



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

FREDERICO FREIRE LOUZADA

**ANÁLISE DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO
REDOR DE IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO
SOB A APLICAÇÃO DE CARGAS VERTICAIS EM
PILARES MICROUNIT RETOS E ANGULADOS.**

2013

FREDERICO FREIRE LOUZADA

**ANÁLISE DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO REDOR
DE IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO SOB A
APLICAÇÃO DE CARGAS VERTICAIS EM PILARES
MICROUNIT RETOS E ANGULADOS.**

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

Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumo Nishioka

São José dos Campos

2013

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Renato Sussumo Nishioka (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia - Campus de São José dos Campos–
UNESP

Prof. Dr. Rubens Nisie Tango

Instituto de Ciência e Tecnologia - Campus de São José dos Campos–
UNESP

Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima

Instituto de Ciência e Tecnologia - Campus de São José dos Campos–
UNESP

São José dos Campos, 03 de Junho de 2013

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Carlos Henrique Machado Louzada e Lilian de Souza Freire Louzada, e ao meu irmão, Guilherme Freire Louzada, pelo apoio e dedicação. Não há palavras suficientes para agradecer-lhes por tudo de bom que todos fizeram e ainda fazem por mim.

AGRADECIMENTOS

Ao

SUMÁRIO

RESUMO.....	4
ABSTRACT.....	5
1 INTRODUÇÃO.....	6
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	10
2.1 Extensometria.....	
2.2 Fotoelasticidade.....	
2.3 Análise por elementos finitos.....	
2.4 Estudos clínicos.....	
3 PROPOSIÇÃO.....	49
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	50
5 RESULTADO.....	73
6 DISCUSSÃO	71 6
7 CONCLUSÃO	83
8 REFERÊNCIAS.....	76

Louzada FF. Análise das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo sob a aplicação de cargas verticais em pilares microunit retos e angulados[Dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a distribuição de tensões ao redor de implantes com conexão hexagonal externa diante diferentes situações de inclinação. Foram utilizados dois blocos de poliuretano, em cada bloco foram fixados três implantes, com angulações de 0 e 17 graus. Em seguida houve o assentamento dos respectivos pilares protéticos para correção das angulações, sendo parafusados com torque de 20 N.cm. Coifas plásticas foram instaladas para posterior enceramento de 10 estruturas metálicas para união dos três implantes em cada bloco. Na superfície do bloco, extensômetros foram colados tangenciando cada implante e houve a utilização de um dispositivo de aplicação de carga (DAC) que permitiu carregamentos estáticos verticais de 30 kg com intervalos de 10 segundos sobre os três parafusos de retenção da estrutura. Os dados obtidos pelos extensômetros sob três repetições foram submetidos à análise estatística ANOVA e Tukey (5%).

Palavras-chave: Implantes dentários. extensometria. prótese dentária.

Louzada FF. Analysis of microdeformations generated around external hexagon implants under the application of vertical loads in straight and tilted microunit pillars [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate in vitro, by means of strain gauge analysis, the stress distribution around implants with external hexagon connection facing different tilt situations. Two blocks of polyurethane were used, in each block three implants were fixed with angles of 0 and 17 degrees, then their pilar protéticos were connected to correct angulation, being screwed with a torque of 20 N.cm. Plastic hoods were installed for further waxing of 10 steel structures for the union of three implants in each block. In the block area, strain gauges were glued tangent to each implant and a load application device (DAC) allowed vertical static loads of 30 kg with 10 second intervals over three retaining screws of the structure. The data obtained by the strain under three replicates were subjected to ANOVA and Tukey (5%).

Keywords: Dental implants. strain gauge. dental prosthesis.

1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes dentários na reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos vem demonstrando ser um marco na reabilitação da saúde bucal desses pacientes (Akkad, Richards, 2009). Inúmeras vezes o cirurgião-dentista se encontra diante de maxilas extremamente reabsorvidas, nas quais não é possível corrigir a angulação dos implantes sem a realização de procedimentos enxertivos devidos ao estreito rebordo alveolar, nesses casos, os implantes devem ser instalados com inclinações não favoráveis, necessitando do uso de pilares protéticos angulados para a correção protética (Clelland et al., 1993; Balshi et al., 1997; Sethi et al., 2002; Saab et al., 2007). Apesar do cirurgião-dentista atualmente poder utilizar de instrumentos como tomografias e radiografias panorâmicas para planejamento cirúrgico e protético, cada vez mais é necessário o uso de pilares protéticos angulados para resolução protética de casos complexos (Lan et al., 2008).

Atualmente são disponibilizados pilares protéticos pré-fabricados com diferentes angulações para serem utilizados em reabilitações que necessitem de instalações de implantes com posicionamentos não convencionais devido a situações como: redução de cantilever, erros

cirúrgicos e falta de espessura óssea. Na literatura há resolução protética de casos de implantes angulados com a utilização de pilares protéticos de até 30 graus (Balshi et al., 1997).

Cargas excessivas são geradas sobre os implantes quando estes se encontram em posições inclinadas, que levam a consequências como: microfraturas no osso ao redor dos implantes, afrouxamento do parafuso dos pilares protéticos, e até mesmo fratura do corpo do implante (Watanabe et al., 2003).

Alterações na angulação dos implantes durante a sua instalação podem causar efeitos na quantidade e distribuição de tensões ao longo da interface entre o implante e osso remanescente (Watanabe et al., 2003; Cruz et al., 2009).

A partir de uma visão biomecânica, a união pilar protético/implante, idealmente deve possuir uma junção que reduza o pico de tensão e deformação na interface óssea (Nishioka et al., 2010; Abreu et al., 2012). Contato íntimo entre o osso e o implante de titânio é um pré-requisito para a osseointegração, sendo que essa proximidade possibilita a transmissão de tensões com pequena movimentação do osso e da fixação (Markarian et al., 2007; Martini et al., 2012a). Os aspectos biomecânicos devem representar papel fundamental durante o tratamento reabilitador com implantes osseointegrados. Cargas funcionais são transmitidas das próteses para o osso de suporte que tolera tensões dentro dos limites fisiológicos, que se ultrapassados, podem causar reabsorção óssea ao redor dos implantes e perda da osseointegração (Brosh et al.,

1998). Estímulos mecânicos além dos limites fisiológicos podem causar danos irreversíveis ao tecido ósseo periimplantar e resultar em microdanos por fadiga (Tabritizi et al., 2013).

A região anterior da maxila representa uma guia para movimentos excursivos de lateralidade e protrusão mandibular que geram forças fora do longo eixo dos implantes já instalados de maneira angulada devido a conformação do rebordo (Saab et al., 2007). Muitos cirurgiões-dentistas durante casos de reabilitação tipo protocolo Branemark optam por inclinar os implantes mais distais a fim de reduzir o cantilever da prótese. Uma outra técnica apresentada para reabilitação de rebordos alveolares atróficos nas regiões posteriores, é a técnica All-on-Four que se caracteriza pela inclinação dos implantes distais para evitar comprometer as estruturas anatômicas e reduzir o cantilever distal (Begg et al., 2009; Aglicardi et al., 2010; Butura et al., 2011; Graves et al., 2011; Malhortra et al., 2012).

Procedimentos muito invasivos em pacientes idosos geralmente são contraindicados devido a situação de saúde geral do paciente, necessitando com isso realização de alternativas protéticas (Krekmanov et al., 2000; Kim et al., 2011).

A carga excessiva na interface do implante com o osso pode ser uma das causas de perda óssea marginal (Hekimoglu et al., 2004; Ogawa et al., 2010), com isso, estudar as microdeformações ao redor dos implantes de diferentes conexões protéticas representa um esforço para definir parâmetros fisiológicos, e também os níveis que podem ser considerados

prejudiciais ao tecido ósseo. A literatura ainda apresenta dogmas a respeito do posicionamento ideal dos implantes frente às tensões e deformações que ocorrem, que muitas vezes não são comprovadas cientificamente.

É de extrema importância e imprescindível analisar, utilizando-se da extensometria, se o posicionamento inclinado dos implantes e sua correção por intermédio de pilares protéticos angulados pode levar a deformações prejudiciais a estrutura óssea (Brosh et al., 1998) mesmo em estudo *in vitro* com blocos de poliuretano, pois estes blocos possuem módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular (Wiskott, Belser, 1999) e com isso possibilita estabelecer parâmetros para a análise clínica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A elaboração desta revisão de literatura, sem a pretensão de esgotar o assunto, teve por objetivo abordar algumas das mais relevantes pesquisas que precederam esse estudo, sendo dividida de acordo com o método aplicado em cada estudo.

2.1 Extensometria

Clelland et al (1993) realizaram um trabalho com cinco implantes Steri-Oss® com dimensões de 3.8 x 10 mm conectados a pilares protéticos de 0 grau, 15 graus e 20 graus para avaliar as tensões produzidas quando foi realizada três variações na angulação dos pilares protéticos sobre um determinado implante. Os implantes foram colocados perpendicularmente à superfície do bloco de resina fotoelástica e a plataforma do implante foi nivelada com a superfície do bloco. Após a aplicação de 178 N de força no topo de cada componente protético, utilizando-se de um dinamômetro, foram analisadas as distribuições de tensão por meio de um polariscópio circular sob luz negra. Cada teste foi repetido três vezes para cada angulação de pilar protético. Os dados

numéricos da extensometria produziram resultados concordantes com a interpretação visual das ondas isocromáticas. Os resultados demonstraram que as tensões compressivas foram duas vezes maiores no lado da fixação oposta à aplicação da carga quando a angulação alterou de 0° a 20°, havendo aumento significativo das tensões e deformações com aumento da angulação do pilar protético. Os autores afirmam que todos os pilares protéticos produziram, nos locais onde os extensômetros estavam instalados, tensões dentro da zona fisiológica para o osso. Concluíram que apesar de ter havido aumento significativo na tensão com o aumento da angulação, todos os três tipos de pilares produziram tensões fisiologicamente aceitáveis. Ressaltam ainda a necessidade inserir mais extensômetros em diferentes locais para que possa se obter mais dados.

