilar protético utilizado. Foi concluído que o tipo de conexão hexagonal e pilar protético apresentaram comportamento mecânico similar sob apertamento.

Abduo et al. (2011), introduziram uma técnica que utiliza extensômetros para comparar a adaptação marginal de infraestruturas de próteses parciais fixas sobre implante em zircônia e liga metálica cobalto-cromo. Um molde de silicone foi confeccionado com base em imagens de tomografia computadorizada de uma mandíbula humana parcialmente edêntula. O molde obtido foi utilizado para confeccionar uma réplica da mandíbula em resina epóxi. Dois implantes com comprimento de 13 mm e diâmetro de 4,1 mm, foram inseridos na área edêntula. As perfurações dos implantes foram realizadas em diâmetros levemente maiores do que o apresentado pelos implantes, em posições clínicas favoráveis. O primeiro implante (A) foi posicionado no sítio correspondente ao segundo pré-molar inferior. O segundo implante (B) foi posicionado no sítio correspondente ao segundo molar inferior. Pilares protéticos foram adaptados e torquados com 35 Ncm. As oito infraestruturas finais se dividiram em quatro em zircônia e, quatro em liga metálica cobalto-cromo. Na mandíbula em resina epóxi, foram colados três extensômetros na superfície superior do bloco, tangenciando a região cervical dos implantes, nas posições mesial, distal e lingual. Na região vestibular, um quarto extensômetro foi colado em cada implante, na face vestibular, em posição próxima de vertical. Em cada pilar protético, foi aplicada uma carga de 30 N, em três eixos horizontais: eixo mesio-distal; eixo vestibulo-

lingual e diagonalmente. Com base nos resultados, foi concluído que a técnica da extensometria provê resultados consistentes no nível periimplantar. Pelo motivo das estruturas em zircônia e cobalto-cromo terem apresentado valores similares, atribuiu-se níveis de desadaptação vertical proporcionalmente similares entre as estruturas.

Vasconcellos et al. (2011), utilizaram extensometria em seu estudo, com o objetivo de realizar uma avaliação *in vitro*, do efeito do carregamento vertical em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos, variando o tipo de cilindro protético e ponto de aplicação. Três implantes de conexão protética hexagonal interna foram linearmente inseridos em um bloco de poliuretano. Pilares protéticos microunit foram instalados nos implantes com torque de 20 Ncm. Cilindros pré-fabricados em liga cobalto-cromo e cilindros em plástico foram parafusados nos pilares protéticos, que receberam enceramento padronizado e posterior fundição em liga cobalto-cromo. Quatro extensômetros foram colados sobre a superfície do bloco, tangenciando a região cervical de cada implante, o extensômetro 1 mesialmente ao implante 1, o extensômetro 2 e 3, mesialmente e distalmente ao implante 2 respectivamente, e o extensômetro 4, distalmente ao implante 3. Cada estrutura metálica foi parafusada aos pilares protéticos com torque de 10 Ncm, e uma carga axial de 30 kgf foi aplicada em cinco pontos pré-determinados (verticais - A, B, C, e em cantilever - D e E). Os dados obtidos foram avaliados estatisticamente por RM ANOVA e teste *post hoc* de Tukey, com nível de significância de $p < 0.05$. Os resultados apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os diferentes pontos de carga, com o ponto B gerando as menores microdeformações e, o ponto D, as maiores. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre o tipo de cilindro. Foi concluído que o tipo de cilindro não teve efeito na magnitude de microdeformação, mas o local de aplicação de carga influenciou nesta magnitude.

Vasconcellos et al. (2013), realizaram um estudo *in vitro* que utilizou extensometria para avaliar comparativamente o efeito de cargas verticais axiais e não-axiais em próteses parciais fixas sobre implante, variando o posicionamento dos implantes e o ponto de aplicação de carga. Três implantes de hexágono interno foram instalados no centro de cada bloco de poliuretano, com posicionamento linear e compensado. Foram instalados pilares protéticos microunit com torque de 20 Ncm. Sobre os pilares protéticos, coifas plásticas foram parafusadas e a partir de um enceramento padronizado, foram confeccionadas por fundição, dez estruturas em liga metálica cobalto-cromo. Quatro extensômetros foram unidos à superfície dos blocos, tangenciando cada implante. Cada estrutura metálica foi parafusada com torque de 10 N.cm, sendo submetidas individualmente a cargas verticais e não verticais, de 30 kgf, aplicadas em cinco pontos pré-determinados. Os dados registrados pelos extensômetros foram analisados estatisticamente através de RM ANOVA e teste *post-hoc* de Tukey, com nível de significância convencional. Os resultados evidenciaram diferença estatisticamente significativa entre o ponto de aplicação de carga ($P = 0.0001$), com o ponto E (não-axial) gerando a maior microdeformação ($327.67 \mu\epsilon$) e o ponto A (vertical) gerando a menor microdeformação ($208.93 \mu\epsilon$). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre o posicionamento dos implantes ($P = 0.856$). Foi concluído pelos autores, que o posicionamento dos implantes não reduziu a microdeformação resultante ao redor dos implantes, porém o ponto de aplicação de carga influenciou na magnitude desta mesma microdeformação.

Rodrigues (2014), avaliou em seu estudo as microdeformações em prótese fixa de três elementos sobre implantes de hexágono externo sob cargas axiais e não axiais, por meio da extensometria. Foram confeccionados dois blocos de poliuretano, receberam três implantes cada e foram divididos em dois grupos: reto e

angulado 17°. Para mensurar as microdeformações foram colados quatro extensômetros nas superfícies dos blocos, tangenciando cada um dos implantes. Para o estudo, foi utilizado intermediário do tipo microunit para todos os implantes, sendo que os implantes com inclinação de 17° receberam componentes para a correção da angulação. Coifas plásticas foram adaptadas a um enceramento padronizado e depois fundidas. A supraestrutura metálica foi parafusada com torque de 10 N.cm. Utilizou-se do dispositivo de aplicação de cargas (DAC) com uma carga de 30kgf durante 10 segundos. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente através do teste ANOVA e Tukey ($\alpha=5\%$). As diferentes inclinações dos implantes foram estatisticamente significantes, sendo ($p = 0,0022 < 0,05$) para os pontos axiais e ($p = 0,0012 < 0,05$) para os pontos não axiais, sendo que o efeito ponto de aplicação de carga ($p = 0,0001 < 0,05$) obteve valores significantes apenas para os pontos não axiais. Concluiu-se que as microdeformações foram maiores para os implantes angulados de 17° e para os pontos mais distantes do parafuso de fixação das estruturas, nos pontos não axiais (3 e 5 mm).

Vasconcellos et al. (2015), avaliaram as microdeformações ao redor de implantes de hexágono externo e interno, sob carga axial, quando utilizou-se diferentes coifas sobre os pilares microunit para confecção das estruturas metálicas, coifas pré-fabricadas em cobalto-cromo e coifas plásticas. Nesse estudo, os autores concluíram que as conexões do tipo hexágono interno provocaram maiores valores de microdeformação ao redor dos implantes, o tipo de coifa e o local de aplicação das cargas não interferiram nos valores de tensão.

Nishioka et al. (2015), através da análise extensométrica, compararam em seu estudo, um dispositivo de aplicação de carga (DAC) e uma máquina de ensaio universal, utilizando carregamentos axiais e não-axiais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois equipamentos, tanto para cargas axiais como não-axiais. Os autores ainda relataram que a máquina de ensaio universal realiza o

carregamento de forma gradual, que muitas vezes, excedia a carga pré-determinada em até 2% do total. O DAC, por permitir a operação manual do carregamento, consegue proporcionar o carregamento constante e de intensidade controlada. Os autores concluíram que o DAC é uma opção confiável, podendo ser utilizada em carregamentos que envolvem microtensões com precisão.

Hussaini et al (2015), procuraram determinar em seu estudo *in vitro*, a influência da magnitude de microdeformação na alteração da homeostasia do tecido ósseo periimplantar frente a cargas oclusais. Extensômetros foram posicionados a um modelo de polimetilmetacrilato, contendo três diferentes configurações de pilares protéticos sobre implante: a) cimentado; b) UCLA; e c) intermediário. Foi realizada uma carga axial de 200 N, a frequência de 1,0 Hz, através de um sistema de teste mecânico. Os resultados evidenciaram que para todas as situações testadas, as microdeformações registradas não excederam o limite fisiológico estabelecido no estudo (200-2500 $\mu\epsilon$), sendo que os pilares protéticos UCLA apresentaram as maiores microdeformações (596,7 $\mu\epsilon$), seguido dos pilares protéticos com intermediário (462,4 $\mu\epsilon$) e pilares protéticos cimentados (386,4 $\mu\epsilon$). Os autores concluíram que a microdeformação periimplantar apresentada não se encontra abaixo do limite fisiológico do tecido ósseo.

2.4 Fotoelasticidade

Guichet et al (2000) analisaram em seu estudo, a relação da tensão gerada ao se fixar próteses cimento-retidas ou parafuso-retidas. O assentamento passivo e as discrepâncias marginais foram determinadas utilizando-se um modelo fotoelástico de um arco mandibular

posterior parcialmente edêntulo. As fendas marginais vestibulares e linguais, mensuradas por microscópio anteriormente a cimentação ou parafusamento, não revelaram diferença estatística entre a adaptação entre os dois tipos de fixação. O parafusamento causou a redução na fenda marginal ($P < 0.05$). A fenda das próteses cimentadas foi similar antes e após a cimentação. A análise fotoelástica das próteses parciais fixas exibiram tensão distribuída mais uniformemente do que a apresentada nas próteses parafuso-retidas.

Ochiai et al. (2003), realizaram um estudo *in vitro*, comparando os padrões de transferência de tensão com um ou dois implantes posteriores com pilares protéticos com a presença e ausência do intermediário, conectados a um dente natural anterior, sob cargas funcionais, através da análise fotoelástica. Um modelo fotoelástico foi confeccionado, simulando o hemiarco direito mandibular humano com edentulismo posterior. Implantes de dimensões 3,75 x 13 mm foram instalados na região edêntula, nos sítios do primeiro molar e segundo molar respectivamente. Duas próteses parciais fixas foram fabricadas com pilares protéticos cônicos com intermediários ou pilares protéticos ucla sem intermediário. Cargas verticais axiais oclusais foram aplicadas em locais fixos sobre as restaurações. As franjas fotoelásticas desenvolvidas no modelo fotoelástico foram registradas fotograficamente. A intensidade de tensão (número de franjas), concentração de tensões (proximidade das franjas) e sua localização foram comparadas subjetivamente. Como resultado, o carregamento do dente natural resultou em tensões apicais de mesma intensidade (ordem de franja) no dente e no implante correspondente ao primeiro molar, para os pilares protéticos com intermediário (cônicos) e sem intermediário (ucla). Tensão de baixa intensidade foi transferida ao implante correspondente ao segundo molar. O carregamento vertical direto na região implantossuportada demonstrou transferência de baixa intensidade ao dente natural simulado. A transferência de tensões oblíquas apresentou intensidades levemente

maiores nos pilares protéticos sem intermediário (ucla). Dentro das limitações do estudo, a distribuição de tensão e a intensidade para as duas condições protéticas (com e sem intermediário) foi similar. O carregamento axial produziu maiores tensões oblíquas em regiões distantes do ponto de aplicação de carga nos pilares protéticos sem intermediário. Ambos os pilares protéticos apresentaram resultados similares no carregamento vertical.

Assunção et al. (2009), realizaram um estudo com o propósito de descrever os métodos usados na odontologia para avaliar o comportamento biomecânico de implantes osseointegrados. A fotoelasticidade provê boa informação qualitativa na localização geral e concentração de tensões, mas produz informação quantitativa limitada. Este método atende como importante ferramenta para se determinar os pontos de tensão críticos em um material e é comumente utilizado para determinação de fatores de concentração de tensão em geometrias irregulares. A aplicação da extensometria em implantes dentários é baseada no uso de extensômetros de resistência elétrica e, está associada ao equipamento, podendo atender situações *in vitro* e *in vivo*, sob cargas estáticas ou dinâmicas. Porém, o método provê somente registra dados na área abrangida pelo extensômetro. A análise de elementos finitos pode simular tensão utilizando modelos criados em computador, para calcular tensão, microdeformação e deslocamento. Tal análise tem a vantagem de permitir que a simulação de diversas condições seja facilmente alterável, permitindo a mensuração da distribuição de tensão ao redor de implantes em regiões de difícil acesso clínico. Foi concluído que todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes, porém somente se utilizadas com o conhecimento da confecção de modelos (delineamento experimental) e análise de resultados.

Aguiar et al. (2012), compararam em seu estudo as tensões resultantes de próteses implantossuportadas cimentadas e parafusadas, utilizando o sistema ucla através de análise fotoelástica. Um modelo de resina foi confeccionado, simulando o segmento do arco mandibular, com réplicas em resina do primeiro pré-molar e segundo molar. Dois implantes de 3,75 de diâmetro e 11,0 mm de comprimento substituíram o segundo pré-molar e primeiro molar. Cargas verticais estáticas foram individualmente aplicadas na superfície oclusal do pré-molar e molar (5 kgF) e simultaneamente, em ambas as coroas (10 kgF). Os resultados evidenciaram padrões de distribuição de tensão variáveis ao redor de cada implante e, tensões mais concentradas nas coroas individualmente carregadas. As características de distribuição de forças e quantificação das franjas isocromáticas resultantes foram avaliadas em cada situação. Foi concluído que próteses parafusadas unitárias tendem à apresentar maior concentração de tensões ao redor do implante em comparação à próteses implantossuportadas cimento-retidas.

Lee et al. (2013), realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da variação do mecanismo de retenção da prótese implantossuportada na magnitude e padrão de dissipação de tensões aos tecidos periimplantares, com a presença de desadaptação vertical. Um modelo mandibular parcialmente edêntulo, com ausência de pré-molares e molares foi duplicado, sendo confeccionado um modelo mestre em gesso pedra. Três implantes de dimensões 4,1 x 10 mm foram instalados na região edêntula posterior do modelo, respeitando-se a distância de 4 mm entre os implantes e de 2 mm do dente natural. Após a instalação de transferentes, foi confeccionado um molde em silicone. O molde foi preenchido com resina fotoelástica, com módulo de elasticidade similar ao tecido ósseo trabecular, polimerizado a temperatura ambiente. Simultaneamente, um molde em silicone do canino adjacente foi confeccionado, sendo preenchido por resina fotoelástica e unido ao alvéolo do modelo fotoelástico. Próteses parciais fixas

implantossuportadas de três elementos foram confeccionadas simulando-se o procedimento clínico convencional de execução de modelo de trabalho com análogos, a partir de um molde de trabalho. Sobre este modelo de trabalho, foi confeccionada uma prótese parcial fixa de três elementos retida por parafusos, com o cuidado de testar o encaimento sobre o modelo fotoelástico antes da realização da fundição, para observar a presença de desadaptação vertical. Para a fabricação da prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos cimento-retida, foram seguidos os mesmos critérios de fabricação das parafuso-retidas. As fundições foram realizadas em liga ouro tipo III, Todas as próteses receberam jateamento e tratamento ácido, sendo adaptadas com auxílio de microscópio, até apresentarem assentamento preciso. Se fosse observada grande desadaptação, a estrutura era seccionada e soldada novamente. As próteses parafusadas foram instaladas com torque de 35 Ncm e, as próteses cimento-retidas foram cimentadas com pasta zinco-enólica provisória. Após a análise fotoelástica das estruturas adaptadas, cada coroa foi seccionada e uma desadaptação vertical de 100 µm foi inserida, a partir de um índice padronizado. Na superfície oclusal de cada prótese, três pontos de aplicação de carga foram determinados, sendo demarcados com broca carbide em 1 mm de profundidade, Os pontos de aplicação de carga foram localizados no centro de cada superfície oclusal nas próteses cimento-retidas e nos orifícios de acesso aos parafusos protéticos na prótese parafuso-retida. Após a confirmação de ausência de tensão no modelo fotoelástico, foi aplicada uma carga de 134 N individualmente nos três pontos de aplicação de carga, em cada prótese. Para alívio de tensão residual, foram aguardados 5 minutos após cada carregamento. Para análise fotoelástica, sete pontos ao redor dos implantes foram selecionados, observando-se fotograficamente, a ordem de franjas isocromáticas registradas. Quando as próteses consideradas sem desadaptação vertical foram instaladas, baixa tensão foi observada nas próteses cimentadas e parafusadas. As próteses que possuíam

desadaptação vertical, uma tensão mínima apical foi gerada nos dois tipos de prótese. Quando os implantes das extremidades foram carregados, os padrões de dissipação de tensão foram similares para os dois tipos de prótese. Quando a tensão foi aplicada no implante central, ocorreu a dissipação de tensões aos implantes adjacentes. As próteses parafusadas apresentaram uma maior extensão na região cervical dos implantes, em comparação a cimento-retidas.

Zanatta et al. (2014), se propuseram a analisar a dissipação de tensões geradas no tecido ósseo periimplantar sob carregamento simulado, variando o tipo de conexão protética. Quatro sistemas de implantes com diferentes desenhos de conexão interna foram estudados: a) conexão cônica; b) conexão triangular; c) cone-morse; d) hexágono interno. Após a inclusão de cada um dos implantes em resina fotoelástica, os mesmos foram submetidos a carga estática de 100, 150 e 200 N. Os comprimentos de onda que foram gerados foram mensurados na região correspondente à crista óssea, paralela a região cervical do implante e, ao longo do corpo do implante, assim como a dissipação de forças ao longo de toda a área de extensão. Menores tensões foram observadas na crista óssea dos grupos 1 e 3, sem aumento significativo ($P < 0.05$) em diferentes níveis de carga, diferentemente dos níveis de tensão observados nos grupos 2 e 4 foram mais elevados em todos os níveis de carregamento, apresentando diferença estatística significativa dos outros grupos ($P < 0,05$). Foi concluído que o tipo de conexão e o desenho da região cervical do implante influenciaram na dissipação de tensões. A conexão cônica apresentou melhor dissipação de tensão na região cervical, independentemente da carga aplicada no implante.

Tioffi et al. (2014), realizaram um estudo *in vitro*, comparando os métodos de fotoelasticidade e correlação de imagem digital, na análise de tensão/deformação transferidas por próteses implantossuportadas aos tecidos periimplantares. Um modelo em

polimetilmetacrilato foi confeccionado pela combinação de réplicas de um primeiro pré-molar e segundo molar inferiores em resina acrílica e, implantes com roscas reabilitando o segundo pré-molar e primeiro molar. Foram separados quatro grupos: (G1/G3) – próteses metalo-cerâmicas unidas retidas por parafuso; (G2/G4) – próteses metalo-cerâmicas seccionadas retidas por parafuso, foram carregadas com a presença (G1/G2) e ausência (G3/G4) do segundo molar. Cargas verticais estáticas foram aplicadas a coroa do primeiro molar da prótese implantossuportada (50 N para análise fotoelástica e 250 N para correlação de imagem digital). As franjas isocromáticas resultantes observadas nos modelos fotoelásticos foram fotografadas e, um sistema bidimensional com câmera única de correlação de imagem digital registrou a deformação na superfície dos modelos em resina. Tensões residuais se encontraram presentes no modelo fotoelástico após o apertamento das próteses sobre os implantes. Coroas unidas transferiram tensões menores aos tecidos periimplantares quando na ausência do segundo molar. O segundo molar melhorou a distribuição de tensões entre as estruturas de suporte, até para as próteses unidas. Foi concluído pelos autores que ambos os métodos apresentaram resultados similares, sendo capazes de indicar onde as complicações associadas à tensão/deformação podem se originar. Contudo, a correlação digital de imagem, enquanto aparentemente menos sensível do que a fotoelasticidade, não se restringe somente a materiais translúcidos polarizados.

Pesqueira et al. (2014), realizaram uma revisão de literatura com objetivo de abordar os métodos de análise de tensão disponíveis para se estudar a dinâmica de carregamento de próteses parciais fixas implantossuportadas e, discutir suas contribuições na avaliação biomecânica da reabilitação oral através de implantes. Foi revisada a análise de elementos finitos, fotoelasticidade, extensometria e a associação destes métodos. A análise de elementos finitos tem sido utilizada para se avaliar novos componentes, configurações, materiais e

formas de implantes. A maior vantagem do método fotoelástico é a habilidade de visualizar tensões em estruturas complexas, como estruturas orais e, observar padrões de tensão no modelo por completo, permitindo ao pesquisador, localizar e quantificar a magnitude das tensões. A extensometria é utilizada para se registrar tensões em situações *in vivo* e *in vitro* em próteses, implantes e dentes. Alguns autores utilizam a extensometria associada a fotoelasticidade ou método de elementos finitos. Essas metodologias podem ser largamente aplicadas na odontologia, principalmente na pesquisa científica.

3 PROPOSIÇÃO

Utilizando a extensometria e a fotoelasticidade, o objetivo deste estudo foi analisar comparar as microdeformações e tensões de pilares protéticos microunit e ucla em próteses parciais fixas de três elementos sobre implantes de hexágono externo, resultantes da aplicação de cargas axiais estáticas. As seguintes hipóteses nulas foram formuladas:

- a) o pilar protético microunit apresentará valores de microdeformação similares ao pilar protético ucla.
- b) o pilar protético microunit apresentará padrões de concentração de tensões semelhantes ao pilar protético ucla.
- c) os locais de aplicação de cargas axiais: A, B e C, apresentarão valores de microdeformação semelhantes ao redor dos implantes.
- d) os locais de aplicação de cargas axiais: A, B e C, apresentarão padrões de concentração de tensões similares ao redor dos implantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a execução do trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento

(continua)

MATERIAIS	FABRICANTE
Poliuretano	F16 Axson, Cergy, França
Lixas para acabamento	3M ESPE, Minneapolis, EUA
Kit Cirúrgico e Protético	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil
Motor Elétrico	MC 101 Omega, Dentscler, SP, Brasil
Contra-ângulo	Intra MX 20:1, Dentscler, SP, Brasil
Implante hexágono externo. Pilares microunit. Coifas plásticas. Pilares ucla. Parafusos protéticos.	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil
Resina acrílica autopolimerizável incolor	JET - Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Pote dappen de silicone	Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil
Disco de carborundum	Dentorium Products Co. Inc., Nova Iorque, EUA
Tira de lixa para acabamento	3M ESPE, Minneapolis, EUA
Resina acrílica autopolimerizável vermelha	Duralay Reliance Dental MFG Co., Worth IL, EUA
Base formadora de cadinho	DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil
Agente redutor de tensão superficial	Waxit, Degussa, São Paulo, Brasil
Anel de silicone de 90 g	DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil

Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento

(continua)

MATERIAIS	FABRICANTE
Revestimento refratário	Bellavest SH Bego, Bremen, Alemanha
Panela ortodôntica	Próteçni, Araraquara, SP, Brasil
Forno elétrico	Vulcan 3-550, Degussa-Ney, Hanau, Alemanha
Liga metálica Ni-Cr	Wironia Light Bego, Bremen, Alemanha
Maçarico para fundição convencional	EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil
Centrifuga para ligas de cromo e ouro	Universal OGB, Bragança Paulista, SP, Brasil
Marteleto pneumático	Essence Dental, Araraquara, SP, Brasil
Disco de corte 25 Ø x 0,6 mm	Ninja Gold, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil
Jato de óxido de alumínio	Asfer industria quimica LTDA, São Caetano do Sul, SP, Brasil
Extensômetros KFG-02-120-C1-11N30C2 e terminais	Kyowa Electronic Instruments Co., Tokyo, Japão
Adesivo a base de cianoacrilato	Super Bonder Loctite, São Paulo, SP, Brasil
Jato de óxido de alumínio	Asfer industria quimica LTDA, Brasil
Multímetro	Minida ET 2055, Minida, São Paulo, Brasil
Aparelho condicionador de sinais elétricos - Model 5100B Scanner – System 5000	Instruments Division Measurements Group, Inc. Vishay, Raleigh, Carolina do Norte, EUA
Silicone duplicador	Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil
Recipiente plástico	Proplastik, Santos, SP, Brasil
Resina epóxi fotoelastica Araldite GY 279 e endurecedor Aradur HY 2963	Huntsman Brasil Química Ltda, São Paulo, SP, Brasil
Espatuladora a vácuo	Equipamentos VRC, Guarulhos, SP, Brasil
Polariscópio	Eikonol do Brasil, São Paulo, SP, Brasil
Negatoscópio	Macrosul, Curitiba, PR, Brasil
Câmera fotográfica digital - Canon EOS Rebel XT	Canon Inc, Tokyo, Japão

Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento

(conclusão)

Recipiente em acrílico	Eikonal do Brasil, São Paulo, SP, Brasil
Óleo mineral	Lucheti Lubrificantes Ltda., São Paulo, SP, Brasil
Estufa por calor seco	Olidef CZ, Ribeirão Preto, SP, Brasil
Ar condicionado	Samsung Eletrônica da Amazônia LTDA, Manaus, AM, Brasil

4.1 Confeção do modelo experimental

4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano

Foram obtidos dois blocos em poliuretano (F16 Axson, Cercy, França), com propriedades elásticas uniformes (Wiskott e Belser; 1999) e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (poliuretano: 3,6 GPa) (osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Moretti Neto et al., 2011), utilizando-se uma matriz metálica de aço inoxidável de forma retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 1).

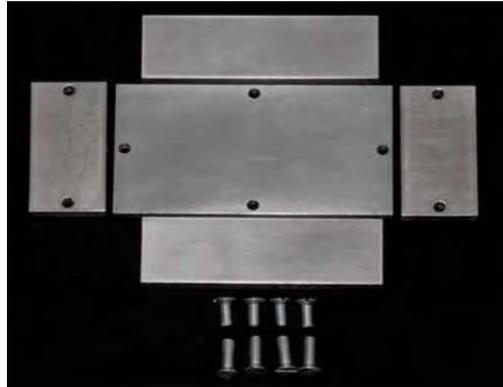


Figura 1- Matriz usada para confecção do bloco de poliuretano desmontada. São evidenciadas as cinco partes que compõem a matriz, com seus respectivos parafusos de fixação.

A montagem da matriz metálica foi realizada de duas formas: a primeira, para se obter o corpo do bloco de poliuretano, de dimensões 95 X 30 X 16 mm (Figura 2). A segunda montagem foi realizada para se obter a base do bloco de poliuretano, de dimensões 95 X 5 X 45 mm (Figura 3).

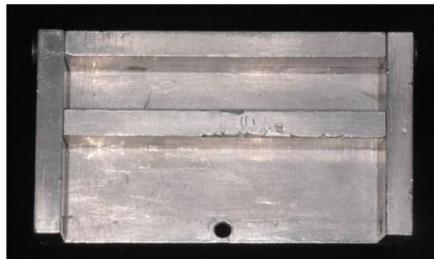


Figura 2 – Primeira montagem da matriz metálica, com dimensões internas de 95 X 30 X 16 mm.

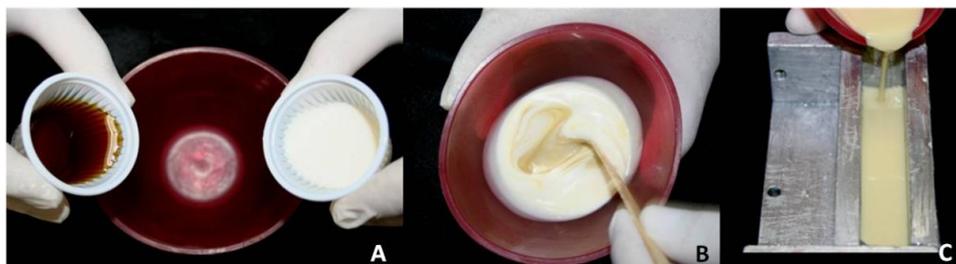


Figura 3- Obtenção do corpo do bloco em poliuretano: (a) catalisador e base proporcionados; (b) homogeneização do poliuretano; (c) poliuretano vertido na matriz metálica em sua primeira montagem.

A resina de poliuretano foi obtida através da mistura de proporções iguais de uma base e um catalisador em um grau de borracha com o auxílio de uma espátula de madeira até homogeneização total (Moretti Neto et al., 2011). Em seguida, a resina foi vertida na matriz metálica em sua primeira montagem, preenchendo-a completamente, para obtenção do corpo do bloco em poliuretano (Figura 4).

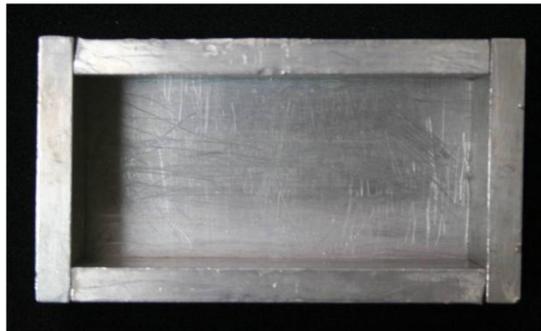


Figura 4 – Segunda montagem da matriz metálica, com dimensões internas de 95 X 30 X 45 mm.

Posteriormente foi realizado o acabamento de todas as superfícies do bloco, com lixa de granulação 220 (3M ESPE, Minneapolis, EUA). O corpo resultante foi posicionado no centro da matriz metálica em sua segunda montagem (Figura 5A). A resina de poliuretano foi novamente manipulada conforme descrito anteriormente, sendo vertida na matriz metálica, para obtenção da base do bloco em poliuretano (Figura 5B).

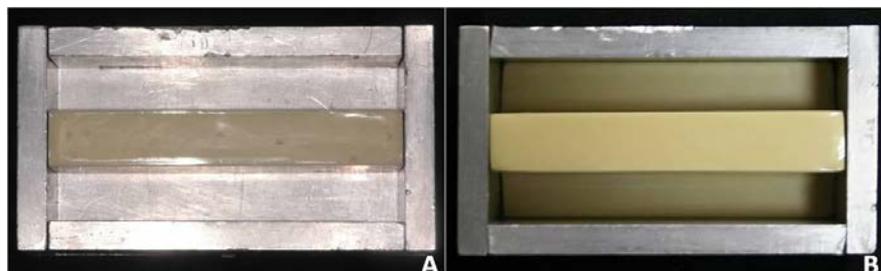


Figura 5 – Obtenção da base do bloco de poliuretano: (a) posicionamento central do corpo na matriz metálica em sua segunda montagem; (b) resina de poliuretano vertida na base após polimerização.