Afim de determinar as deformações ocorridas quando se altera a magnitude e ponto de aplicação de carga em estrutura protética em cantilever um estudo foi realizado por Tashkandi et al. em 1996. Os autores obtiveram modelo experimental caracterizado como osso bovino em que três implantes endósseos (Branemark, Chicago, Illinois) foram instalados em linha reta e a 15 mm entre si. Os extensômetros foram colocados na borda inferior do bloco ósseo adjacentes aos ápices dos implantes, permitindo registro do aumento de deformação ocorrida no ápice destes. Da mesma forma, outros extensômetros foram colados à superfície óssea na região do colo dos implantes. Aplicaram cargas em seis locais, sendo o primeiro o centro do orifício do parafuso de retenção

do implante lateral. Este local serviu como controle uma vez que o carregamento ocorreu no longo eixo deste implante. Os outros locais estavam a 5, 10, 15, 20, e 25 mm posteriormente ao local da carga inicial, forças de 10 e 20 lb foram aplicadas e cada carga foi aplicada cinco vezes. Apontaram que a máxima deformação ocorrida durante a aplicação de 20 lb foi significativa se comparada a ocorrida durante o carregamento em 10 lb, e que houve diferença significativa na deformação analisada em todos os extensômetros quando o comprimento do cantilever foi aumentado de 0 a 1, 5, 10, 15, 20 e 25 mm. Embora a magnitude da microdeformação tenha sido aumentada quando a carga foi elevada de 10 lb para 20 lb, o padrão para os vários locais permaneceu inalterado.

Brosh et al. (1998) realizaram um estudo com extensômetros para avaliar se o uso de pilares angulados causa diferentes microdeformações quando comparados a pilares retos, avaliaram ainda com o uso da fotoelasticidade o comportamento das tensões obtidas. Para análise por extensometria foram utilizados cinco implantes cilíndricos 4x13 mm que receberam seis extensômetros, sendo três em cada lado do implante. A análise fotoelástica foi realizada com outros dois implantes adicionais com as mesmas dimensões que foram embebidos em resina fotoelástica. Pilares retos e angulados em 15 e 25 graus foram instalados com torque de 17 Ncm em cada implante. Os autores aplicaram cargas de até 35 Kg sobre cada pilar protético e os dados obtidos pelos extensômetros foram coletados para análise estatística e as franjas isocromáticas dos modelos

de resina fotoelástica foram observadas e fotografadas. Os autores observaram aumento de 300% nas microdeformações na região coronária dos implantes quando foram utilizados pilares de 15 graus e um aumento de 430% quando foram utilizados pilares de 25 graus. A análise das franjas fotoelásticas resultou em um aumento de apenas 11% em ambos os pilares. Afirmam que o uso de extensômetros pode ser aplicado para análise de reabilitações complexas simulando situações clínicas de mastigação, entretanto os estudos destas situações por meio da fotoelasticidade necessita de segmentação devido a necessidade de uma vista perpendicular do modelo. Alertam para a necessidade de se considerar a alta concentração de tensões na região coronária dos implantes devido a maior possibilidade de reabsorção óssea. Os autores concluíram que cargas verticais idênticas aplicadas sobre pilares angulados produzem microdeformações mais altas ao redor dos implantes quando comparados ao pilares retos e que esta alta concentração pode ser um fator agravante para a periimplantite.

Análise por meio de extensômetros foi realizada em um paciente que apresentava prótese em cantilever distal suportada por 3 implantes (1 inclinado e 2 não inclinados) na região esquerda da mandíbula em uso por aproximadamente 4 anos. Krekmanov et al. (2000) solicitaram ao paciente que aplicasse força máxima de mordida em uma forquilha individualizada e 3 extensômetros foram posicionadas na superfície lateral dos pilares protéticos para mensuração das deformações. Os autores não detectaram diferenças significativas sob qualquer força axial

no implante inclinado, concluíram que a carga incidente sobre o implante não foi influenciada pela inclinação.

Akça et al., em 2002, avaliaram a compatibilidade das análises tridimensional de elementos finitos e a extensometria *in vitro* na mensuração de deformações em implantes dentais. Dois implantes, hexágono interno, foram verticalmente embebidos em resina autopolimerizável, um extensômetro foi colado em cada implante, paralelo ao seu longo eixo. Sete próteses de três elementos implanto-suportadas foram obtidas em liga de Ni-Cr, e cimentadas com cimento temporário. Cada prótese foi verticalmente carregada com 50N que foram aplicados em 3 pontos centrais (CL) e 3 pontos laterais (LL) previamente determinados. Um modelo tridimensional de elementos finitos do modelo da extensometria (M1) e um modelo adicional (M2), no qual foi simulado o osso humano, foram construídos por meio do programa computacional Marc K7.2- Metat 3.2 (Marc Analysis Research). Os resultados demonstraram que no modelo de extensometria, deformações compressivas ocorreram em todos implantes e as cargas laterais geraram maiores deformações que as cargas centrais e as áreas de deformações compressivas obtidas no modelo de extensometria ocorreram em áreas correspondentes nos modelos de elementos finitos. No entanto, maiores deformações foram obtidas no modelo de extensometria quando comparado aos dois modelos de elementos finitos e a magnitude de deformações nos implantes foram maiores no modelo M1 que o modelo M2 de elementos finitos para as condições de cargas

laterais. Concluiu-se que houve diferença na quantificação das deformações entre a análise tridimensional de elementos finitos e a extensometria, porém houve compatibilidade entre as duas análises na determinação da qualidade de deformações induzidas sob aplicação de carga.

Iplikçioğlu et al. em 2003 realizaram um estudo *in vitro* para comparar resultados obtidos por dois extensômetros colados a um implante 3,3 x 10 mm com o seu respectivo modelo 3D de elementos finitos não-lineares (NL-FEA). Um pilar reto foi unido ao implante aplicando-se 35 Ncm de torque. Um extensômetro foi colado no pilar aproximadamente no nível do parafuso de apertamento e outro no meio do pilar protético com o objetivo de determinar possível diferença de comportamento do complexo implante/pilar na região do parafuso protético. Cada extensômetro foi instalado separadamente em um ponte de Wheatstone com voltagem de 10 V. Em seguida, o conjunto foi embebido em resina autopolimerizante de polimetilmetacrilato. Os pesquisadores aplicaram 5 vezes cargas estáticas verticais de 75 N sobre o pilar, e em sequência cargas estáticas com o mesmo valor foram aplicadas a 90 graus na superfície lateral do pilar. Ambas as técnicas foram comparáveis quando mesuradas as tensões incidentes nos pilares protéticos e na região cervical dos implantes, entretanto maior deformação foi encontrada no colo dos implantes quando realizado o teste NL-FEA em comparação ao teste *in vitro* por meio dos extensômetros. Os autores levantam a possibilidade da diferença de

resultados ser decorrente de algum problema ocorrido durante a colagem do extensômetro.

Hekimoglu et al. (2004) analisaram as deformações *in vitro* que ocorreram ao redor de implantes dentários tendo como antagonistas dentes ou implantes. Um modelo com dentes de resina foi confeccionado pelos autores e adequadamente articulados em máxima intercuspidação, sendo que a região do primeiro molar apresentou em um lado implantes dentários e do lado oposto dente natural. Extensômetros lineares foram colados nas mesiais, distais e vestibulares destes dentes, formando uma ponte de Wheatstone individual. Foi simulada uma força mastigatória axial e lateral que foi repetida 4 vezes com 75 N e 100 N. Deformações compressivas foram verificadas ao redor tanto do implante como no dente como resultado de uma carga estática axial, sendo que uma combinação de deformação de compressão e de tensão foram constatadas durante a simulação do carregamento lateral dinâmico. Os resultados obtidos foram de que as deformações ao redor do dente natural foram menores do que ao redor do lado em que ocorreu a articulação com implante independente do tipo de carga aplicada. Os autores concluíram que houve tendência de aumento da deformação ao redor do implante tendo como antagonista o dente, especialmente sob a aplicação de cargas dinâmicas laterais.

Akça et al. (2009) utilizando-se da extensometria, realizaram um estudo para avaliar as consequências da utilização de dois diferentes

desenhos de prótese (próteses parafusadas e cimentadas) nas microdeformações ao redor dos implantes. Realizaram ainda análise das microdeformações geradas quando as próteses são confeccionadas a partir de moldagem com moldeiras abertas e moldeiras fechadas. Os autores instalaram dois implantes 4,1 mm x 10 mm (Standart Plus Straumann) bilateralmente nas fíbulas de seis cadáveres frescos. Extensômetros foram colados no osso cortical entre os implantes e na parede lateral do bloco ósseo, próximo a região cervical das fixações. Próteses de três elementos cimentadas e parafusadas foram confeccionadas a partir de moldagem fechadas e abertas, obtendo assim três grupos. Grupo 1 foi caracterizado como moldagem fechada e prótese do tipo parafusada. Grupo 2 foi estabelecido como moldeira fechada e prótese cimentada. Grupo 3 foi definido como moldeira aberta prótese cimentada. Aplicaram carga estática de 150 N na região central do pântico. Após análise estatística através do teste t de Student, os autores observaram não haver diferença na microdeformação óssea gerada na região dos implantes quando se utiliza próteses parafusadas ou cimentadas, e que esta não é influenciada pelo tipo de moldagem realizada. Os autores concluíram que as tensões geradas ao redor de próteses de três elementos parafusadas e cimentadas (obtidas por moldagem aberta ou fechada) nos implantes Straumann 4,1 mm x 10 mm é semelhante e dentro dos limites fisiológicos, o que lhe indica o uso clínico.

Em 2010, por meio da extensometria, Ogawa et al. avaliaram as consequências do uso de implantes inclinados e curtos sob próteses suportadas por fixações. Adicionalmente investigaram o impacto do número de implantes que suportam as próteses (três, quatro ou cinco). Em uma mandíbula sintética com densidade óssea de $0,25 \text{ g/cm}^3$ foram instalados cinco implantes ($3,75 \times 13 \text{ mm}$, Nobel Biocare) entre os forames mentonianos com 10 mm de distância entre eles. Um implante foi posicionado a 7 mm distalmente ao último implante com uma angulação de aproximadamente 30 graus para distal em relação aos eixos longitudinais das fixações anteriores. Além disso, um implante de 7 mm de comprimento foi colocado distalmente ao forame mentoniano na posição do primeiro molar, hipoteticamente superior ao canal mandibular. Sobre todos os implantes, pilares multi-unit retos de 5 mm foram posicionados com torque de 35 Ncm e três extensômetros foram colados a eles. Para aplicação bilateral de carga foi utilizado um dispositivo pneumático que permitiu cargas de 50 N na região de primeiro molar, sendo repetidas três vezes. Foram observadas diferenças significativas entre o modelo com cantilever e o com implantes inclinados ($P < 0,001$) e também entre o modelo com cantilever e o que utilizou fixações curtas ($P < 0,001$). Não houve diferença entre os dois tipos de implantes distais (inclinado versus curto) em termos de carga mecânica. Os resultados deste estudo corroboram com a ideia de que fixações distalmente inclinadas reduzem o carregamento e, portanto, o risco de sobrecarga. Os pesquisadores não encontraram diferenças

significativas quando quatro ou cinco implantes apoiam a estrutura protética. Confirmam com estes achados que a colocação de um implante mais distal permite criar um melhor suporte posterior e redução de carga sobre os implantes de apoio.

Naconecy et al (2010) realizaram um estudo utilizando-se dos princípios da extensometria para avaliar as consequências da alteração no número de pilares protéticos e inclinação dos implantes distais na distribuição de forças axiais incidentes sobre próteses implanto-suportadas. Neste estudo os autores utilizaram duas bases trapezoidais de resina epoxy para fabricação de dois modelos mestres com implantes verticais (retos) e angulados que foram instalados por meio de um guia com inclinação de 27°. Foi avaliada a distribuição de carga quando a estrutura metálica foi suportada por cinco, quatro e três implantes. Os autores conectaram três extensômetros a cada pilar protético instalado e conseqüentemente foi aplicada uma carga de 50N a 15mm de distância do implante mais posterior. Este estudo demonstrou que quatro ou cinco pilares protéticos proporcionam melhor distribuição de tensões se comparada a configuração na qual apenas três implantes suportam a estrutura metálica. Os autores concluíram que a inclinação distal dos implantes reduziu a tensão axial independente do número de pilares instalados devido a uma redução do comprimento do cantilever distal e aumento da área de suporte da prótese. Alertam ainda para a necessidade de mais estudos clínicos para avaliar a longo prazo os efeitos da relação entre número de pilares e inclinação distal dos implantes.

Por meio de extensômetros, Nishioka et al., em 2010, mensuraram as deformações ocorridas durante o apertamento de três parafusos de retenção de uma estrutura metálica fundida variando o tipo de munhão (plástico ou plástico com base metálica) e conexão protética. Três implantes de conexão hexagonal externa (3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento) e três implantes com conexões hexagonais internas, de mesmas dimensões, foram dispostos no centro de dois blocos retangulares de poliuretano com dimensões de 70x40x30 mm. Os autores utilizaram matrizes para confeccionar 20 estruturas metálicas (n=5) que foram posicionadas sobre as fixações e sua estabilidade foi analisada visualmente, caso fosse encontrada alguma desadaptação esta estrutura seria excluída. Distribuíram aleatoriamente e igualmente entre os grupos (HI e HE) e entre tipo de coifa (usinada e plástica). Colaram quatro extensômetros, sobre a superfície do bloco, tangencialmente aos implantes, SG1 mesialmente ao implante 1, SG2 e SG3 mesialmente e distalmente ao implante 2, respectivamente, e SG4 distalmente ao implante 3. Parafusos oclusais das estruturas foram apertados aos pilares microunit retos com 10 Ncm de torque utilizando-se de torquímetro manual. Os dados obtidos foram aplicados ao teste ANOVA 2-fatores e não foi encontrada significância ($p>0,05$) entre o tipo de conexão protética empregada, independentemente das diferentes coifas (metálicas ou plásticas). Sendo assim, afirmaram que a hipótese apresentada por eles foi parcialmente confirmada e concluíram que o tipo de coifa não alterou as microdeformações geradas ao redor dos implantes e que o tipo

de conexão hexagonal externa apresentou os mesmos valores em relação a conexão interna.

Com o objetivo de explorar os efeitos da inclinação mesio-distal e desenho protético (tipo de pilar) em próteses fixas com união dente/implante, Bavbek et al. (2011) embutiram, em um bloco de poliuretano, um dente natural entre um implante verticalmente alinhado e um com angulação de 17 graus em relação ao dente. Os autores colaram extensômetros lineares nas faces mesiais e distais dos implantes e dente, e na superfície plana metálica dos pânticos das próteses. Em seguida, aplicaram torque para adaptar os pilares e aplicaram carga 150 N sobre os pânticos em todas as configurações possíveis entre os elementos instalados. Neste estudo, a comparação entre os grupos revelou que as deformações proximais em torno dos implantes verticalmente alinhado e com inclinação de 17 graus não foram semelhantes após o torque para fixação dos pilares, e sob uma carga vertical o uso de uma inclinação méso-distal aumentou significativamente as microdeformações geradas.

Por meio da técnica de extensometria, Yang et al. (2011) avaliaram o comportamento biomecânico de implantes curtos em próteses unitárias e múltiplas quando estes estão conectados a pilares retos. Neste estudo os autores utilizaram sete implantes sendo: dois implantes 3.8 x 7 mm, dois implantes 4.4 x 7 mm, dois implantes 5 x 7 mm, e um implante 4.4 x 12 mm. Foram colados extensômetros 1 mm abaixo da plataforma protética. Em seguida todos os implantes foram imersos em um bloco de polimetilmetacrilato simulando uma qualidade óssea baixa. Os autores

aplicaram cargas oblíquas estáticas de 30 graus no valor de 50 N sobre a superfície oclusal de cada pilar, repetindo o teste 10 vezes. Implantes curtos de mesmo diâmetro foram unidos entre si e em seguida cada implante foi unido ao implante longo, em todas as situações cargas de mesma intensidade foram aplicadas. Em ambas as situações, separados ou unidos, houve redução da microdeformação, entretanto ocorreu uma maior redução quando os implantes foram submetidos aos testes em conjunto. Foi encontrada redução significativa da microdeformação quando houve aumento do diâmetro dos implantes em todas as situações. De acordo com este estudo, restaurações unidas promovem menor deformação ao redor da plataforma protética se comparadas às restaurações unitárias. O diâmetro dos implantes apresenta maior representatividade na distribuição das tensões, sendo indicado o uso de implantes com maior diâmetro quando possível.

Abreu et al., em 2012, quantificaram as deformações ocorridas durante carregamentos axiais e não-axiais, utilizando-se dos princípios da extensometria, em próteses fixas de 3 elementos suportadas por implantes, com variação de posicionamento linear e compensado. Em dois blocos retangulares de poliuretano, os autores instalaram três fixações com posicionamento linear e compensado (3,75 x 13 mm, Conexão, São Paulo, Brasil). Quatro extensômetros (KFG-02-120-c1-11N30C2, Kyowa Instruments Ltd., Tóquio, Japão) foram colados à superfície dos blocos. As estruturas metálicas foram posicionadas individualmente em seus respectivos pilares e blocos de poliuretano. Em

seguida verificaram a estabilidade do conjunto da amostra sem a realização de torque. As 20 amostras foram então aleatoriamente distribuídas em dois grupos ($n = 10$). O modelo experimental foi colocado sobre o aparelho de aplicação, e uma carga axial de 30 kgf foi aplicada durante 10 segundos no centro e a 1 e 2 mm de cada implante, totalizando nove pontos de aplicação de carga. Realizaram o teste estatístico ANOVA (2-fatores) que revelou significância em relação ao posicionamento dos implantes, enquanto que o ponto de aplicação de carga e a interação entre estes dois fatores não se apresentaram significantes. Concluíram que de acordo com as limitações deste estudo, houve evidência de que a colocação em posicionamento compensado foi capaz de reduzir a tensão em torno dos implantes. Além disso, o tipo de carga (carga axial, não-axial a 1 mm ou 2 mm) não teve influência nas tensões geradas.