Após a polimerização do poliuretano, o bloco obtido foi removido da matriz metálica. As superfícies dos blocos receberam acabamento com lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, Minneapolis, EUA), até a regularização das superfícies. Após este processo, os blocos assumiram as dimensões de: 95 mm de comprimento por 16 mm de largura e 30 mm de altura (Figura 6).

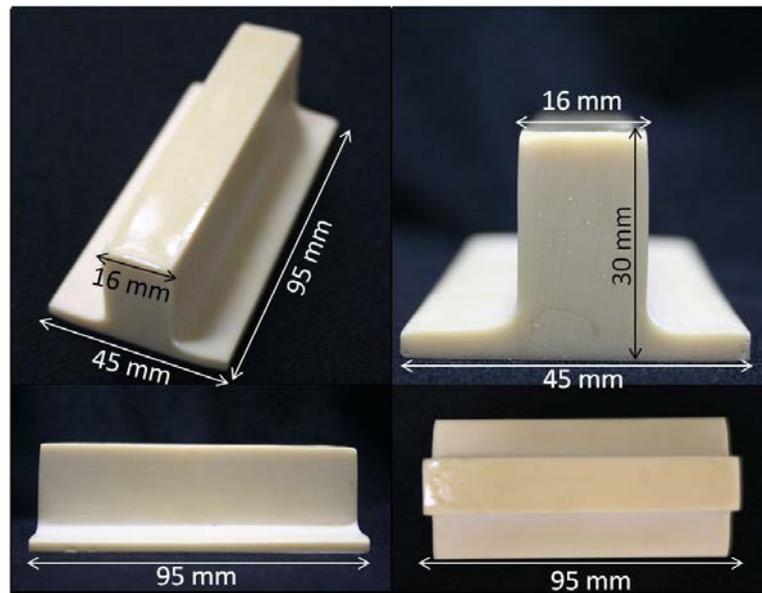


Figura 6 – Bloco de poliuretano com suas dimensões finais.

4.1.2 Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos

Para a instalação dos implantes nos blocos de poliuretano foi utilizado apenas um conjunto de fresas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil) padronizado e convencional: ponta de lança e as helicoidais de 2.0, 2.5, 2.8, 3.0 e 3.2 mm de diâmetro (Figura 7).



Figura 7- Fresas helicoidais utilizadas nas perfurações: lança; 2.0 mm; 2.5 mm; 2.8 m 3.0 e 3.2 mm.

O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões tradicionais. Um dispositivo metálico (Nishioka et al., 2010) foi utilizado para padronizar as perfurações de maneira linear e perpendicular à superfície. Este componente foi posicionado e parafusado no bloco de poliuretano para a realização das perfurações dos implantes (Figuras 8 e 9).



Figura 8- Index para padronização das perfurações perpendiculares.



Figura 9- Index para padronização das perfurações perpendiculares posicionado sobre o bloco em poliuretano.

As perfurações foram realizadas com motor elétrico (MC 101 Omega, Dentscler, SP, Brasil) e contra-ângulo (Intra MX 20:1 Dentscler, SP, Brasil), com velocidade média de 1800 rotações por minuto e a inserção das fixações foi realizada em 14 rotações por minuto (Figura 10).

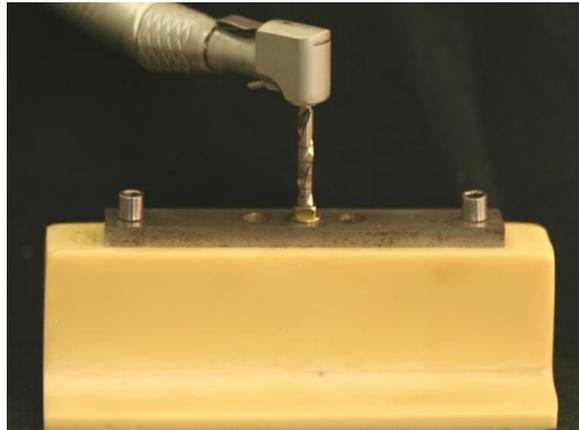


Figura 10 – Realização das perfurações dos implantes.

O torque foi ajustado em 40 N.cm e, a finalização da instalação do implante foi realizada manualmente utilizando-se de catraca cirúrgica (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil) (Figura 11).

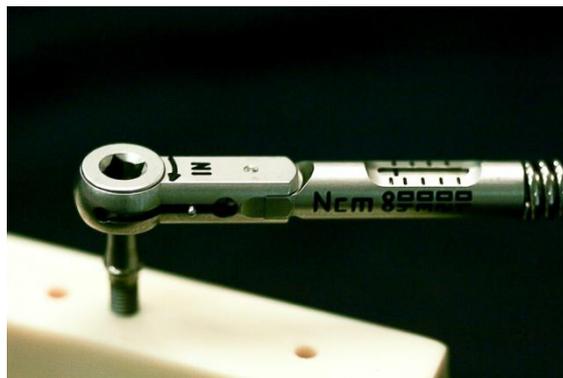


Figura 11- Finalização da instalação do implante utilizando-se de catraca cirúrgica.

Foram instalados, em cada bloco, implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo de medidas 3,75 de diâmetro por 13

mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil). Em cada um dos blocos, três implantes foram inseridos na maior extensão do bloco, paralelos entre si e com a plataforma ao nível da superfície do implante (Figura 12).



Figura 12- Instalação dos implantes nos blocos 1 e 2.



Figura 13- Bloco 1: pilares protéticos microunit retos.

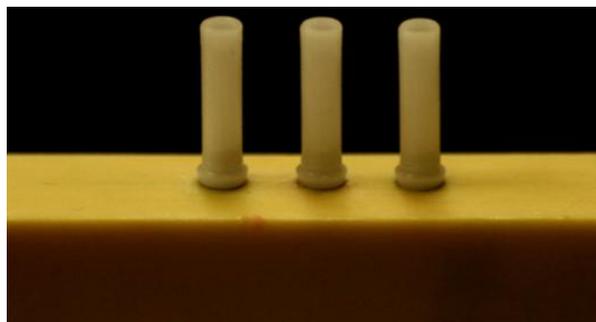


Figura 14- Bloco 2: pilares protéticos sistema ucla.

No bloco 1, sobre a plataforma de assentamento dos implantes, foram parafusados com torque de 20 Ncm, pilares protéticos microunit com cinta metálica de 3 mm (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil), com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil) (Figura 13).

Sobre os pilares protéticos microunit, foram parafusadas manualmente as respectivas coifas plásticas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil), com torque de 10 Ncm.

No bloco 2, coifas plásticas ucla sem sistema antirrotacional, foram instaladas com torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, Brasil) (Figura 14).

4.2 Obtenção do padrão da estrutura em resina acrílica

Para obtenção das supra-estruturas em resina acrílica foi utilizada uma base (componente 1) (Figura 15) com a sobreposição do limitador (componente 2) (Figura 16), que quando fixado pelos parafusos verticais determinou um compartimento retangular que permitiu reproduzir sistematicamente os padrões em resina acrílica de todos os corpos-de-prova com as mesmas dimensões (Figura 17).

O componente 1 é uma base retangular possuindo 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 4 mm de espessura. Possui na parte central, três cilindros equidistantes a 3 mm. Cada cilindro possui 4 mm de altura x 4 mm de diâmetro. Três milímetros a partir da convexidade dos cilindros laterais, existem três marcações verticais bilaterais em baixo relevo. Margeando os cilindros, existem 5 marcações horizontais bilaterais. A distância entre cada marcação é de 1 mm. Existem quatro perfurações bilaterais e diametralmente localizadas que permitiram

rosquear parafusos específicos para promover uma união com os demais componentes da matriz.



Figura 15 Componente 1 da matriz metálica utilizada para obtenção dos padrões em resina .

O componente 2 é o limitador, caracterizado por possuir uma estrutura retangular com 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 4 mm de espessura, possuindo como detalhe uma abertura central que é limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. É fixada à base por dois parafusos verticais.



Figura 16- Componente 2 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina.

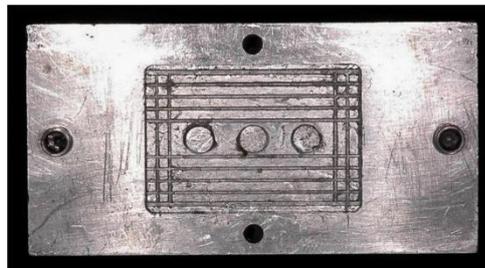


Figura 17- Sobreposição dos componentes 1 e 2 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina .

Após a sobreposição dos componentes, foi aplicada vaselina sobre a estrutura. Resina acrílica autopolimerizável incolor (JET, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil) foi manipulada em pote dappen de silicone (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR, Brasil), segundo as recomendações do fabricante, e vertida no compartimento retangular obtido, aguardando-se sua completa polimerização (Figura 18). Posteriormente, foi realizada a remoção do padrão em resina acrílica do compartimento metálico, que recebeu redimensionamento com disco de carborundum (Dentorium Products Co. Inc., Nova Iorque, EUA) e acabamento com tira de lixa (3M ESPE, Minneapolis, EUA) (Figura 19).

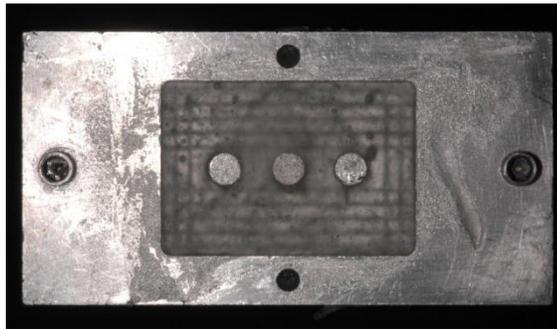


Figura 18- Obtenção dos padrões em resina acrílica. Resina acrílica autopolimerizável vertida no compartimento metálico.

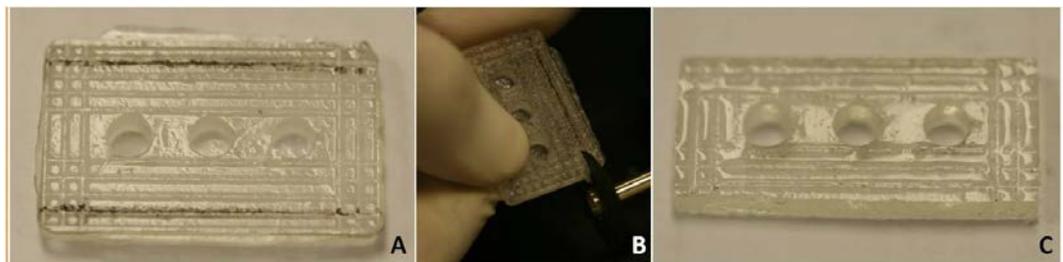


Figura 19- Acabamento do padrão em resina acrílica. (A) Remoção e acabamento do padrão em resina acrílica autopolimerizável. (B)- Redimensionamento com disco de carborundum. (C)- Padrão em resina acrílica autopolimerizável após acabamento.

As estruturas obtidas em resina acrílica autopolimerizável apresentaram dimensões finais de 75X4X35 mm. As estruturas foram posicionadas nas coifas plásticas, respeitando-se a altura de 6 mm a

partir da superfície superior do bloco, para padronização e nivelamento das estruturas padronizadas no dispositivo de aplicação de carga (DAC). Após o posicionamento, as estruturas em resina acrílica foram unidas às coifas plásticas com resina acrílica autopolimerizável vermelha (Duralay, Reliance Dental MFG Co., Worth IL, EUA). A união entre as estruturas e as coifas plásticas foi realizada de maneira sequencial (sobre os pilares dos implantes 1, 2 e 3) na qual cada coifa foi unida com resina acrílica vermelha somente após polimerização da coifa anterior (Figura 20).

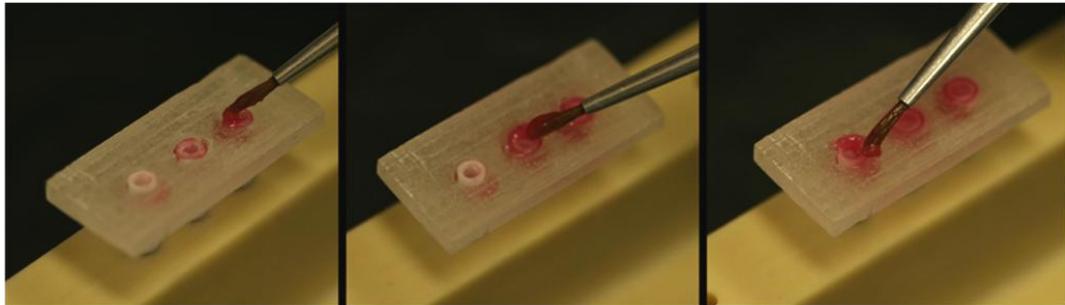


Figura 20- União da estrutura obtida em resina acrílica autopolimerizável às coifas plásticas com resina acrílica autopolimerizável vermelha.

4.3 Inclusão e fundição do padrão de resina

Cada padrão em resina acrílica foi unido individualmente a um conduto de alimentação fixado à base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil) e receberam a aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit, Degussa, São Paulo, Brasil) (Figura 21).

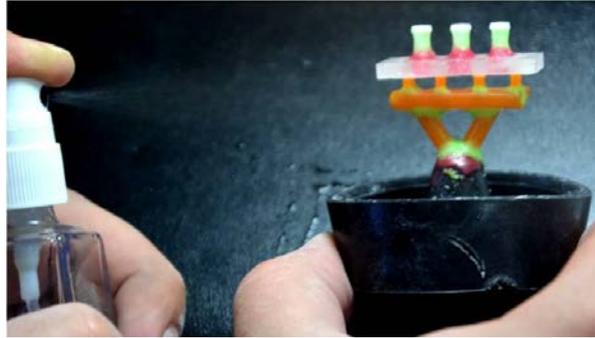


Figura 21 – Padrão em resina acrílica unido a um conduto de alimentação fixado à base formadora de cadinho e aplicação do agente redutor de tensão superficial.

Posteriormente, cada conjunto foi incluído em anel de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil) com capacidade máxima de 90 g (Figura 22).



Figura 22- Inclusão do padrão em resina em anel de silicone.

O revestimento refratário (Bellavest SH Bego, Bremen, Alemanha) na proporção de 22,5 mL / 90 g, foi vertido no anel de silicone, conforme as recomendações do fabricante. Apenas uma estrutura em resina com suas coifas foi adaptada em cada anel (Figura 23).

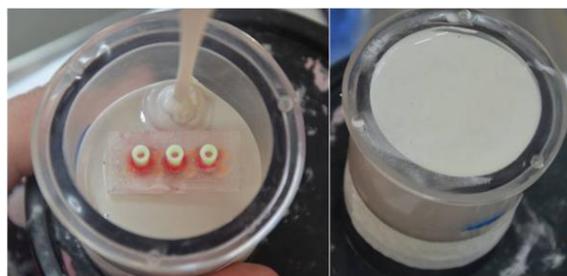


Figura 23- Revestimento vertido em anel de fundição.

O conjunto foi levado à panela ortodôntica (Protécni, Araraquara, SP, Brasil), para devida cristalização sob pressão a seco. (Figura 24).



Figura 24- Anel com revestimento levado a panela ortodôntica.