2.2 Fotoelasticidade

O objetivo de Çehreli et al., em 2004 foi comparar as magnitudes de tensão que ocorrem quando são empregados implantes dentários Branemark, ITI e Astra Tech. Os autores inseriram o conjunto pilar/implante verticalmente no alvéolo preparado no topo do bloco que apresentou as dimensões 5 x 5 x 0,9 cm. Com a finalidade de simular uma relação ideal entre implante e osso marginal, a região do pescoço do

implante foi localizado no nível da superfície superior dos blocos. Os autores obtiveram modelos fotoelásticos e com extensômetros. Apresentaram a técnica da fotoelasticidade como sendo eficiente para demonstrar a quantidade, qualidade, e modo de distribuição das tensões no objeto por franjas que aparecem como uma sequência de sucessivas e contíguas bandas coloridas diferentes. Forças de 100 N e 150 N vertical e oblíqua de 20 graus foram aplicadas nos pilares nos casos de cargas separadas. Análises com extensômetros foram realizadas separadamente e em seguida a análise fotoelástica. Os extensômetros foram unidos na superfície do bloco de resina próximo aos implantes, permitindo qualificação e quantificação das deformações em cada lado dos implantes resultando no “efeito flexão” e carga axial. Realizaram medidas dos extensômetros e as deformações principais induzidas ao redor dos implantes foram determinadas. Margens isocromáticas de todos os desenhos foram similares sob ambas as condições de carga ($P > 0.05$). Os implantes Branemark causaram menores deformações se comparados aos implantes Astra Tech e ITI, principalmente quando foram submetidos a cargas verticais. Os últimos implantes tinham similar magnitude de deformação ($P > 0,05$), contudo, deformações em torno do implante cônico Astra Tech foram menores sob carga vertical. Os autores apontaram que o desenho do encaixe pilar/implante não é um fator decisivo que pode afetar a magnitude das tensões e deformação.

Çehreli et al., em 2005, compararam as deformações do tecido ósseo adjacente a dentes naturais com deformações do tecido ósseo

adjacente à implantes suportando próteses fixas unidas e não unidas em cadáveres. Seis extensômetros lineares foram colados na face externa vestibular do osso marginal dos dentes anteriores superiores de dois cadáveres humanos frescos. Os dentes naturais foram carregados em oclusão cêntrica por meio de uma placa oclusal. As medidas de deformação foram realizadas a razão de 10 Khz e sob carga de 25, 50, 75 e 100 N e monitoradas por meio de um sistema de aquisição de dados conectado a um computador. Após a extração dos dentes anteriores, implantes de 4,1 e 4,8 mm de diâmetro foram inseridos nos alvéolos dos incisivos e caninos, respectivamente. Medidas de deformação foram realizadas para as coroas unitárias sobre implante, para coroas unilaterais ferulizadas e para coroas bilaterais ferulizadas. Posteriormente, resina acrílica autopolimerizada foi injetada nos alvéolos para simular a osseointegração e em seguida medidas de deformação foram realizadas. Os resultados demonstraram menores deformações para os implantes da região de incisivos quando comparado aos dentes naturais. As microdeformações ao redor dos implantes da região de caninos foram similares ou maiores que aquelas induzidas ao redor dos caninos naturais, e para todos os grupos as microdeformações na região de caninos foram maiores que àquelas das regiões dos incisivos laterais e centrais, os quais tiveram níveis de deformação similares. Concluiu-se que o osso marginal vestibular sem contato com implantes de carga imediata pode ter níveis de tensão dentro dos níveis fisiológicos devido a deformação do osso após a carga e embora nenhum desenho protético pareça ter vantagem

sobre os outros, a união dos implantes pode ser considerada como uma medida de segurança para os implantes de carga imediata quando possível.

Em um estudo realizado em 2007, Markarian et al. avaliaram a distribuição de tensões que ocorreram quando uma força de 100 N foi aplicada sobre uma estrutura metálica apoiada sobre três implantes de dimensões 3,75 mm x 10 mm. Os autores obtiveram dois blocos de resina fotoelástica, sendo que o primeiro apresentava os implantes instalados paralelamente entre si e perpendicularmente à superfície, o segundo bloco caracterizou-se por apresentar dois implantes laterais paralelos entre si e perpendiculares à superfície e o implante central foi instalado com uma angulação de 30 graus. Os modelos foram submetidos à análise fotoelástica em três momentos: (1) antes de posicionar a estrutura metálica, (2) após posicionamento da estrutura, (3) após aplicar carga de 100 N sobre o implante central. Posteriormente os autores avaliaram a distribuição que ocorre após a estrutura ser fixada aos implantes com torque de 20 N cm e carga de 100 N aplicada ao implante central. Após estas análises, os autores seccionaram a estrutura metálica e foi instalado um dispositivo de 150 μ m que causou uma desadaptação entre o pilar central e a estrutura, em sequência foram realizados os mesmos testes das barras adaptadas. Os autores observaram que com a aplicação de 100 N de carga, as tensões foram concentradas na região apical dos implantes, no modelo com implantes paralelos foi possível observar concentração na porção apical do implante central, no modelo com implante angulado a

maior concentração ocorreu na região apical do implante mais próximo ao implante angulado. Os modelos com desadaptação marginal apresentaram maior concentração de tensões antes de ser realizada a aplicação de cargas. Avaliaram que apesar dos implantes angulados serem indicados para uso clínico, estes implantes apresentam maior concentração de tensões sendo assim desejável que o paralelismo seja obtido durante a instalação cirúrgica dos implantes. Os autores concluíram que implantes paralelos resultam em gradientes de tensão paralelos ao eixo central e que implantes em situações anguladas resultam em tensões oblíquas que não são transferidas homogeneamente.

Em 2009, Begg et al. avaliaram por meio de resina acrílica fotoelástica, as tensões que ocorrem ao redor dos implantes na técnica All-on-Four em diferentes graus de inclinação. Os autores confeccionaram quatro modelos (resina Vishay) de dimensões 20 mm x 10 mm, nos quais perfurações foram realizadas utilizando-se de guia cirúrgico (Nobel). Os implantes distais foram instalados a 20mm das fixações centrais. No primeiro modelo todos os implantes foram posicionados paralelamente entre si, nos modelos remanescentes foram inclinados em 15, 30, e 45 graus. Pilares retos de 4 mm (Multi-unit, Nobel Biocare) foram conectados aos implantes retos, pilares de 17 graus (Multi-unit, Nobel Biocare) foram instalados ao implantes posicionados em 15 graus, e conexões protéticas em 30 graus foram adaptadas ao implantes em 30 e 45 graus. Cada modelo fotoelástico foi colocado em um gabarito que consistia em duas bigornas paralelas, e foram então

submetidos a forças de compressão estática, com pesos de 5, 10, e 15 kg. Afirmam que ao comparar os modelos submetidos a 15 kg não houve mudança significativa no padrão das tensões geradas nas situações 1, 2 e 3, entretanto ao utilizar pilar angulado em 45 graus houve aumento significativo de tensões ao redor dos implantes distais. Chamam a atenção para o fator de que, para cada carga aplicada, e cada angulação, a maior tensão gerada na região cervical dos implantes foi sempre menor se comparada a tensão detectada na região apical.

Com o objetivo de avaliar os locais e os padrões de transferência das tensões na interface osso/implante que ocorrem quando utiliza-se implantes inclinados, Kim et al. (2011), confeccionaram dois modelos de mandíbulas desdentadas em resina acrílica fotoelástica (módulo de Young: 0,21 GPa). Para o modelo axial, dois implantes mesiais (4,0 x 11,5 mm, NobelSpeedy, Nobel Biocare) foram colocados aproximadamente na região dos incisivos laterais com uma distância de 13 mm entre as fixações, e alinhadas perpendicularmente ao plano oclusal. Os dois implantes distais (4,0 x 13 mm, NobelSpeedy) foram colocados a 5 mm anteriormente ao forame mentoniano, cerca de 12,5 mm a partir do implante mesial e perpendiculares ao plano oclusal. O segundo modelo fotoelástico foi preparado a partir do mesmo molde, com os dois implantes distais inclinados. Para este modelo inclinado, as duas fixações mesiais (4,0 x 11,5 mm, NobelSpeedy) foram instaladas na mesma posição que o modelo axial por meio de guia cirúrgico. Os dois implantes distais (4,0 x 13 mm, Nobel-Speedy) foram inclinados

distalmente até 30 graus e colocados 5 mm anteriormente ao forame mentoniano, de acordo com a configuração All-on-Four. No modelo com fixações inclinadas, dois pilares de 30 graus multiunit (Nobel Biocare) para os implantes distais e dois pilares multiunit retos para os implantes mesiais foram conectados aos implantes. Uma prótese fixa de resina acrílica limitada posteriormente ao primeiro molar foi fabricada para cada modelo. Os autores aplicaram cargas verticais de 6,5 kg e 13 kg por meio de um dispositivo de carga estática (Seiki) em três pontos: fossa distal do primeiro pré-molar, fossa distal do segundo pré-molar, e fossa central do primeiro molar. A passagem da luz polarizada foi observada em polariscópio. Encontraram maiores tensões na região cervical dos implantes mais distais quando o carregamento foi realizado na região de cantilever. Ao aplicarem carga na fossa central dos molares foi encontrado 17% menos tensões no modelo com implantes angulados, indicando uma possível vantagem biomecânica na redução das tensões na interface osso/implante. Concluíram que a utilização de implantes distais inclinados em cerca de 30 graus permitiu a redução do cantilever distal em 5 mm, e contribuiu com a diminuição da tensão máxima na crista óssea.

2.3 Análise por elementos finitos

Watanabe et al. (2003) analisaram a distribuição de tensões quando há variação do grau de inclinação do corpo do implante e variação da

posição de carga aplicada e direção. Os autores confeccionaram modelos de simulação bi-dimensional vestibular e lingual de um implante cilíndrico embebido no primeiro molar edêntulo de uma mandíbula seccionada foram confeccionados e o padrão de forças incidentes foi determinado. Apesar do ponto e direção da carga, tensões de compressão foram relativamente melhores quando o implante foi inclinado. Determinaram que esta tendência torna-se mais pronunciada quando uma direção de carga a 45° e carga excêntrica foi testada. Para o modelo inclinado, com uma direção de carga a 45°, tensões compressiva foi observada no osso cortical adjacente para a direção da inclinação, enquanto tração foi observada no lado oposto.