Após a cristalização do revestimento, o bloco de revestimento foi removido da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado a um forno elétrico (Vulcan 3-550, Degussa-Ney, Hanau, Alemanha) para aquecimento, seguido da volatilização da resina e da cera. O aquecimento foi realizado em três diferentes patamares de temperatura, 45 minutos à 250 °C, seguido do aumento para 580 °C onde permaneceu por 45 minutos e após, permaneceu por 1 hora à 900 °C (Figura 25).



Figura 25- Aquecimento em patamares do bloco de revestimento para correta volatilização da cera e resina.

A fundição foi realizada com a liga de níquel-cromo (Wirobond Light Bego, Bremen, Alemanha). Para cada anel foram utilizados 18.7 g (3 botões). Com auxílio da mistura dos gases combustível GLP e comburente oxigênio em maçarico convencional (EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma centrífuga para cromo e ouro (Universal OGB, Bragança Paulista, SP, Brasil) (Figura 26).



Figura 26- Fundição e injeção da liga metálica Ni-Cr em centrífuga convencional.

O resfriamento dos blocos das fundições ocorreu sobre a mesa de trabalho até atingir a temperatura ambiente.

4.3.1 Acabamento da estrutura metálica

Após o resfriamento, os canais de alimentação foram removidos com auxílio de discos de carborundum, com espessura de 0,5 mm (Dentorium – Nova Iorque, EUA). O revestimento foi removido parcialmente com martelo pneumático (Essence Dental, Araraquara, SP, Brasil) (Figura 27).



Figura 27- Remoção parcial do revestimento com martelo pneumático.

A usinagem foi realizada com disco de corte e o acabamento final realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μm (Asfer industria quimica LTDA, São Caetano do Sul, SP, Brasil) (Figura 28).



Figura 28- Acima: estrutura antes do acabamento. Abaixo: estrutura após o acabamento.

4.4 Obtenção dos blocos em resina fotoelástica

Para obtenção dos blocos em resina fotoelástica, foi confeccionado um molde em silicone duplicador (SM Silicone Master, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil), que reproduziu a forma e posição exatas dos implantes nos blocos em poliuretano. Os transferentes para moldeira aberta (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos

Campos, Brasil) foram posicionados sobre os respectivos pilares protéticos do bloco 1 e diretamente sobre a plataforma dos implantes do bloco 2 em poliuretano (Figura 29).



Figura 29 – Posicionamento dos transferentes para moldeira aberta.

Foi realizada então, a união dos transferentes com fio dental e resina acrílica vermelha (Duralay, Reliance Dental MFG Co., Worth IL, EUA) (Figura 30). Após a polimerização, a resina foi seccionada entre os implantes e novamente unida, a fim de minimizar distorções.



Figura 30 – União dos transferentes com fio dental e resina acrílica vermelha.

Em seguida, os blocos foram individualmente inseridos em um recipiente plástico adaptado (Proplastik, Santos, SP, Brasil), que possui uma abertura superior, permitindo acesso aos transferentes posicionados (Figura 31). Os blocos foram fixados com fita adesiva na face interna da tampa do recipiente plástico, para maior estabilidade do conjunto. Foram manipulados 400 mL de silicone duplicador, na proporção 20 mL/1,5 mL de silicone e catalisador, respectivamente, conforme recomendado pelo fabricante. A mistura foi espatulada por 50

segundos e então, vertida no recipiente plástico, com o bloco a ser duplicado em posição.



Figura 31 – Bloco em poliuretano inserido em recipiente plástico adaptado.

Após aguardar presa final do material (60 minutos), os parafusos passantes foram removidos e o bloco de poliuretano destacado obtendo-se um molde, com os transferentes em posição (Figura 32). Posteriormente, 3 implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo de medidas 3,75 de diâmetro por 13 mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) foram posicionados nos respectivos transferentes.



Figura 32 – Molde em silicone duplicador com os transferentes em posição.

Os blocos fotoelásticos foram obtidos em resina epóxi fotoelástica (Huntsman Brasil Química Ltda, São Paulo, SP, Brasil).

Foram manipuladas 80 mL de resina epóxi Araldite GY279 e endurecedor Aradur HY-2963, na proporção de 40 mL para 19,20 mL, em espatuladora a vácuo (Equipamentos VRC, Guarulhos, SP, Brasil), por 2 minutos, visando evitar a incorporação de bolhas na espátulação.

A mistura homogeneizada foi cuidadosamente vertida no interior do molde, incluindo diretamente os implantes previamente posicionados sem qualquer material interposto, simulando a osseointegração. O conjunto foi levado à panela ortodôntica a seco, com pressão de 40 psi (Protécni, Araraquara, SP, Brasil), com o objetivo de eliminar possíveis bolhas incorporadas na mistura. A completa polimerização da resina epóxi foi aguardada durante 72 horas a temperatura ambiente e, a remoção do modelo fotoelástico foi realizada. (Figura 33).

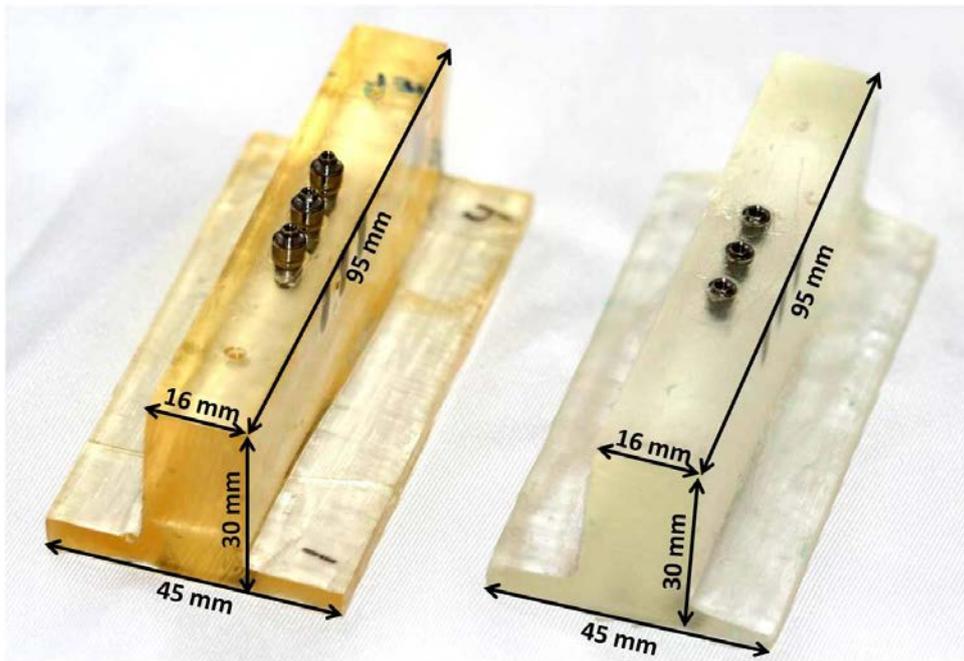


Figura 33- Remoção do modelo fotoelástico. À esquerda: Bloco microunit. À direita: Bloco ucla.

4.5 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos blocos foram cuidadosamente limpas com álcool isopropílico e quatro extensômetros elétricos lineares KFG-02-120-C1-11N30C2 (Kyowa Electronic Instruments Co., Tokyo, Japão) foram colados na superfície de cada bloco com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo, SP, Brasil) configurados conforme o esquema (Figura 34):

extensômetro 1 : direita do implante 1

extensômetro 2 : esquerda do implante 2

extensômetro 3 : direita do implante 2

extensômetro 4 : esquerda do implante 3

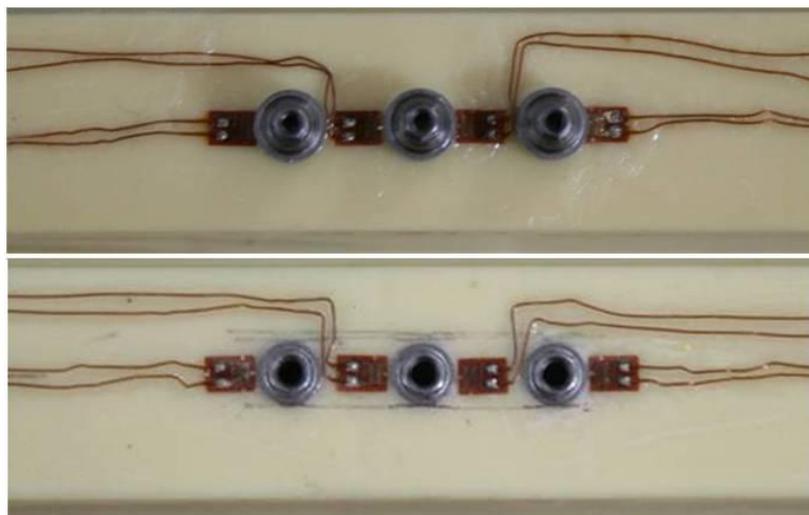


Figura 34 – Acima: vista superior dos implantes instalados com microunits retos, evidenciando os extensômetros instalados. Abaixo: vista superior dos implantes instalados, correspondentes aos pilares ucla, evidenciando os extensômetros instalados.

Após a colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055, Minida, São Paulo, SP, Brasil). Na superfície superior do bloco de poliuretano foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. As variações de resistência elétrica foram transformadas para unidades de microdeformação através de um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner System 5000, Instruments Division Measurements Group, Inc. Vishay, Raleigh, Carolina do Norte, EUA, FAPESP proc: 07/53293-4). A gravação de dados foi realizada utilizando-se o software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256MB de memória RAM. Cabos elétricos permitiram a conexão entre os extensômetros e o aparelho de aquisição de dados, onde estes são encaixados em canais. Cada canal corresponde a um extensômetro, sendo:

Canal 1 (C1) – esquerda do implante 1

Canal 2 (C2) – esquerda do implante 2

Canal 3 (C3) – direita do implante 2

Canal 4 (C4) – direita do implante 3

4.6 Aplicação de cargas

Previamente aos carregamentos, as estruturas metálicas fundidas foram fixadas sobre os respectivos implantes, com torque de 10 Ncm para os pilares microunit e 20 Ncm para os pilares ucla.

Foi utilizada uma ponta arredondada de 2 mm de diâmetro do dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka et al., 2015), que permitiu três carregamentos verticais estáticos constantes de 30 kgf (Mericske-Stern et al, 1995) durante 10 segundos sobre os pontos axiais A, B, C da estrutura metálica fundida (Figura 35 e 36).

Ponto A: centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1.

Ponto B: centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2.

Ponto C: centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

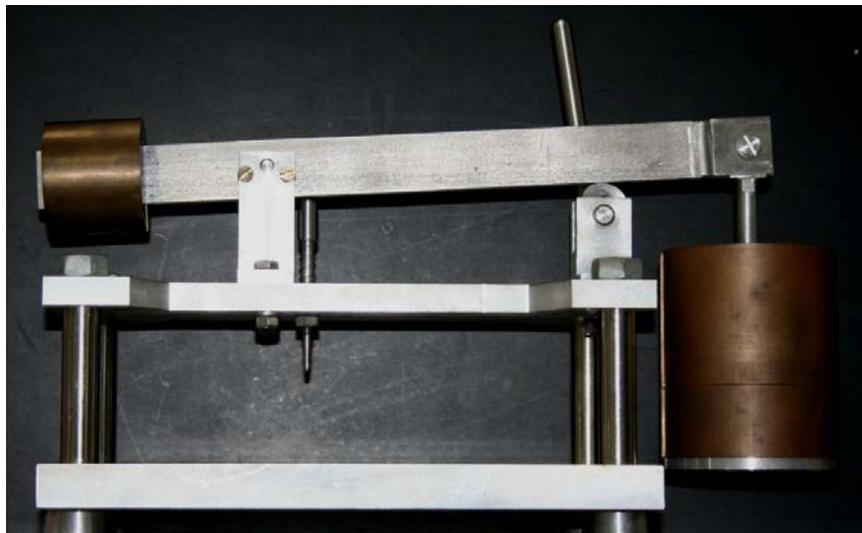


Figura 35 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).



Figura 36 – Pontos de aplicação de carga axial A, B e C.

Anteriormente a cada carregamento, foi realizada a recalibração de cada extensômetro, através do programa computacional. As microdeformações geradas durante a aplicação de carga axial, foram registradas pelos quatro extensômetros e o mesmo procedimento foi realizado para todas as supra-estruturas repetindo três carregamentos por ponto de aplicação de carga. Os valores obtidos foram representados em módulo pois somente foram avaliadas a variação de volume do bloco, desconsiderando valores positivos como expansão ou valores negativos como compressão.

4.7 Análise fotoelástica qualitativa

Foi confeccionada sob medida uma caixa de análise fotoelástica (Eikonol do Brasil, São Paulo, SP, Brasil), consistindo em uma caixa de vidro de 25cm X 25cm X 25cm que contém óleo mineral(Lucheti Lubrificantes Ltda., São Paulo, SP, Brasil). Externamente, em uma das extremidades, está acoplada uma fonte de luz monocromática, originada por um negatoscópio (Macrosul, Curitiba, PR, Brasil) e o filtro polarizador fixo, na outra extremidade, fica acoplado o segundo filtro polarizador com regulagem da fonte de luz. A câmera fotográfica (Canon EOS Rebel XT, Canon Inc, Tokyo, Japão) permanece a uma distância variável que está na dependência da captura das franjas emitidas.

Um novo dispositivo de aplicação de carga (DACF) foi idealizado e adaptado ao polariscópio (FAPESP proc13 16695-8), localizado perpendicularmente ao filtros polarizadores. Caracteriza-se por possuir uma ponta de carga puntiforme, de 2 mm de diâmetro, que permitiu carregamento vertical estático constante de 7,5 kgf sobre os diferentes pontos de aplicação de carga A, B, C da estrutura metálica

fundida (Figura 37). A extremidade é intercambiável o que permite a colocação de pontas de diversas configurações.

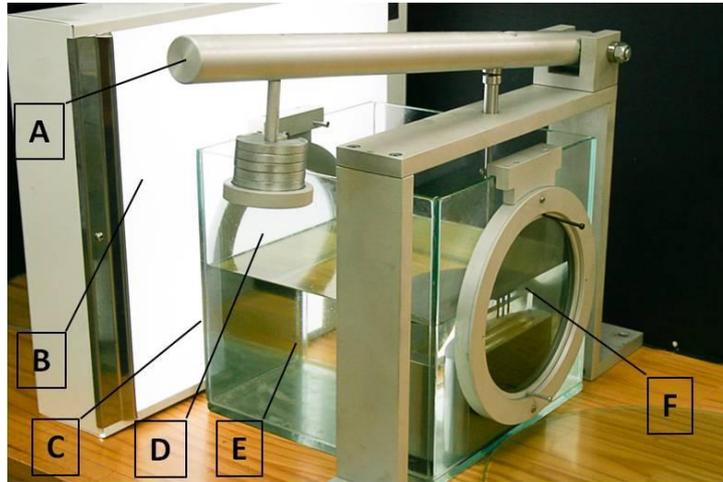


Figura 37- Polariscópio. A. Dispositivo de aplicação de carga. B. Negatoscópio como fonte de luz. C. Recipiente acrílico . D. Primeiro filtro polarizador. E. Óleo mineral. F. Segundo filtro polarizador e analisador.

Uma supraestrutura metálica fundida de cada grupo foi aleatoriamente separada e parafusada no respectivo bloco fotoelástico. Para o pilar protético microunit foi parafusada com torque de 10 Ncm e para o sistema ucla, foi empregado um torque de 20 Ncm.

Os blocos fotoelásticos foram completamente imersos na caixa de análise fotoelástica (Eikonal do Brasil, São Paulo, SP, Brasil), tendo sido previamente preenchido com óleo mineral (Lucheti Lubrificantes Ltda., São Paulo, SP, Brasil), para reduzir a refração superficial e facilitar a observação dos fenômenos fotoelásticos (Figura 38).

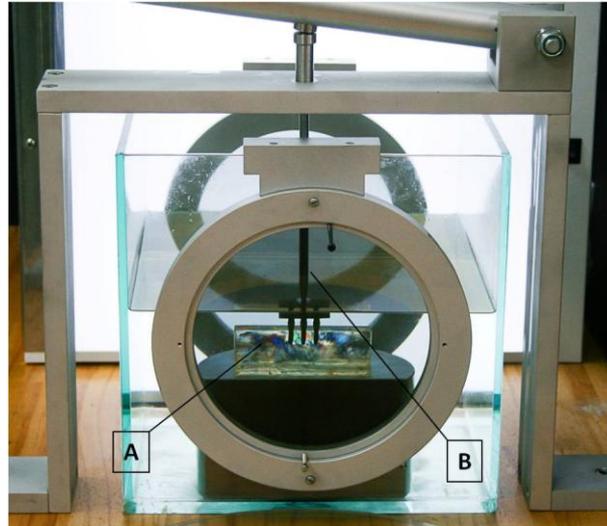


Figura 38- A. Bloco em resina fotoelástica imerso em óleo mineral. B. Ponta aplicadora de carga.

Com auxílio de uma estufa por calor seco (Olidef CZ, Ribeirão Preto, SP, Brasil), foi idealizado um protocolo para alívio da tensão residual acumulada e permitir o carregamento repetido dos blocos fotoelásticos. Cada bloco foi colocado no interior da estufa à temperatura de 50 °C por 20 minutos, sendo resfriado em bancada por 10 minutos, à temperatura controlada de 23 °C por ar condicionado (Samsung Eletrônica da Amazônia LTDA, Manaus, AM, Brasil). Este protocolo provou ser eficiente na eliminação das tensões residuais e seguro a manutenção das propriedades da resina fotoelástica, sendo inferior a temperatura de decomposição térmica da resina, estabelecida pelo fabricante (>200 °C).

Durante cada aplicação de carga, a fonte de luz monocromática produzida pelo negatoscópio foi naturalmente polarizada pelos dois polariscópio, que atravessava o óleo e o material fotoelástico, percorrendo as regiões de maior concentração de tensão, formando então, um padrão de cores colorido denominados de franjas, o que permitiu visualizar o padrão de distribuição de tensões no material fotoelástico, registrado pela máquina fotográfica digital.

4.7.1 Captura de imagem fotoelástica

Antes de qualquer análise, instalação e carregamento vertical, os blocos em resina fotoelástica foram fotografados no polariscópio, certificando que se encontravam livres de tensões residuais. Em seguida, após a instalação da supraestrutura metálica e antes do carregamento, foram novamente realizados registros fotográficos em polariscópio.

A análise qualitativa seguiu os parâmetros estabelecidos e utilizados em estudos prévios (Brodsky et al., 1975; Markarian et al., 2007): quanto maior a proximidade entre as franjas, maior a concentração de tensões e quanto maior o valor da ordem de franja (N), maior a magnitude de tensão.

Para facilitar a contagem e visualização das franjas isocromáticas inteiras, foi utilizado o *software* Adobe Photoshop CS5[®] (Adobe Systems Incorporated, San Jose, CA, EUA). Alterou-se a curva RGB (entrada 206; saída 62) Este ajuste permitiu que as franjas ficassem mais aparentes em relação às franjas apresentadas nas imagens originais (Menani LR, 2009) (Figura 39).

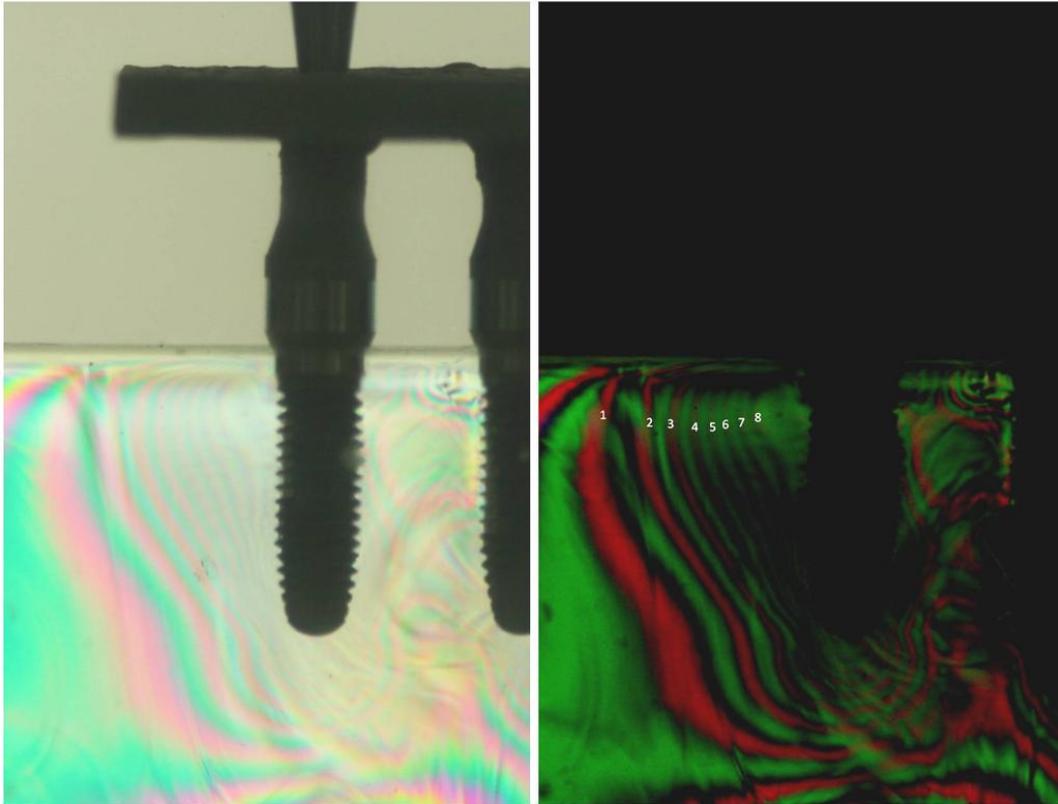


Figura 39 - Exemplificação dos parâmetros utilizados para análise qualitativa.

A ordem de franja em uma região do bloco fotoelástico pode ser determinada observando-se na imagem capturada, o espectro do comprimento de onda da fonte de luz utilizada. A Figura 40, apresentada por Bernardes et al. (2004), representa as colorações observadas quando se utiliza uma fonte de luz branca monocromática:

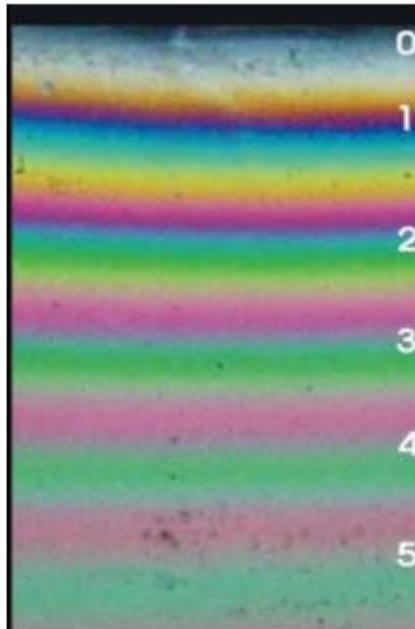


Figura 40 - Ordens de franja isocromáticas inteiras.

- Franja de ordem $N=0$ (preto) – sem tensão;
- Franja de ordem $N=1$ (transição Violeta/Azul) – magnitude baixa;
- Franja de ordem $N=2$ (transição Vermelho/Verde) – magnitude média;
- Franja de ordem $N=3$ (transição Rosa/Verde) – magnitude elevada;
- Franja de ordem $N=4$ (transição Rosa/Verde) – magnitude elevada;

4.8 Delineamento experimental

Na análise extensométrica, os fatores de estudo deste experimento foram: os dois tipos de pilares (microunit e ucla) e os locais de aplicação de carga (A, B e C), sob três repetições, seguindo um esquema fatorial de: 2 x 3.

4.9 Análise estatística

Todos os dados obtidos pelos quatro extensômetros dos diferentes pilares protéticos e diferentes locais de aplicação, sob três repetições, foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais (GraphPad Prism, GraphPad Software, version 4.00, 2003). A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrões. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância de medidas repetidas de dois fatores (pilar protético e ponto de aplicação) (ANOVA-RM), no qual a variável ponto de aplicação foi considerada como fator repetido. O estudo do efeito interação foi representado por meio do gráfico de médias. Comparações múltiplas entre as médias foram realizadas pelo teste de Sidak. Para o nível de significância foi escolhido o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

A tabela 1 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada extensômetro (SG), nos pilares protéticos microunit, em cada ponto de aplicação. Os valores em suas representações reais estão disponíveis em apêndice. A maior média de microdeformação (1981,2 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 4 (SG4), no ponto de aplicação C. A menor média de microdeformação (319,8 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 1 (SG1), no ponto de aplicação C.

Tabela 1 – Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos microunit submetidos a cargas verticais

Ponto de aplicação	Extensômetro (SG)	n*	Média	Desvio padrão	Coefficiente de variação
A	SG1	10	1360,5	$\pm 220,7$	16,22
	SG2	10	786,6	$\pm 421,0$	53,52
	SG3	10	936,1	$\pm 297,8$	31,82
	SG4	10	740,7	$\pm 266,4$	35,96
B	SG1	10	979,3	$\pm 223,9$	22,87
	SG2	10	725,7	$\pm 282,1$	38,88
	SG3	10	839,4	$\pm 324,2$	38,62
	SG4	10	1595,1	$\pm 255,8$	16,04
C	SG1	10	319,8	$\pm 97,4$	30,46
	SG2	10	740,5	$\pm 226,5$	30,59
	SG3	10	855	$\pm 282,5$	33,04
	SG4	10	1981,2	$\pm 402,6$	20,32

* número de corpos de prova.

A tabela 2 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada extensômetro (SG), nos pilares protéticos ucla, em cada ponto de aplicação. A maior média de

microdeformação (1396,9 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 1 (SG1), no ponto de aplicação A. A menor média de microdeformação (254,6 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 2 (SG2), no ponto de aplicação B.

Tabela 2 – Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos ucla submetidos a cargas verticais

Ponto de aplicação	Extensômetro (SG)	n*	Média	Desvio padrão	Coefficiente de variação
A	SG1	10	1396,9	327,1	23,41
	SG2	10	501,8	172,5	34,38
	SG3	10	373,3	235	62,95
	SG4	10	373,3	194,9	52,21
B	SG1	10	597,7	158,5	26,52
	SG2	10	254,6	149,9	58,9
	SG3	10	419,1	359,1	85,67
	SG4	10	849,2	213,3	25,12
C	SG1	10	157,3	85,2	54,16
	SG2	10	238,2	42,8	17,96
	SG3	10	662,1	276,7	41,8
	SG4	10	1350	376,4	27,88

* número de corpos de prova

A Tabela 3 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada ponto de aplicação, nos pilares protéticos microunit e ucla.

Tabela 3 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) e desvios padrão obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos

Ponto de Aplicação	Microunit	ucla
A	956; $\pm 178,95$	637,3; $\pm 204,67$
B	1034,8; $\pm 166,61$	530,1; $\pm 134,74$
C	974,1; $\pm 191,64$	601,9; $\pm 90,69$

Os dados obtidos dos valores em média de microdeformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas dois fatores. Foi escolhido o nível de significância convencional de 5%, A análise inferencial está representada na tabela 4, apresentando os efeitos dos fatores primários (pilar protético e ponto de aplicação) e de sua interação.

Tabela 4- Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação

Efeito	GI	SQ	QM	F	P-valor
Pilar protético*	1	238381	238381	50,26	0.0001
Resíduo I	18	853446	47414		
Ponto de aplicação	2	2029	1015	0,05801	0,9437
Pilar protético *	2	91728	45864	2,622	0,0865
Ponto de aplicação					
Resíduo II	36	629686	17491		
Total	59	1576889			

GL: grau de liberdade; SQ: soma quadrática; MQ: média quadrática; F: fator F.

*Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Na tabela 5 são apresentados os valores ($\mu\epsilon$) de média de microdeformações, nos pilares protéticos microunit e ucla e os resultados do teste Sidak para o fator pilar protético.

Tabela 5 - Teste de Sidak, para as médias de microdeformação nos pilares protéticos microunit e ucla

Pilar protético	Média	Grupos homogêneos
Microunit	988,3	A
Ucla	597,8	B

As médias e desvios padrões dos pilares protéticos sob cargas verticais, analisando o efeito pilar protético e o efeito ponto de aplicação de carga estão representadas na Figura 39.

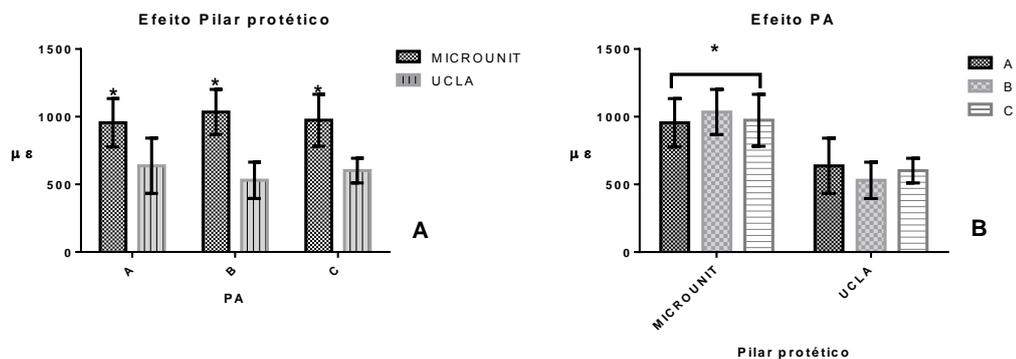


Figura 41- Gráfico de médias e desvios padrões de microdeformação ($\mu\epsilon$) em cada ponto de aplicação de carga vertical, analisando o efeito pilar protético e ponto de aplicação. (A) Vertical – efeito Pilar Protético; (B) Vertical – efeito PA.

5.1 Análise fotoelástica qualitativa

Previamente aos carregamentos, foi certificado que os blocos fotoelásticos se encontravam livres de tensão.

A Figura 42 apresenta as tensões encontradas nos blocos fotoelásticos antes e após da instalação das supraestruturas metálicas e antes da aplicação de carga vertical, para os dois pilares protéticos utilizados.