Saab et al. (2007), utilizaram da análise por elementos finitos para mensurar as deformações que ocorrem quando se utiliza diferentes tipos de pilares protéticos. Foram construídos dois modelos para as situações: (1) implante de 4 x 13 mm com pilar protético reto instalados na região anterior da maxila, e (2) implante de 4 x 13 mm com pilar angulado de 20 graus instalados na região anterior da maxila. Os autores consideraram a composição implante/pilar como uma estrutura única e a coroa protética foi omitida em ambos os modelos. Foi simulada uma carga de 178N aplicada na região do cingulo com um ângulo de 130 graus em relação ao longo eixo do implante. Para o modelo com pilar reto, a máxima deformação foi observada no osso medular na interface implante/osso, adjacente as três últimas roscas do lado palatino, com um valor de $4650 \mu \epsilon$. O modelo com pilar angulado apresentou máxima

microdeformação na mesma região com valor de 4020, sendo que o padrão de distribuição foi semelhante em ambos os modelos. O modelo com pilar reto apresentou 15% maior microdeformação máxima no osso medular se comparado ao modelo com pilar angulado. Os autores apontaram que a máxima microdeformação gerada no osso cortical e medular estava dentro do limite fisiológico, permitindo aumento da massa e mineralização óssea. Concluíram que dentro das limitações do estudo, não houve diferença no padrão de distribuição das deformações quando se utiliza pilares retos e angulados, porém que o uso de pilares angulados na região anterior de maxila pode reduzir as microdeformações ósseas quando carga é aplicada sobre o pilar protético.

Um estudo por análise de elementos finitos em 2D elaborado por Zampelis et al., em 2007, avaliou as consequência da inclinação de implantes na distribuição de tensões ao redor do osso circundante ao colo do implante e se este fator permite reduzir os efeitos dos braços de alavanca distais. Modelos apresentando implantes de 3.75 x 13 mm (Branemark System Mk III; Nobel Biocare AB, Goteborg, Suécia) unidos por uma barra de titânio (16 mm de comprimento por 3 mm de altura) foram confeccionados com defeitos em cratera, 0,5 mm de diâmetro, na interface óssea distal afim de simular configurações geométricas similares e remodelação de osso marginal para implantes verticais e inclinados. O centro do defeito em cratera circular foi o ponto de rotação utilizado pelos autores para a inclinação dos implantes, permitindo haver defeitos idênticos, bem como a anatomia de interface idêntica entre osso

e implante, independentemente do grau de inclinação. Aplicaram, em todos os modelos, uma força de 50 N vertical sobre o implante distal, enquanto que, na situação em cantilever, a força foi aplicada na extremidade distal deste. Demonstraram que a inclinação dos implantes não resultou em aumento da tensão, uma vez que a distribuição de tensões no osso seguiu o mesmo padrão, independentemente do ângulo de inclinação. Concluíram ainda que a utilização de cantilevers resultou em maior tensão no osso marginal ao redor dos implantes, sendo esta tensão voltou novamente a níveis "normais" quando o braço de alavanca foi reduzido pela angulação distal das fixações.

Em 2008, Lan et al. analisaram as tensões de compressão de implantes em diferentes angulações quando submetidos a cargas verticais e horizontais. Os autores aplicaram o método de análise por elementos finitos para determinar a tensão ao redor de dois implantes verticalmente posicionados e com angulação de 15 graus. Instalaram dois implantes (5 mm x 11 mm) no centro do rebordo de acordo com um plano oclusal ideal, a distância a partir do centro de cada implante para o centro do outro era de 10 mm. Oito modelos de molares inferiores foram construídos e, em seguida, transferida para um FEM (ANSYS) para que as análises fossem realizadas. Uma carga de 200 N foi aplicada na fossa central de cada molar nas direções vertical e horizontal. O grupo no qual os implantes eram perpendiculares ao plano de oclusal e paralelos uns aos outros foi determinado como o modelo padrão. Após a aplicação de cargas verticais, determinaram que as tensões compressivas foram

predominantemente encontradas no osso cortical ao redor da região cervical dos implantes. O valor mais alto foi de 27,14 MPa (modelo com implantes inclinados para mesial) e o menor valor foi de 13,66 MPa (implantes convergentes em 15 graus). Em relação às cargas horizontais, o valor encontrado no modelo padrão foi de 86,38 MPa na região de segundo molar, o valor mais alto foi de 93,99 MPa (implantes distalizados), e menor valor 77,11 MPa (implantes convergentes). Os autores afirmam que nem todos os implantes inclinados levam a concentrações de tensões e que a configuração com implantes convergentes para oclusal em 15 graus permitiu melhor resposta.

Em 2009, uma análise tridimensional de elementos finitos foi realizada por Cruz et al. afim de avaliar a distribuição de tensão em torno de implantes quando estes foram dispostos em linha reta ou em configuração offset. Cada sistema foi modelado com três fixações na região posterior de mandíbula em linha reta. O modelo denominado reto constitui de três implantes em linha reta, já para o modelo offset, os autores posicionaram os implantes da seguinte forma: primeiro (mesial) foi inclinado lingualmente, o implante mediano foi posicionado perpendicular a superfície, e o implante distal foi inclinado para vestibular, obtendo assim configuração offset de 5 mm. Ambos modelos receberam coroas metalo-cerâmicas. Aplicaram carga axial de 100 N no centro do segundo implante e carga horizontal de 20 N foi aplicada, no mesmo dente, no lado lingual e vestibular. Foram analisadas as tensões incidentes na região cervical e ao longo do corpo dos implantes.

Afirmaram que, inesperadamente, a mesma distribuição de tensões para ambos modelos, e que o uso de implantes inclinados não induziu concentração em pontos críticos (cervical), em cargas verticais ou horizontais. Concluíram que o deslocamento dos implantes criado pelo sistema angular não alterou o padrão de distribuição de tensões e pode ser uma alternativa para aumentar a estabilidade biomecânica.

Hasan et al (2011) determinaram em seu estudo o nível de reabsorção da crista óssea ocorrida ao redor de implantes que receberam carga imediata e tardia com a instalação de pilares retos e angulados. Foram instalados 110 implantes em 24 maxilas desdentadas na região anterior, os pacientes selecionados foram divididos em dois grupos (carga imediata e tardia) , com dois subgrupos (pilares retos e pilares angulados). O nível de reabsorção óssea foi obtido após mensuração da profundidade de sondagem mesial e distal após 6 e 12 meses, todos os dados obtidos foram submetidos ao teste Mann-Whitney. Houve diferença significativa entre pilares angulados que receberam carga imediata e carga tardia, e também entre pilares retos e angulados que receberam carga tardia. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluíram que os níveis de reabsorção óssea são influenciados pelo tipo de pilar selecionado e também pelo tipo de carga aplicada.

Um estudo realizado por Naini et al., em 2011, analisou utilizando-se de elemento finitos 3D (FEA) a distribuição de tensões no osso periimplantar em mandíbula desdentada quando quatro implantes foram colocados, de acordo com o esquema de All-on-Four ou paralelos uns aos

outros para suportar uma prótese fixa. Dois modelos foram criados e em cada um dos modelos, quatro implantes dentários, com um comprimento de 13,5 mm e um diâmetro de 4 mm, foram colocados na região entre os forames mentonianos. No modelo All-on-Four (modelo A), os implantes posteriores foram inseridos anteriormente ao forame e estavam inclinados distalmente cerca de 30 graus em relação ao plano de oclusal. Em outro modelo (modelo S), os implantes posteriores foram posicionados paralelamente aos implantes anteriores e inseridos na região de primeiro pré-molar. Em ambos modelos, as fixações anteriores foram colocadas nas posições dos incisivos laterais. Uma infraestrutura híbrida foi simulada com uma armação de titânio e resina com 10 mm de altura se estendendo posteriormente até a região de primeiro molar, apresentando cantilever de 10,5 mm e 17 mm de comprimento nos modelos A e S, respectivamente. Cada modelo foi submetido a duas condições: 300 N foi aplicado na região de primeiro molar esquerdo (carregamento posterior) e uma carga de 178 N foi aplicada na linha média (carregamento anterior). A diminuição do comprimento do cantilever aumentou os valores de tensão ao redor dos implantes posteriores em 9%. No entanto, durante o carregamento posterior na área cantilever, a diminuição do comprimento do braço de alavanca apresentou-se benéfica ao reduzir os valores de deformação gerados nos implantes anteriores, embora os implantes angulados foram submetidos a tensões mais elevadas.

Com a intenção de avaliar por meio de elementos finitos tridimensionais a distribuição das tensões geradas por implantes na maxila, Martini et al. em 2012 utilizaram diferentes tipos de pilares, retos e angulados, em situações convencionais e de plataforma switching. Os quatro modelos confeccionados pelos autores continham implantes (5 x 13 mm) região de incisivo central esquerdo conectados a pilares de 5 mm (conexão convencional) e a pilares de 4.1 mm nas situações de plataforma switching, em ambas as situações foram simulados pilares retos e angulados em 15°. Os autores aplicaram carga de 100 N região palatina das coroas a 45° em relação ao longo eixo das fixações. Os modelos com plataforma switching (SR e SA) geraram níveis mais baixos de tensão máxima em comparação aos implantes com plataforma convencional (RS e RA), nos casos de pilares angulados houve uma diminuição de 12% quando utilizado a técnica de redução do diâmetro protético. Observaram maiores tensões na região cervical óssea quando pilares angulados foram empregados, em todas as situações avaliadas.

Malhotra et al., em 2012, avaliaram por meio da análise 3D de elementos finitos as tensões e deformações produzidas nas fixações e no osso circundante, imediatamente carregados, suportando próteses All-on-Four. Em modelos de mandíbulas desdentadas foram simuladas situações com implantes distais instalados em 30 e 40 graus, com braços de alavanca de 4 e 12 mm, respectivamente. Cargas de 250 N foram aplicadas sobre os implantes distais e na região de cantilever. Os resultados não demonstraram significância ($p > 0,05$) nas tensões ao

redor dos implantes quando braços de alavanca de 4 mm e 12 mm para ambas situações em 30 e 40 graus. Dentro das limitações deste estudo, estes dados evidenciam que o aumento na inclinação dos implantes não aumenta significativamente as tensões geradas ao redor.

Martini et al. em 2012, por meio da análise de elementos finitos, mensuraram a distribuição de tensões ao redor do osso periimplantar quando fixações são colocadas na região anterior da maxila utilizando-se dois diferentes pilares com diferentes angulações e duas condições diferentes de carga. Em 2 casos, a colocação de um pilar reto (S1 e S2) foi simulada, enquanto que nos outros dois modelos (A1 e A2), foram elaborados pilares angulados em 15 graus. Os autores aplicaram sob os quatro modelos cargas de 100 N na superfície lingual, sob 2 diferentes condições: S1 e A1 receberam a força aplicada na direção oblíqua, formando um ângulo de 45 graus ao longo eixo do implante, enquanto que S2 e A2 receberam uma força axial, aplicada paralelamente ao longo eixo do implante (L2 = carga axial). Todos os modelos apresentaram maior tensão no osso periimplantar quando submetidos a cargas oblíquas. Apontaram que quando a carga foi aplicada na direção axial (S2 e A2), o modelo com pilar reto apresentou valor máximo de tensão aproximadamente 55% maior do que o observado no modelo com pilar angulado. Concluíram que: a influência da mudança de plataforma foi mais evidente no osso cortical em comparação ao osso medular; pilares retos apresentaram maior tensão, independentemente do estado de carga; carregamento oblíquo foi responsável pelos maiores valores encontrados.

Sadrimanesh et al. (2012) avaliaram, utilizando-se da análise por elementos finitos, a distribuição de tensões (forças de compressão e tração) nas regiões de osso cortical e medular ao redor de três implantes instalados na região anterior da maxila, posicionados em três diferentes inclinações. Os autores confeccionaram três modelos com implantes de dimensões 4,1x12 mm que receberam pilares retos e pilares angulados em 15 e 20 graus para correção das inclinações. Foi simulado uma completa osseointegração e todos os materiais foram caracterizados como isotrópicos e homogêneos. Os autores aplicaram uma carga de 146 N na região palatina a 3 mm da borda incisal, com aproximadamente 135 graus em relação ao longo eixo dos implantes. Obtiveram como resultado que enquanto todas as tensões compressivas estiveram aquém do limite fisiológico do osso cortical, as tensões de tração na região cortical palatina superou este limite quando foram utilizados pilares protéticos de 15 e 20 graus para correção das angulações. Os autores demonstraram neste estudo que ambas as tensões de tração e compressão aumentam com maior inclinação dos implantes na região anterior de maxila e que o uso de pilares angulados pode causar tensões além do limite fisiológico. Alertam ainda que a resposta óssea a uma determinada carga é resultante da intensidade e da duração da aplicação, havendo grande diferença entre a resposta óssea a cargas estáticas contínuas e cargas periódicas mastigatórias.

2.4 Estudos clínicos

Mericke-Stern et al em 1995 registraram a sensibilidade táctil oral e a máxima força oclusal em: (1) um grupo de pacientes parcialmente edêntulos restaurados com implantes ITI suportando prótese fixa ou coroas unitárias e (2) um grupo controle consistindo de indivíduos totalmente dentados com dentes naturais saudáveis. Máxima força oclusal foi mensurada com uma miniatura de um transdutor de força colocada entre os pares antagonistas dente/implante no grupo teste e dentes antagonistas no grupo controle. O limiar de detecção de mínima pressão (ex. sensibilidade táctil passiva) foi registrado com dinamômetros e espessura mínima percebida (sensibilidade táctil ativa) foi avaliada usando folhas de aço com uma espessura de 100 a 10 μm . Maior força oclusal máxima foi mensurada em indivíduos totalmente dentados nos segundos pré-molares (média 450 N). Uma significativa redução nos primeiros pré-molares (300 N) foi observada. Com próteses fixas suportadas por implantes, o valor médio da máxima força oclusal foi distintamente menor, cerca de 200 N para primeiros pré-molares e para molares, e 300 N para segundos molares. A força máxima foi novamente encontrada nos segundos pré-molares. O limiar de detecção de mínima pressão foi significativamente maior em implantes que em dentes naturais. A média do número de erros de avaliação quando feito o teste com folhas de aço foi 3.2 para pares antagonistas dente/implante e 2.6 para dentes naturais. A comparação dos lados do teste (com implante)

e lado controle (sem implantes) em pacientes do grupo teste não revelou diferenças significantes de medidas. Isso mostra que a tendência da função oral depende primariamente do estado da dentição, tipo de restaurações protéticas e nos aspectos psicológicos e secundariamente na presença de implantes.

Balshi et al. (1997) realizaram um estudo com 71 pacientes durante 3 anos para avaliar o índice de sucesso de implantes conectados a pilares angulados. Foram instalados um total de 425 implantes em 10 mandíbulas e 61 maxilas, 4 implantes foram perdidos antes mesmo da instalação dos pilares protéticos. Os autores conectaram 212 implantes a pilares retos (grupo controle) e 209 implantes foram conectados a pilares angulados em 30 graus com duas diferentes alturas de cinta de 4mm e 5,5mm de altura máxima. Avaliaram ainda o índice de placa e gengivite ao redor de dentes naturais e dos pilares para analisar se os pilares angulados causariam problemas periodontais. Os autores obtiveram como resultado uma perda de 16 implantes do grupo controle (pilares retos) e uma perda de 11 implantes conectados a pilares angulados. Foram encontrados problemas gengivais ao redor dos pilares angulados em 9 pacientes (14%) após o primeiro ano, o que representou índice semelhante ao de implantes conectados a pilares retos. Indicam o uso de pilares angulados em maxilas atroficas devido à possibilidade de mudar a angulação do implante sem necessitar de procedimentos de enxerto ósseo. Apontam que a maior perda de implantes do grupo de pilares retos em relação a pilares angulados pode estar relacionada ao fato de que os

pilares retos foram mais usados nas regiões posteriores da maxila onde há maior força oclusal e qualidade óssea reduzida. Concluíram que os pilares angulados exibiram bons resultados e podem ser comparados a pilares retos e indicados como uma alternativa para a reabilitação protética.

Wiskott e Belser, em 1999, discutiram a relação entre a força aplicada e a homeostasia óssea. Quando uma força é aplicada ao osso (tensão), ocorre uma deformação (strain) em seu arranjo estrutural, sendo que a força é abstrata e somente pode ser quantificada pela determinação das alterações ocorridas na geometria do espécime. A tensão é definida como a força dividida pela unidade de área, dada em MPa, enquanto que a deformação resultante é a razão entre o comprimento de um objeto sob a aplicação de uma força e sua dimensão inicial. Devido às mínimas alterações observadas, a biomecânica quantifica as referidas alterações em microdeformações, numa escala em que $10^6 \mu \varepsilon$ seria igual a deformação teórica de 100%. Assim, $1000 \mu \varepsilon$ em compressão é igual ao encurtamento de 0,1%, ou seja, 99,9% do comprimento original e $20000 \mu \varepsilon$ em tensão é igual ao estiramento de 2%, ou seja, estiramento de 100 a 102% do comprimento original. Uma regra de conversão geral é a equação que relata a tensão e a deformação ($\varepsilon = \sigma / E$), ou seja, a resultante de deformação (ε) é igual a força aplicada (σ) dividida pelo módulo de elasticidade do material (E). Evidências clínicas e experimentais indicam que a fração (diferença entre o volume de osso que é depositado e reabsorvido) é a função dos níveis de deformação que

atuam no osso, sendo dividida em cinco faixas: desuso ou reabsorção óssea de 0 a 100 $\mu\epsilon$; carga normal ou homeostasia óssea de 100 a 2000 $\mu\epsilon$; sobrecarga moderada ou aumento de massa óssea de 2000 a 4000 $\mu\epsilon$; sobrecarga patológica ou dano ósseo irreversível de 4000 a 20000 $\mu\epsilon$; fratura óssea acima de 20000 $\mu\epsilon$. Concluíram que durante a fase de remodelação óssea, os osteoblastos são mais estimulados por sinais biomecânicos de amplitude adequada.

Em um estudo publicado por Sethi et al., em 2002, foram instalados um total de 3101 implantes, sendo 65,3% em maxila e 34,7 na mandíbula, em 616 pacientes. Noventa por cento dos pilares utilizados (2781) apresentaram angulações entre 5 e 30 graus, com valores médios de 15,2 graus na maxila posterior e 19,3 graus na região anterior da mandíbula. Após um período de observação de 151 meses, 42 implantes falharam na maxila e 16 implantes em mandíbula. A comparação estatística revelou um probabilidade de 0,84 (valor de p), de que as razões de sobrevivência são as mesmas para ambos os grupos. Apontam que a magnitude da angulação não influenciou o índice de sobrevivência dos implantes.