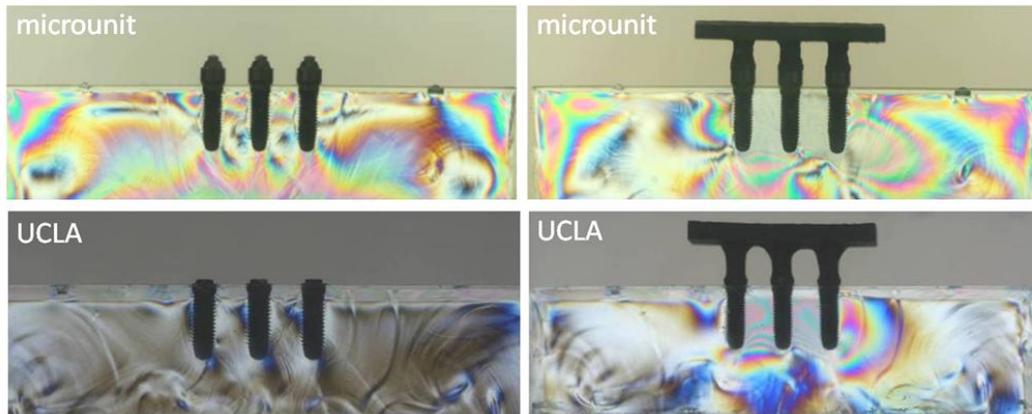


Figura 42 - Tensões encontradas antes e após a instalação das supraestruturas metálicas fundidas, para os dois pilares protéticos utilizados.

Nas figuras 43, 44 e 45, temos as imagens originais submetidas ao tratamento de imagem descrito anteriormente, evidenciando as franjas isocromáticas inteiras, resultantes das tensões geradas no carregamento vertical para ambos os pilares protéticos, nos diferentes pontos de aplicação (A, B e C).

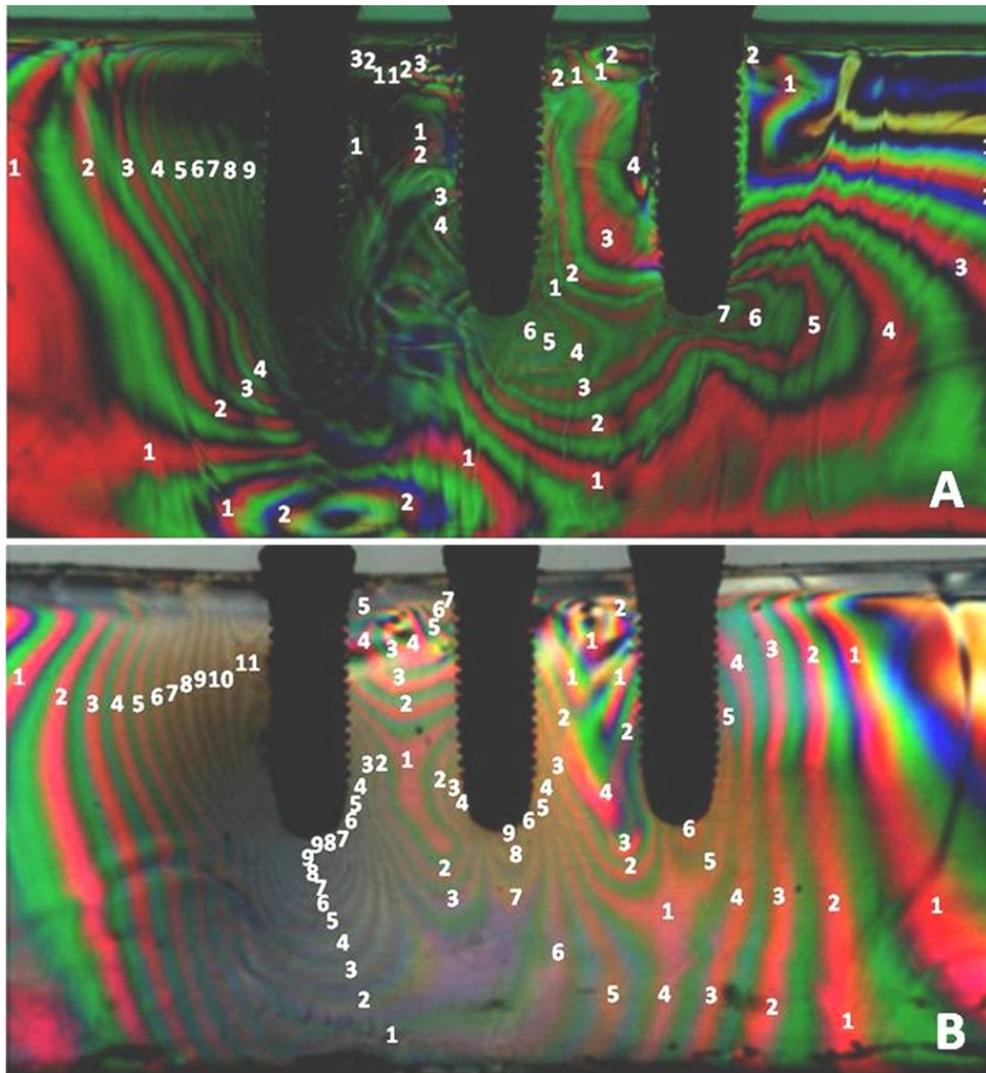


Figura 43 - Análise fotoelástica qualitativa: (A) microneedle (B) ucla - Ponto de aplicação A.

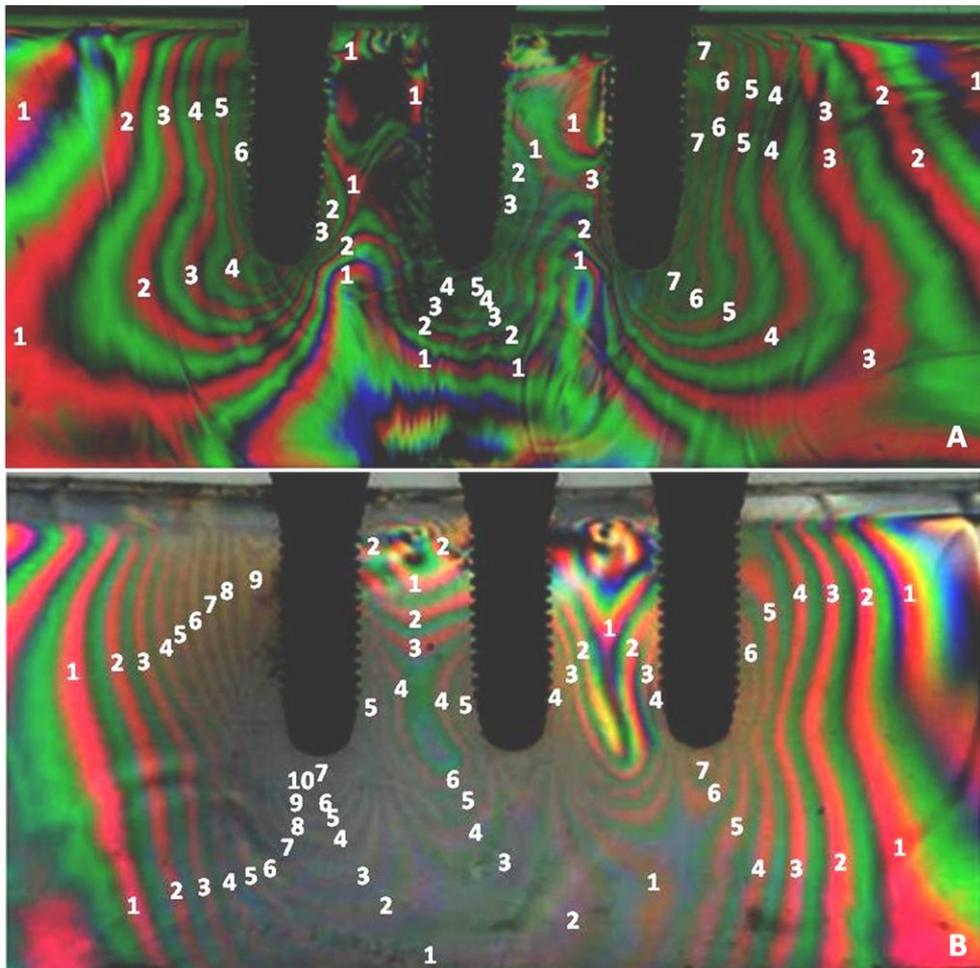


Figura 44 - Análise fotoelástica qualitativa: (A) microunit (B) ucla - Ponto de aplicação B.

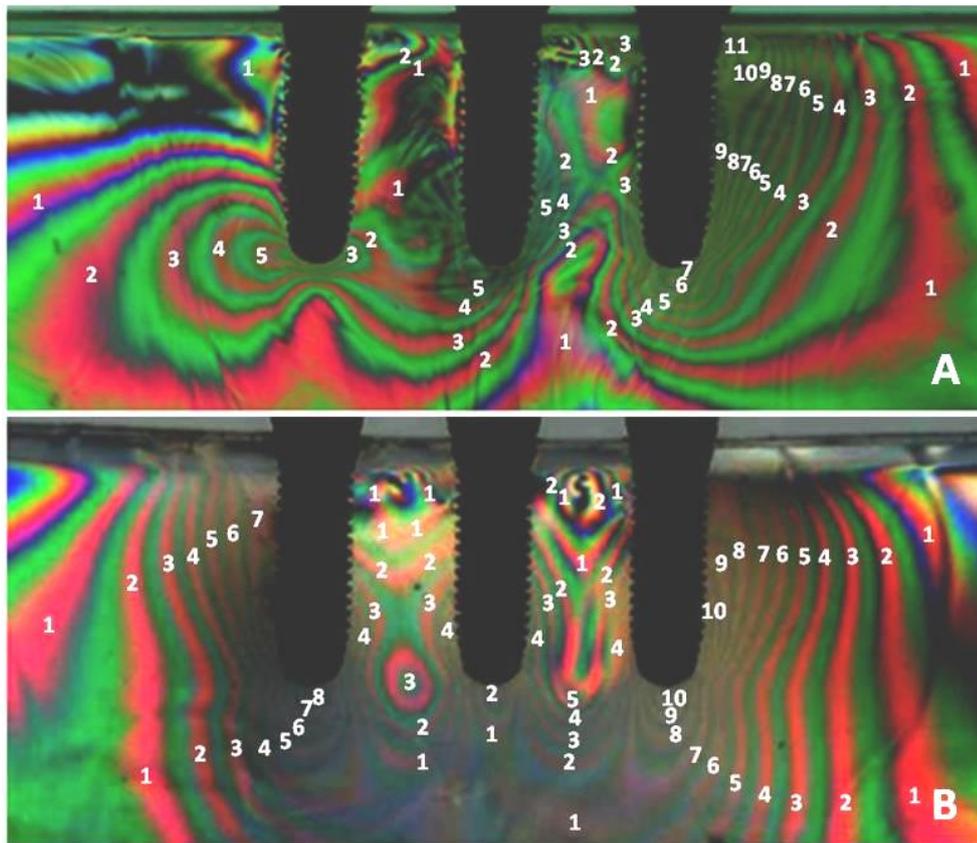


Figura 45 - Análise fotoelástica qualitativa: (A) microunit (B) ucla - Ponto de aplicação C.

A tabela 6 apresenta os resultados da análise fotoelástica qualitativa, para o pilar microunit e ucla, nos diferentes pontos de aplicação de carga (A, B e C), para os três implantes.

Tabela 6 – Análise fotoelástica qualitativa, para o pilar microunit e ucla, nos diferentes pontos de aplicação de carga (A, B e C)

Pilar protético	Ponto de aplicação	Franjas por implante			Total	Ordem de franja (N)
		1	2	3		
microunit	A	16	13	13	42	2 (Elevada)
	B	11	9	21	41	1 (Moderada)
	C	7	13	27	47	2 (Elevada)
Ucla	A	25	19	13	57	2 (Elevada)
	B	21	15	14	50	1 (Moderada)
	C	16	10	21	47	2 (Elevada)

6 DISCUSSÃO

Não foi constatado na literatura, estudos retrospectivos quantitativos demonstrando a falha do sistema ucla e este sistema comumente foi considerado deficitário devido ao conjunto protético ser constituído por um único parafuso (não segmentado) e não por dois parafusos (segmentado), como são constituídos os sistemas protéticos convencionais. Como já foi descrito, é um dogma presente na reabilitação protética e sendo assim, acreditado por muitos profissionais, como sendo uma opção de reabilitação insegura. Além de todos os adjetivos positivos apresentados inicialmente, torna-se imperioso apresentar um fator ímpar na reabilitação com implantes tradicionais. Partindo do pressuposto que a altura do tecido periimplantar não possui influência sobre o sistema ucla. Na fase da remoção do parafuso de cobertura, clarifica-se a conduta de realizar a moldagem de transferência imediatamente nesta fase ou de já construir a coroa temporária com o próprio transferente do implante, sem haver a necessidade de condicionar o tecido periimplantar. Não há necessidade de seguir as etapas tradicionais: cicatrizador e seleção da altura da cinta metálica do pilar protético.

Num caminho inverso de pesquisa, após a constatação comprovada de sucesso há sete anos na utilização do sistema ucla na Clínica de Implantes do Instituto de Ciência e Tecnologia, fez a necessidade de estudos laboratoriais para que o sistema possa ser utilizado com uma melhor base científica, pois todos os atributos positivos deste sistema tiveram comprovação com documentação clínica, associa-se a estas particularidades a redução de custo para o paciente.

A extensometria e a fotoelasticidade são ensaios mecânicos complementares, capazes de mensurar as microdeformações

adjacentes a plataforma do implante e a evidenciar as tensões ao longo destes implantes.

Na análise extensométrica, o poliuretano foi selecionado para a confecção dos modelos artificiais devido ao seu módulo de elasticidade (3,6 GPa) aproximar-se do módulo de elasticidade ósseo (4,0 a 4,5 GPa), sendo validado em estudos *in vitro* (Moretti Neto et al., 2011). Apesar de o poliuretano ser utilizado largamente em estudos *in vitro* (Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Heckman et al., 2004, 2006; Nishioka et al., 2009, 2010, 2011, 2015; Abreu et al., 2012; Vasconcellos et al., 2011, 2013, 2015), este material se apresenta homogêneo e com módulo de elasticidade isotrópica (Moretti Neto et al., 2011), com limitações para simular a realidade do tecido ósseo. Apesar destas restrições, o poliuretano permitiu uma padronização de substrato para realizar a comparação do comportamento mecânico das duas situações em estudo. Uma característica obtida no laboratório foi a obtenção do travamento dos implantes, situação que se compara ao travamento clínico ideal, obtido com 40 Ncm. Desta forma, foram eliminadas as propriedades inerentes e variáveis do tecido ósseo, como densidade óssea, contato irregular entre tecido ósseo e implante, composição estrutural e estabilização do implante.

Como as análises extensométrica e fotoelástica foram utilizadas neste estudo, foi respeitada a padronização das dimensões dos modelos extensométricos e fotoelásticos. A espessura do bloco foi determinada partindo-se da observação da birrefringência da resina fotoelástica, onde foi adotada uma espessura suficiente para a adequada inserção dos implantes e que ainda permitisse que as propriedades fotoelásticas da resina não fossem alteradas. A altura dos blocos foi selecionada a partir da altura padrão determinada pelos dispositivos de aplicação de carga (DAC), assim como a base, garantindo maior estabilidade em todos os carregamentos.