Em um estudo para avaliar as consequências da angulação dos implantes na capacidade retentiva dos sistema de encaixe tipo bola, Al-Ghafli et al., em 2009, confeccionaram seis pares de blocos de resina com dimensões de 15x30x60 mm, que receberam implantes posicionados mesialmente em 0; 5; 10; 15 e 20 graus. Ciclos de deslocamento de sistema de encaixe foram realizados com uma intensidade de 10

ciclos/min, as forças aplicadas foram as mínimas necessárias para o deslocamento, e foram automaticamente ajustadas durante o experimento. Os autores empregaram o teste ANOVA para analisar o número de ciclos necessários para a força retentiva atingir 20 N. Neste estudo obtiveram como resultado uma menor longevidade dos sistemas de encaixe quando os implantes estão instalados com uma angulação de 20 graus. Ressaltam a importância dos implantes serem instalados paralelos entre eles e perpendiculares ao plano horizontal. Concluíram que as angulações nas instalações dos implantes contribuem significativamente para uma maior perda de retenção dos sistemas tipo bola.

Para permitir a reabilitação utilizando-se de próteses totais apoiadas sobre implantes extremamente mal posicionados Akkad e Richards (2009) elaboraram pilares angulados confeccionados em liga áurea que podem ser utilizados em situações de espaços protéticos reduzidos e angulações maiores do que 30 graus. Os autores relatam um caso de uma paciente de 55 anos no qual foi necessária a confecção destes pilares em ouro que permitiram o encaixe com o sistema bola. Alertam que em casos de correções extremas o paciente deve ser alertado sobre o risco de falha do tratamento devido as forças aplicadas não serem paralelas ao longo eixo dos implantes.

Salvi e Brägger, em 2009, realizaram um levantamento bibliográfico de 111 artigos na base PubMed, entre os anos de 1966 e

2008, para avaliar os fatores biomecânicos de risco durante a reabilitação oral com implantes osseointegrados. Afirmam ter encontrado apenas dois estudos focados nas possíveis consequências da instalação de implantes inclinados na sobrevivência destes. Concluíram que a presença de cantilever e bruxismo são associados a complicações mecânicas, e que não há relação entre a perda de implantes e a presença de implantes/pilares angulados.

Sorrentino et al., em 2010, realizaram um estudo para analisar os efeitos da angulação dos implantes na precisão das moldagens. Os autores utilizaram dois modelos como grupo controle e oito modelos experimentais, quatro medidas foram obtidas após os modelos terem sido analisados em um projetor de perfil. Obtiveram como resultado uma menor precisão de moldagem dos modelos com implantes angulados se comparados aos que possuíam implantes retos. Concluíram que o fato dos implantes estarem instalados de maneira angulada causa mais tensões durante a moldagem provavelmente devido a maior força necessária a ser aplicada durante a remoção da moldagem.

Um estudo clínico realizado em 2010 por Agliardi et al. avaliou o nível de reabsorção óssea periimplantar quando realizado uma técnica de carga imediata com a instalação de implantes posteriores distalizados. Todos os pacientes receberam quatro implantes na região entre forames mentonianos (Brånemark System MK IV ou NobelSpeedy Groovy, Nobel Biocare). Primeiramente instalaram implantes distais inclinados

cerca de 30 graus em relação ao plano oclusal, próximos à emergência do nervo mandibular. Em seguida, as fixações mesiais foram preparadas ao nível dos incisivos laterais. Sobre os implantes distais, pilares foram colocados com uma angulação de 30 graus em relação ao eixo do implante para permitir um melhor acesso ao parafuso protético, enquanto que pilares retos foram posicionados sobre os implantes anteriores. Radiografias periapicais, utilizando a técnica do paralelismo, foram obtidas após 6 e 12 meses e posteriormente ao menos uma vez por ano até 5 anos. Avaliaram a perda óssea marginal tendo como referência a região cervical do implante. Após 12 meses de carga funcional, a perda óssea em torno dos implantes axiais e inclinados foi em média de 0,9 mm e 0,8 mm para axial ($n = 42$) e inclinada ($n = 42$) dos implantes, respectivamente. Tal diferença não foi estatisticamente significativa ($P < 0,05$).

Em um estudo retrospectivo de três anos, Butura et al. (2011) avaliaram a condição clínica de 857 implantes instalados em 219 mandíbulas (98 homens e 121 mulheres) de pacientes com média de idade de 60 anos que receberam próteses do tipo All-on-Four. Cada paciente apresentava dois implantes anteriores perpendiculares a superfície óssea e os dois implantes mais distais com angulação de 30 graus para distal afim de minimizar o cantiveler e evitar atingir estruturas anatômicas. Apenas três implantes falharam sendo dois implantes instalados perpendiculares a superfície e um implante angulado, resultando em sucesso de 99,66%. Os autores atribuíram as falhas dos

implantes ao fato de todos terem sido instalados em alvéolos frescos, o que levou a perda de osseointegração devido a patologia periapical presente. Os autores concluíram que apesar deste estudo ser relativamente curto, esta técnica com implantes angulados se apresenta confiável, colocando em questão a necessidade de instalação de mais implantes.

Graves et al. (2011) realizaram 276 cirurgias na maxila para instalação de implantes seguindo a técnica All-on-Four que utiliza quatro implantes para sustentação da prótese, sendo que os dois implantes mais distais apresentam inclinação distal com a finalidade de evitar estruturas anatômicas e redução do cantilever. Idade, fumantes, ou doenças sistêmicas controladas por medicação não foram critérios para exclusão. Todos os pacientes foram submetidos aos mesmos procedimentos pré e pós-cirúrgicos. Caracterizaram a falha do implante como a impossibilidade deste suportar um torque de 35 Ncm após seis meses da realização da cirurgia. Os resultados obtidos foram de que dos 1100 implantes instalados, apenas 28 falharam com uma taxa de sucesso de 97,48%. Este estudo indica o uso de pilares angulados e alerta que uma das desvantagens de se instalar os implantes de maneira angulada é que estes se tornam mais difíceis de serem reabilitados e necessitam de pilares protéticos angulados para a correção.

Em 2013, um estudo *in vivo* prospectivo publicado por Tabrizi et al. investigou o impacto da localização e do tipo de fixação no nível

ósseo periimplantar. A amostra consistiu de 58 indivíduos que se submeteram a cirurgia para instalação de implantes dois meses após a extração. Os autores incluíram apenas pacientes que necessitavam de implantes na região anterior da maxila com alguma reabsorção óssea que necessitasse que a fixação fosse instalada de forma angulada. Indivíduos foram excluídos do estudo se tivessem doença periodontal não tratada ou condições que pudessem afetar o metabolismo ósseo. Todos os implantes 3.5 x 13 mm (tipo A superfície Osseospeed; tipo B superfície Trimodal) foram carregados três meses após a inserção. Após a montagem dos modelos no articulador, o grau de inclinação foi medido com um arco facial. Os pesquisadores obtiveram radiografias individualizadas por meio da técnica do cone longo imediatamente após o carregamento e instalação para avaliar a reabsorção óssea e nível de osso marginal nas faces mesial e distal do tecido periimplantar. A angulação média dos pilares foi de 15,2 graus (variando de 7 a 25 graus) e nível de reabsorção média foi de 0,87 mm. A análise estatística realizada não encontrou relação entre a reabsorção óssea e angulação dos implantes ($P > 0.05$). Por meio dos dados obtidos, concluíram que os implantes angulados não foram associados ao aumento do risco para a perda óssea, e a inclinação destes implantes pode representar uma alternativa satisfatória afim de se evitar procedimentos de enxertia óssea.

3 PROPOSIÇÃO

Esse trabalho visou analisar as microdeformações ao redor dos implantes de comprimento e roscas convencionais, tipo hexágono externo, em diferentes angulações e uso de diferentes pilares protéticos para correção das angulações com a aplicação de carga axial estática sobre os parafusos de retenção da estrutura protética fundida.

4 MATERIAL E MÉTODO

Para a execução foram utilizados os seguintes materiais:

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

MATERIAIS	FABRICANTE
Poliuretano	Poliuretano F16 Axson, Cergy – France
Implante hexágono externo. Pilares Microunit. Coifas plásticas.	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX , São José dos Campos - Brasil
Resina Acrílica Incolor JET	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Revestimento	Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha
Liga Co-Cr	Wironia, Bremen - Alemanha
Extensômetros e terminais	Excel Sensor, São Paulo - Brasil
Kit Protético e Cirúrgico	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX , São José dos Campos - Brasil
Resina Acrílica Duralay	Reliance Dental MFG Co., EUA
Motor Elétrico	MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil
Contra-ângulo	Koncept, Kavo Ind.Com Ltda, Brasi

4.1 Confeção do modelo experimental

4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano

Para obtenção dos 2 blocos de poliuretano com propriedades elásticas uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser; 1999) e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Wiskott, Belser; 1999) foi utilizada uma matriz metálica de aço inoxidável constituída por (Figura 1):

- Placa horizontal: base retangular com 111 mm de comprimento por 61 mm de largura e 6 mm de espessura. Possui quatro orifícios centralizados, bilaterais e diametralmente opostos, com 5 mm de diâmetro, visando a passagem de parafusos de união às placas verticais;
- Placa vertical maior: formato retangular com dimensões de 95 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. No centro da base maior há uma perfuração com roscas internas, permitindo a união da placa horizontal à placa vertical maior e duas centrais diametralmente opostas localizadas na base menor também com roscas internas, as quais promovem a união entre a placa vertical maior e a placa vertical menor;

- Placa vertical menor: estrutura retangular apresentando 61 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Apresenta duas perfurações na base menor, que se encontram centralizadas e diametralmente opostas e uma perfuração central com roscas internas na base maior, permitindo a fixação da placa horizontal à placa vertical menor.