Neste estudo, foram confeccionados corpos de prova com superfície oclusal plana, para eliminar fatores relacionados à anatomia dentária, como inclinação das vertentes triturantes ou a presença de sulcos, o que não teria aplicabilidade para este estudo. A anatomia dentária impediria que a carga fosse aplicada diretamente sobre o parafuso de retenção, o que ocorreu no centro do longo eixo do implante. Como a ênfase deste estudo foi a análise de cargas axiais e quanto mais distante do longo eixo do implante for a região onde a carga incide, maior será a tensão resultante distribuída ao longo eixo do implante (O'Mahony et al., 2000). Foi importante a padronização dos orifícios presentes em cada ponto de aplicação de carga de todos os corpos de prova com relação à ponta aplicadora de carga do dispositivo de aplicação de carga (DAC), permitindo a realização do mesmo carregamento em cada ponto de aplicação de carga.

Neste estudo foi utilizada a liga Ni-Cr na busca da menor desadaptação vertical da supraestrutura, resultado dos estudos anteriores (Costa et al., 2003). A desadaptação vertical entre os pilares protéticos e a base dos implantes não foi mensurada devido à inserção do implante situar-se ao nível da superfície dos blocos, impossibilitando a visualização da interface por microscópio óptico, o que resultaria em sobreposição de planos. Com auxílio de uma sonda exploradora realizou-se apenas uma aferição visual de desadaptação, o motivo principal para descarte da fundição foi apenas quando existiu ausência de instabilidade do conjunto sobre a plataforma ou sobre o pilar protético. Sob análise da fotoelasticidade pode ser verificado que nenhuma correlação existiu entre a abertura marginal e os índices de concentração de tensões das próteses retidas por parafusos (Guichet et al., 2000). Na análise de elementos finitos (Bacchi et al., 2013) ficou constatado que o aumento da desadaptação vertical de copings de plástico resultou no aumento das tensões resultantes nos pilares protéticos e estruturas periimplantares.

Adverso a esta posição em prótese implantossuportadas de três elementos Nishioka et al., 2010 e Vasconcellos et al., 2015 não encontraram diferenças na utilização de copings plásticos ou usinados. Uma correlação direta entre desadaptação vertical e distribuição de tensões não pode ser afirmada em literatura (Torres et al., 2011; Abduo e Judge, 2014, Rodrigues et al., 2014), um efeito negativo foi evidenciado no estudo de Kano et al., em 2006, onde pilares protéticos usinados retiveram porcentagem maior de torque quando comparados aos fundidos.

Este trabalho optou por unir as coifas plásticas dos pilares protéticos microunit e dos pilares ucla diretamente sobre os blocos em poliuretano, sem a realização de moldagem de transferência e obtenção do modelo de trabalho, visando evitar possíveis distorções inerentes a cada uma destas fases para a obtenção das fundições.

A carga oclusal simulada neste estudo se baseou em cargas fisiológicas *in vivo* observadas em pacientes com próteses implantossuportadas verificadas no estudo de Mericske-Stern et al. (1995). Na literatura, as cargas utilizadas em análises extensométricas variaram amplamente, de 30 a 300 N (Abduo et al, 2011; Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Vasconcellos et al., 2011, 2013; Nishioka et al., 2015). Foram realizadas aplicações de cargas axiais no centro do longo eixo dos implantes, sobre os parafusos de retenção ou de fixação, buscando a dissipação mais uniforme possível ao longo dos implantes, o que resultaria na menor concentração de tensões no tecido ósseo periimplantar (O'Mahony et al., 2000; Barbier et al., 1998), considerou-se que quanto mais distante do longo eixo do implante a aplicação de carga ocorresse, maior seria a tensão resultante dissipada ao tecido ósseo periimplantar (O'Mahony et al., 2000). Para a análise extensométrica foram realizadas três episódios de aplicação de carga no mesmo corpo de prova, fato motivado pela elevada sensibilidade inerente

aos extensômetros nos registros das microdeformações e associada ao elevado desvio padrão das médias dos valores resultantes. Desta maneira os três episódios de aplicação de cargas forneceram maior precisão para a análise inferencial.

Como realizado em estudos prévios (Abreu et al., 2012; Akça et al. 2002; Assif et al., 1996; Çehreli et al., 2002; Karl et al., 2004; Kojima et al., 2008; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2008; Vasconcellos et al., 2011; Vasconcellos et al., 2013; Vasconcellos et al., 2015), os extensômetros foram posicionados na região cervical tangenciando os implantes, buscando-se registrar a microdeformação na região de maior concentração de tensões. Quando um implante recebe carga oclusal, a tensão é transferida ao osso, com a maior concentração de tensões na porção mais coronária do tecido ósseo periimplantar. Isto é consequência de um princípio geral da engenharia que afirma que quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, as tensões serão maiores onde os materiais tem o primeiro contato (Isidor 2006).

No presente estudo, analisando os resultados descritos nas tabelas 1 e 2, os menores valores de microdeformação foram observados no sistema ucla. Observando-se a tabela 3, a maior média de microdeformação ($1034,8 \mu\epsilon$; $\pm 166,61$) foi observada no ponto de aplicação B, no pilar protético microunit e a menor média de microdeformação ($530,1 \mu\epsilon \pm 134,74$) foi observada no ponto de aplicação B, no pilar protético ucla. Apesar dos pilares microunit terem apresentado os maiores valores de microdeformação, todos os valores encontrados neste estudo estão dentro da faixa de homeostasia óssea (entre $100 \mu\epsilon$ e $2000 \mu\epsilon$) apresentadas no estudo de Wiskott e Belser (1999), sendo considerados fisiologicamente aceitos.

O teste ANOVA RM 2-fatores descrito na tabela 4, o fator pilar protético apresentou efeito estatisticamente significativo ($p=0,0001$).

Desta forma, a primeira hipótese nula foi negada. O pilar protético convencional microunit apresentou valores mais elevados de microdeformação, comparados com o sistema ucla. Estes resultados foram os destaques mais expressivos desta pesquisa o que está em dissonância com a literatura clássica, a explicação para esta diferença reside no fato que, no sistema segmentado, existem dois parafusos que promovem uma liberdade maior de movimento, e que também estar associado ao parafuso de retenção que necessita de um aperto de apenas 10 Ncm. Associado a isto deve ser computado uma altura maior do conjunto formado pelo pilar protético e a coifa plástica de fundição. No sistema não segmentado estes fatores não estão presentes. A padronização dos parafusos de fixação com a cabeça sextavada foi adotados nesta pesquisa, se a seleção tivesse sido por parafusos de fixação com a cabeça quadrada, o que é comum, os resultados de microdeformação poderiam ter sido inferiores. Os resultados obtidos neste estudo estão em sintonia com o estudo Tramontino et al. (2008), onde o uso de pilar intermediário não reduziu as tensões induzidas aos implantes, porém somente foi mensurada a dissipação do torque e não, da aplicação de carga axial.

Segundo o teste ANOVA RM 2-fatores apresentado na tabela 4, o fator ponto de aplicação ($p=0,9437$) e da interação entre os fatores ($p=0,0865$) não foram estatisticamente significantes. Com base na análise dos resultados obtidos, pode-se afirmar que a terceira hipótese de nulidade foi também aceita. Os diferentes pontos de aplicação de cargas axiais (A, B e C), apresentaram valores semelhantes de microdeformação ao redor dos implantes. Os resultados obtidos estão em eufonia com Abreu et al., 2012, entretanto não estão em sintonia com outros estudos realizados anteriormente (Nishioka et al., 2015; Vasconcellos et al. 2011, 2013, 2015), onde foram encontradas diferenças estatisticamente significante entre os pontos de aplicação de carga, porém nestes últimos

estudos, foram avaliados fatores adicionais, como a conexão protética de hexágono externo ou interno e cargas não-axiais. Acredita-se que as diferenças dos resultados anteriores a este estudo tiveram origem nas discrepâncias da qualidade das fundições e esta simetria dos resultados não tem sido uma resultante comum.

Nos ensaios para a fotoelasticidade foi desenvolvido outro dispositivo (DACF) para a aplicação de cargas axiais estáticas, que teve como objetivo substituir a utilização da máquina de ensaios universal. O princípio de utilização é o mesmo do DAC e de fácil operação. Salientando as vantagens de ser apenas mecânico, de operacionalidade isenta de treinamento, de transporte razoavelmente simples, com baixo custo de manutenção e que são de características antagônicas a máquina de ensaios universal.

Uma vantagem do método fotoelástico é a capacidade de determinação da concentração de tensões em geometrias irregulares ou estruturas complexas, permitindo a visualização do modelo por completo (Assunção et al., 2009; Pesqueira et al., 2014). Porém, apesar de apresentar boa informação qualitativa no comportamento geral da concentração de tensões, produz informação quantitativa limitada. (Assunção et al., 2009). Por este motivo, a quantidade do valor da carga aplicada nos carregamentos oclusais da análise fotoelástica foi inferior às cargas observadas na extensometria, seguindo os valores determinados no estudo de Assif et al., (1996). À medida que somente se empregou fotoelasticidade qualitativa, a quantificação da intensidade das tensões observadas foi realizada subjetivamente (Ochiai et al., 2003). Buscando a preservação da integridade do bloco fotoelástico, assim como o correto alívio de tensões residuais, a carga aplicada foi reduzida

Como fator comparativo, na análise fotoelástica, a partir dos resultados apresentados na tabela 6, quando foi aplicado a carga no ponto A, o maior número de franjas se concentrou no implante 1,

igualmente no pilar microunit e no pilar ucla. Quando as cargas foram aplicadas no ponto B; no pilar microunit, ficou evidenciado o maior número de franjas, com discreta variação no pilar ucla, o maior número de franjas foi evidenciado nas extremidades. Quando a carga ocorreu no ponto C, tanto no pilar microunit, como no ucla, o maior número de franjas foram encontradas no implante 3.

Com base na análise dos resultados obtidos, pode-se afirmar que a segunda hipótese de nulidade foi aceita. O pilar protético convencional e o sistema ucla apresentaram padrões de distribuição de franja similares, diferindo apenas a localização. Esta posição encontra-se em sintonia com o estudo de Ochiai et al.(2003), com uma diferença, que neste trabalho houve a união de um dente natural anterior com os pilares protéticos, onde obtiveram um padrão de distribuição de tensões similares entre o pilar protético microunit e o sistema ucla. Como este estudo se baseou em uma análise fotoelástica qualitativa, foi possível realizar somente a interpretação dos padrões de distribuição de tensões resultantes ao redor dos implantes. Atribuir magnitude e quantificar as tensões resultantes foram realizados de forma subjetiva.

Ambos os pilares protéticos apresentaram padrões de distribuição similares na aplicação de carga vertical. Subjetivamente pode ser creditada uma discreta nuance de tensão sobre o sistema ucla com ligeira concentração no terço médio quando comparado com o pilar microunit, cuja concentração de tensão circunscreveu-se na região cervical, e esta situação nos induz a criar uma posição que apenas um único corpo de prova deve ser utilizado para este tipo de análise, considerando se a variável da fundição. Os resultados descritos na tabela 5 contrariaram os resultados encontrados em estudos prévios (Hussaini et al., 2015, Aguiar et al., 2012) que afirmaram que a presença do pilar protético intermediário altera o padrão de distribuição de tensões na estrutura protética, reduzindo a transmissão de tensões ao implante.

Observando-se ainda os resultados descritos na tabela 6, quando foi aplicada carga no ponto A ou no ponto C, em ambos os pilares, o maior número de franjas se concentrou no implante mais próximo do longo eixo da carga axial. Quando foi carregado o ponto B, em ambos os pilares, o maior número de franjas se concentrou em uma das extremidades, A ou C. O padrão de distribuição de tensões em diferentes pontos de aplicação se assemelha ao padrão descrito em outros estudos (Lee et al., 2013; Assif et al., 1996), onde quando foi aplicada uma carga uma prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos, em uma de suas extremidades, a maior concentração de tensões ocorreu no implante mais próximo da extremidade que recebeu a carga. Já quando a carga oclusal incidiu axialmente no longo eixo do implante central, as tensões tenderam a se concentrarem nos implantes das extremidades.

A análise da fotoelasticidade é uma interpretação subjetiva. O detalhamento de cada franja está na dependência da visualização de cada operador, que não recebeu um treinamento padronizado e nem existe este tipo de exercício, para este discernimento, ficando a interpretação sob a responsabilidade de cada grupo de pesquisa. Destaca-se também que é uma análise de apenas um único corpo de prova ou de supraestrutura de cada grupo, desta maneira não é ponderado o fator, que acreditamos ser, de maior impacto que é a discrepância das fundições, e seguindo este raciocínio, o resultado de uma única amostra de fundição não deveria ser representativa das outras nove.

No prólogo deste capítulo, foi apontada uma dúvida clínica e isto determinava um empirismo do procedimento protético, apesar da inexistência de relatos negativos na literatura, contudo o sucesso na utilização clínica sinalizava para o comportamento favorável do sistema ucla, pois estava associado a episódios em pequeno número de insucessos. Futuramente serão cadastrados e analisados

estatisticamente os pacientes que participaram deste contexto clínico. Baseado nos ensaios da extensometria e da análise da fotoelasticidade, ficou evidenciada confiabilidade e segurança para o uso clínico do sistema ucla.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- a) a eliminação do pilar protético convencional no sistema ucla apresentou valores de microdeformação menores que os pilares protéticos convencionais.
- b) a eliminação do pilar protético convencional no sistema ucla apresentou padrões de concentração de tensão semelhantes dos pilares protéticos convencionais.
- c) os diferentes pontos de aplicação de cargas axiais (A, B e C), apresentaram valores semelhantes de microdeformação ao redor dos implantes.
- d) os diferentes pontos de aplicação de cargas axiais (A, B e C) apresentaram diferentes padrões de concentração de tensão.

8 REFERÊNCIAS*

Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014 May-Jun;(3) 29:608–21. doi:10.11607/jomi.3418.

Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2012 May-Jun;27(3):529-36.

Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Jun;22(6):658-63. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02019.x. Epub 2010 Oct 6.

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont*. 2012 Oct;21(7):535-9. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x. Epub 2012 Aug 20.

Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Sep;9(3):121-7. doi:10.1111/j.1708-8208.2007.00055.x

Aguiar FA Jr, Tioffi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. *J Craniofac Surg*. 2012 Nov;23(7 Suppl 1):2019-23. doi: 10.1097/SCS.0b013e3182597c09.

Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar-Apr;15(2):115-21.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 20 ago 2013; acesso em 25 out 2014]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996 Mar; (3):285-91. doi:10.1016/s0022-3913(96)90486-2.

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009 Jul;20(4):1173-7. doi:10.1097/SCS.0b013e3181acdb81.

Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*. 2013 Sep;71(5):1243-9. doi:10.3109/00016357.2012.757644.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998 Nov;25(11):847-58. doi:10.1046/j.1365-2842.1998.00318.x.

Barbosa GA, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J*. 2007;18(2):139-43. doi:10.1590/s0103-64402007000200010.

Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica da fotoelasticidade [CD-ROM]. In: *Anais 3th – Congresso Nacional de Engenharia Mecânica*; 2004. Belém; 2004.

Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw torque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2013 May-Jul;71(3-4):404-9. doi:10.3109/00016357.2012.690528. Epub 2012 May 21.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100. PubMed PMID: 4924041. doi:10.3109/02844316909036699.

Brewster D. Experiments on the depolarization of light as exhibited by various mineral, animal and vegetable bodies with a reference of the phenomena to the general principle of polarization. *Phil Trans*. 1815, pp.29-53. doi:10.1098/rspl.1815.0003.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod.* 1975 Jan;67(1):1-10. doi:10.1016/0002-9416(75)90124-4.

Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes [review]. *Int J Prosthodont.* 1998 Sep-Oct;11(5):470-90.

Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002;11(3):286-92. doi:10.1097/00008505-200207000-00015.

Costa HM, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti And Pd-Ag alloys. *Braz Dent J* 2003;14(3):197-202. doi:10.1590/s0103-64402003000300011.

Duyck J, VanOosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert, I. Pre- load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 2001a Mar; 28: 226-33. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00665.x.

Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001b Jun ;12(3):207-18. doi:10.1034/j.1600-0501.2001.012003207.x.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants [review]. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998 Jun;106(3):721-64. doi: 10.1046/j.0909-8836..t01-6-.x.

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

Gastaldo JF, Pimentel AC, Gomes MH, Sendyk WR, Lagana DC. Stress Analysis on single cobalt/chrome prosthesis with a 15mm Cantilever placed over 10/13/15mm length implants: a simulated photoelastic model study. *J Oral Implantol.* 2014 Jun; 41(6): 706-11. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-13-00139.

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

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. an in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004 Aug;15(4):466-73. doi:10.1111/j.1600-0501.2004.01027.x.

Heckmann SM, Karl M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite elements analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Impl Res* 2006 Jun; 17(3): 345-50. doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01177.x.

Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent*. 2004 Nov;92(5):441-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.07.023.

Hussaini S, Vaidyanathan TK, Wadkar AP, Quran FA, Ehrenberg D, Weiner S. Peri-Implant Strain in an In Vitro Model. *J Oral Implantol*. 2015 Oct;41(5):532-7. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00305. Epub 2013 Oct 11.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997 Feb; 8: 1-9. doi:10.1111/j.1600-0501.1997.tb00001.x.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res*. 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18. doi:10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x.

Kan JP, Judge RB, Palamara JE. In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Feb;25(2):73-82. doi: 10.1111/clr.12059.

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in ucla-type abutments. *J Prosthodont*.2006 Mar-Apr;15(2):77-81.doi:10.1111/j.1532-849x.2006.00078.x.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):30-7.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Implants Res* 2004 Aug; 401–12. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x.

Kojima AN. Extensometria: avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada (offset), sob carregamento axial [tese]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

Lee JI, Lee Y, Kim NY, Kim YL, Cho HW. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Oct;15(5):735-49. doi: 10.1111/cid.12134. Epub 2013 Aug 9.

Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, May P. The ucla abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 Fall; (3): 183-189.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan;33(1):75-8. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955 Dec;34(6):831-8. doi: 10.1177/00220345550340060601.

Malik R, Garg R, Suresh DK, Chandna S. Success or failure of a dental implant: its relationship to bone density: a case report of a failed implant. *J Contemp Dent Pract*. 2010 Dec 1;11(6):E065-72. PubMed PMID: 21203739.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007 Mar-Apr;16(2):117-22. doi:10.1111/j.1532-849x.2007.00161.x.

May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997 May;77(5):497-502. doi:10.1016/s0022-3913(97)70143-4.

Menani, LR. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse [tese]. Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2009 [acesso 2015-08-02]. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/58/58131/tde26032010123545/>. doi:10.11606/t.58.2009.tde-26032010-123545.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI

implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 May-Jun;10(3):345-54. doi: 10.1097/00008505-199600510-00032.

Moretti Neto, RT; Hiramatsu, DA ; Suedam, V; Conti, PCR; Rubo, JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis: compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):47-51. doi:/10.1590/S1678-77572011000100010

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi:10.1590/s1678-77572010000300005.

Nishioka RS, Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. doi: 10.1590/0103-6440201300321.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr; 20(2):e24-32. doi:10.1097/ID.0b013e318211fce8.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka, LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent,* 2009; 18 (6): 512-20. doi:10.1097/id.0b013e3181bcc621.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent.* 2003 May;89(5):495-502. doi:10.1016/s0022-3913(03)00167-7.

O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000;9(3):207-18. doi:10.1097/00008505-200009030-00006.

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol* 2014 Apr;40(2):117-22. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00138. Epub 2011 Dec 30.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the

biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):217-28. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.

Pimentel AC, Manzi MR, Polo CI, Sendyk CL, Naclério-Homem MD, Sendyk WR. Photoelastic analysis on different retention methods of implant supported prosthesis. *J Oral Implantol*. 2015 June; 41(3): 258-63. doi:10.1563/aaid-joi-d-12-00200.

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

Rodrigues, VA. Estudo das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo, sob a aplicação de cargas axiais e não axiais em pilares protéticos retos e angulados. 2014. 104 f. dissertação São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2014. Disponível em: <http://hdl.handle.net/11449/127612>.

Schwarz, MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*. 2000; 11 Suppl 1: 156-158. doi:10.1034/j.1600-0501.2000.011s1156.x.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003 Mar;89(3):256--60. doi: 10.1067/mpr.2003.40.

Tiozzi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, Fok AS et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):276-84. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029. Epub 2014 Jan 23.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferrazzo R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;22(6):2060-3. doi: 10.1097/SCS.0b013e3182319812.

Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, Mattos MGC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech*. 2011 Jun; 44(9):1735-9. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.03.032.

Tramontino VS, Luthi LF, Daroz LGD, Dias LG, Mesquita MF, Nóbilo MA et al. Análise das tensões induzidas nos implantes quando submetidos ao parafusamento de próteses parciais com e sem intermediários. *RPG ver pos-grad*. 2008 jul-set; 15(3): 186-90.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg*. 2009 Mar;20(2):471-4. doi: 10.1097/SCS.0b013e31819b9926.

Vasconcellos LG. Avaliação in vitro da influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono interno, por meio da extensometria [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

Vasconcellos LG, Kojima AN, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I. Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: strain gauge analysis. *J Oral Implantol*. 2015 Apr;41(2):149-54. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00174. Epub 2013 Apr 10.

Vasconcellos LG, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *J Craniofac Surg* 2013 Nov; 24(6):e546-51. Doi: 10.1097/SCS.0b013e31829ac83d.

Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci*. 2011 Nov-Dec;19(6):610-5. doi: 10.1590/s1678-77572011000600011.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res* 1999 Dec; 10 (6): 429-44. doi:10.1034/j.1600-0501.1999.100601.x.

Worthington P. History, development, and current status of osseointegration as revealed by experience in craniomaxillofacial surgery. In: Brånemark P-I, Rydevik BL, Skalak R, editors. *Osseointegration in skeletal reconstruction and joint replacement*. Carol Stream: Quintessence; 1997. p. 25–44.

Zanatta LC, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *J Craniofac Surg*. 2014 May;25(3):1068-71. doi:10.1097/SCS.0000000000000829.

APÊNDICE A – Dados complementares dos resultados obtidos

Quadro 2 - Resultados do grupo microunit sob carga axial

(continua)

Cdp	PA	SG1	SG2	SG3	SG4
1	A	-1309	-358	-419	-514
1	A	-1309	-321	-406	-505
1	A	-1280	-322	-398	-507
1	B	-865	-522	-284	-1098
1	B	-994	-577	-356	-1456
1	B	-1034	-596	-373	-1519
1	C	-415	-816	-909	-2781
1	C	-410	-804	-895	-2735
1	C	-425	-814	-879	-2706
2	A	-1302	-466	-1122	-910
2	A	-1266	-445	-1132	-920
2	A	-1306	-451	-1130	-896
2	B	-891	-263	-920	-1850
2	B	-873	-270	-920	-1869
2	B	-908	-260	-935	-1880
2	C	-315	-393	-599	-1771
2	C	-314	-364	-558	-1688
2	C	-316	-370	-554	-1699
3	A	-1571	-839	-1190	-890
3	A	-1574	-816	-1176	-875
3	A	-1569	-822	-1105	-798
3	B	-901	-771	-1509	-1628
3	B	-902	-787	-1575	-1679
3	B	-908	-763	-1445	-1454
3	C	-204	-694	-1475	-2276
3	C	-204	-697	-1479	-2337
3	C	-202	-684	-1442	-2229
4	A	-1684	-619	-522	-340
4	A	-1677	-629	-455	-240
4	A	-1537	-536	-404	-214
4	B	-1210	-734	-486	-1326
4	B	-1218	-715	-486	-1337
4	B	-1220	-708	-488	-1366
4	C	-345	-931	-773	-1441
4	C	-347	-881	-727	-1362
4	C	-363	-902	-713	-1330
5	A	-1308	-1003	-1180	-1202
5	A	-1371	-1069	-1250	-1232
5	A	-1320	-1043	-1336	-1200
5	B	-1373	-1014	-1043	-1903

Quadro 2 - Resultados do grupo microunit sob carga axial

(continua)

Cdp	PA	SG1	SG2	SG3	SG4
5	B	-1325	-963	-1112	-1966
5	B	-1333	-988	-1099	-1962
5	C	-450	-1100	-1121	-2092
5	C	-444	-1123	-1144	-2131
5	C	-447	-1129	-1147	-2146
6	A	-1311	-753	-971	-905
6	A	-1307	-748	-966	-903
6	A	-1307	-754	-966	-898
6	B	-916	-604	-598	-1209
6	B	-923	-600	-634	-1289
6	B	-919	-609	-685	-1365
6	C	-370	-584	-566	-1643
6	C	-371	-602	-600	-1744
6	C	-365	-593	-602	-1752
7	A	-1689	-744	-951	-759
7	A	-1693	-732	-944	-756
7	A	-1687	-725	-939	-751
7	B	-1273	-696	-904	-1884
7	B	-1269	-678	-887	-1877
7	B	-1270	-683	-910	-1905
7	C	-291	-561	-665	-1907
7	C	-310	-532	-553	-1715
7	C	-316	-512	-549	-1609
8	A	-1343	-607	-850	-618
8	A	-1341	-635	-831	-629
8	A	-1375	-629	-842	-628
8	B	-652	-728	-870	-1455
8	B	-645	-901	-985	-1453
8	B	-680	-688	-851	-1505
8	C	-223	-901	-727	-1878
8	C	-241	-942	-777	-1837
8	C	-229	-917	-752	-1876
9	A	-954	-1850	-1150	-515
9	A	-960	-1847	-1261	-527
9	A	-957	-1854	-1321	-547
9	B	-848	-1368	-770	-1268
9	B	-842	-1326	-846	-1411
9	B	-852	-1283	-912	-1539
9	C	-411	-896	-980	-2399
9	C	-401	-894	-984	-2401
9	C	-403	-895	-991	-2413
10	A	-1309	-358	-419	-514

Quadro 2 - Resultados do grupo microunit sob carga axial

(conclusão)

Cdp	PA	SG1	SG2	SG3	SG4
10	A	-1309	-321	-406	-505
10	A	-1280	-322	-398	-507
10	B	-865	-522	-284	-1098
10	B	-994	-577	-356	-1456
10	B	-1034	-596	-373	-1519
10	C	-415	-816	-909	-2781
10	C	-410	-804	-895	-2735
10	C	-425	-814	-879	-2706

APÊNDICE B– Dados complementares dos resultados obtidos

Quadro 3 - Resultados do grupo ucla sob carga axial

(continua)

Cdp	PA	SG1	SG2	SG3	SG4
1	A	-1623	-765	-335	-214
1	A	-1623	-758	-331	-206
1	A	-1617	-788	-318	-194
1	B	-235	-595	-392	-1190
1	B	-232	-592	-388	-1154
1	B	-238	-580	-370	-1119
1	C	-188	-282	-270	-1524
1	C	-205	-300	-269	-1554
1	C	-208	-300	-253	-1464
2	A	-1620	-650	-850	-447
2	A	-1624	-665	-852	-436
2	A	-1622	-651	-854	-441
2	B	-730	-198	-799	-1138
2	B	-742	-196	-797	-1160
2	B	-753	-200	-814	-1132
2	C	-174	-249	-564	-1142
2	C	-167	-230	-499	-1003
2	C	-143	-244	-680	-1208
3	A	-1136	-257	-208	-469
3	A	-1139	-256	-199	-425
3	A	-1120	-265	-196	-403
3	B	-462	-139	-57	-961
3	B	-466	-140	-52	-887
3	B	-452	-141	-55	-849
3	C	102	-298	-328	-1176
3	C	106	-246	-293	-1100
3	C	117	-265	-289	-1201
4	A	-1769	-462	-411	-392
4	A	-1764	-424	-368	-365
4	A	-1784	-440	-339	-334
4	B	-761	-377	-913	-747
4	B	-763	-424	-923	-717
4	B	-767	-350	-980	-790
4	C	-242	-290	-736	-847
4	C	-277	-306	-720	-853
4	C	-302	-320	-717	-851
5	A	-790	-744	-369	-507
5	A	-789	-743	-388	-552
5	A	-792	-752	-388	-534
5	B	-576	-121	-284	-894

Quadro 3 - Resultados do grupo ucla sob carga axial

(continua)

Cdp	PA	SG1	SG2	SG3	SG4
5	B	-580	-130	-280	-879
5	B	-585	-127	-284	-894
5	C	-211	-196	-651	-2081
5	C	-215	-196	-641	-2165
5	C	-215	-197	-655	-2108
6	A	-1482	-524	-242	-213
6	A	-1489	-506	-236	-202
6	A	-1477	-493	-231	-215
6	B	-617	-170	-358	-793
6	B	-617	-165	-349	-810
6	B	-620	-162	-352	-817
6	C	-261	-194	-873	-1226
6	C	-234	-194	-891	-1231
6	C	-241	-202	-864	-1221
7	A	-1336	-420	-247	-279
7	A	-1332	-422	-231	-242
7	A	-1325	-416	-223	-226
7	B	-691	-211	-156	-674
7	B	-692	-213	-133	-566
7	B	-704	-215	-119	-542
7	C	-95	-251	-932	-1265
7	C	-72	-250	-953	-1273
7	C	-67	-244	-949	-1271
8	A	-1145	-311	-175	-290
8	A	-1274	-336	-191	-305
8	A	-1288	-347	-199	-317
8	B	-691	-150	-132	-1042
8	B	-713	-151	-119	-974
8	B	-703	-157	-115	-916
8	C	-199	-171	-372	-1833
8	C	-210	-172	-366	-1846
8	C	-223	-181	-361	-1853
9	A	-1175	-388	-204	-190
9	A	-1120	-377	-198	-175
9	A	-1167	-385	-199	-177
9	B	-623	-171	-123	-497
9	B	-648	-201	-123	-486
9	B	-663	-205	-126	-488
9	C	-54	-223	-906	-1149
9	C	-52	-224	-900	-1129
9	C	-54	-227	-906	-1140
10	A	-1834	-506	-748	-824

Quadro 3 - Resultados do grupo ucla sob carga axial

(conclusão)

Cdp	PA	SG1	SG2	SG3	SG4
10	A	-1826	-513	-736	-814
10	A	-1824	-489	-732	-811
10	B	-537	-384	-998	-793
10	B	-534	-386	-989	-785
10	B	-536	-386	-994	-781
10	C	-30	-240	-992	-1224
10	C	-28	-230	-1011	-1260
10	C	-27	-224	-1022	-1301