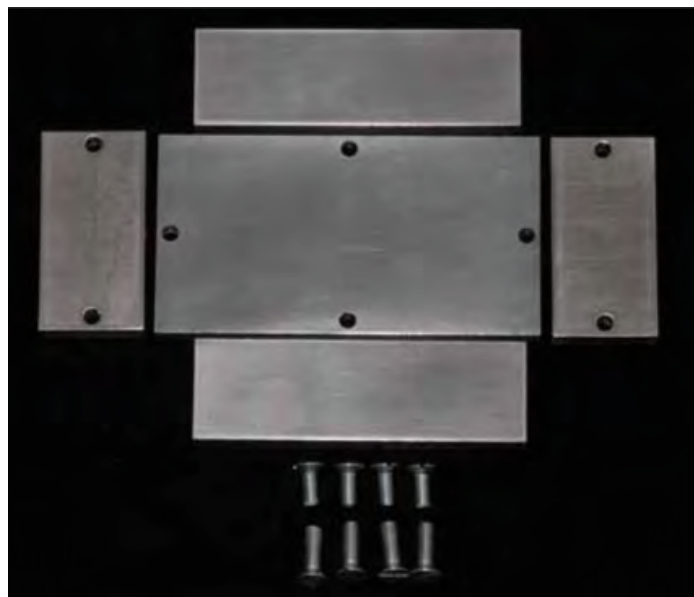


Figura 1- Matriz desmontada, evidenciando seus componentes.

Essa matriz de alumínio foi montada parafusando-se a placa horizontal às placas verticais, caracterizando uma forma retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 2).



Figura 2- Matriz montada.

A resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França), que constituiu o blocos, foi obtida após medidas idênticas de uma base e um catalisador terem sido misturadas no interior de um grau de borracha com o auxílio de uma espátula até homogeneização total deste material de baixa viscosidade. Em seguida, a resina já homogeneizada, foi vertida na matriz metálica, preenchendo-a completamente.

Após a polimerização do poliuretano, foi realizada a desinclusão da matriz, as superfícies dos blocos foram lixadas com lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, St. Paul - EUA) até obter uma superfície com o menor número possível de irregularidades. Após este processo, os blocos obtiveram as dimensões de: 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 20 mm de altura.

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, 2.5, 2.8, e 3.2 mm de diâmetro (Figura 3).



Figura 3- Fresas helicoidais utilizadas nas perfurações.

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 a superfície. Este componente é posicionado e parafusado no bloco de poliuretano para realizar as perfurações dos implantes. Em cada

extremidade horizontal existe uma perfuração transversal, que possui como objetivo a fixação do conjunto ao bloco de poliuretano (Figura 4).

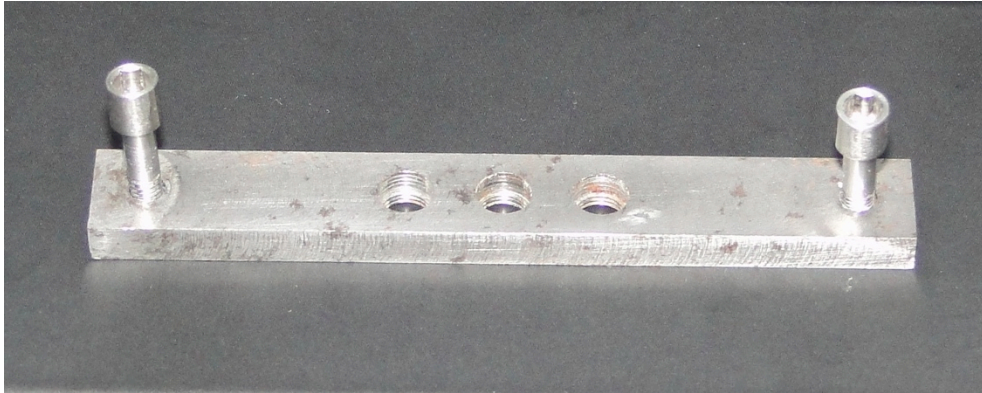


Figura 4- Index para padronização das perfurações perpendiculares a superfície do bloco.

Um segundo dispositivo angulado em 17° foi usinado em aço inoxidável, respeitando as dimensões do primeiro index, com a finalidade de ser inserido sob o index anterior e permitir a angulação de 17° de todo o conjunto para posteriormente ser realizada as perfurações (Figuras 5 e 6).

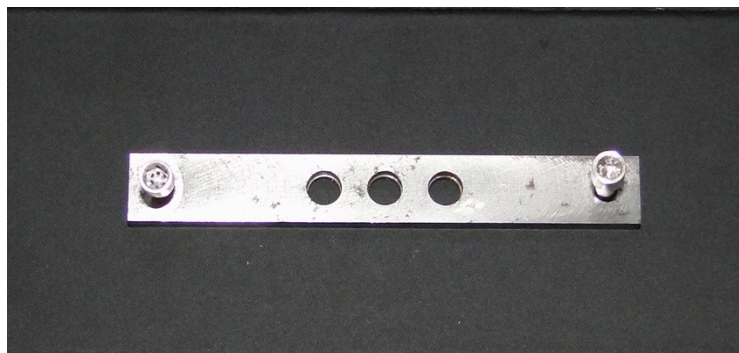


Figura 5- Index angulado.



Figura 6- Index angulado em posição.

As perfurações foram realizadas com velocidade média de 1800 rotações por minuto e a inserção das fixações foi realizada em 14 rotações por minuto. O torque foi ajustado em 40 N.cm, e a finalização da instalação do implante foi realizada manualmente utilizando-se de catraca cirúrgica. Adaptadores identificados por cores e padronizados em relação ao diâmetro compatível com o das fresas permitiram realizar as perfurações com a mesma axialidade (Figuras 7 e 8).



Figura 7- Adaptadores guias para as perfurações.



Figura 8- Perfurações realizadas.

Foram instalados, em cada bloco, 3 implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo de medidas 3,75 de diâmetro por 10 mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil). Os blocos 1 e 2 receberam implantes em configuração linear perpendiculars a superfície e com angulações de 17° direcionadas

ao lado do bloco denominado de lado de aplicação de forças (Figura 9 a 11).

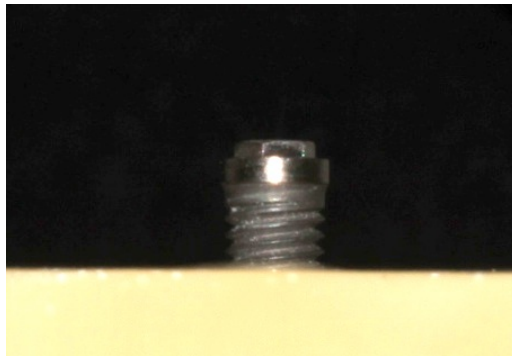


Figura 9- Implante sendo instalado perpendicularmente a superfície do bloco de poliuretano.

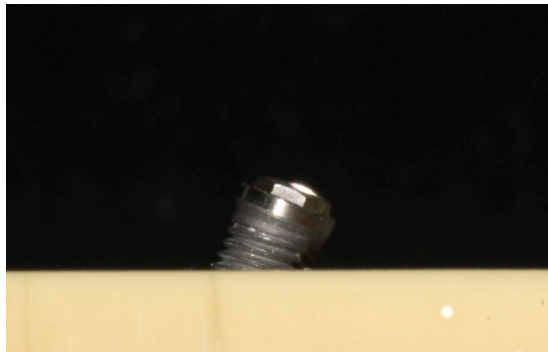


Figura 10- Implante sendo instalado em 17 graus.



Figura 11- Implantes instalados em 17 graus.

Sobre a plataforma de assentamento de cada implante instalado nos blocos, foram posicionados os seguintes pilares protéticos Microunit (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil): bloco 1, pilares Microunit retos; bloco 2, pilares Microunit com angulação de 17°(Figuras 12 e 13).



Figura 12- Pilares protéticos reto e angulado.



Figura 13- Pilares protéticos angulados em 17 graus sendo instalados.

Os pilares protéticos com altura de cinta de 2 mm foram instalados com torque de 20 N.cm com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil). Sobre os pilares protéticos foram parafusadas manualmente coifas plásticas (Figura 14) (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil).



Figura 14- Coifa instalada sobre o pilar protético angulado em 17 graus.

4.2 Obtenção do padrão da estrutura em resina acrílica

Para obtenção das supra-estruturas em resina acrílica foi utilizada uma base (componente 1) com a sobreposição do limitador (componente 2), 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.

O componente 1 é uma base retangular possuindo 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 5 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 centralizadas, bilaterais e diametralmente localizadas possuindo 2 mm de diâmetro e que permitem rosquear parafusos específicos para promover uma união com os demais componentes da matriz (Figura 15).



Figura 15- Componente 1 da matriz 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).



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

Após a sobreposição dos componentes, resina acrílica autopolimerizável incolor JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil) foi manipulada, segundo as recomendações do fabricante, e vertida no compartimento retangular obtido e a sua remoção foi realizada somente após sua polimerização.



Figura 17- Estrutura obtida em resina acrílica.

As estruturas obtidas em resina acrílica autopolimerizável foram então posicionadas nas coifas plásticas respeitando uma distância de 1 mm da borda inferior das coifas plásticas para nivelamento das estruturas. Após posicionamento das estruturas em resina acrílica nas coifas plásticas, estas foram unidas às coifas com resina acrílica autopolimerizável Duralay (Reliance Dental MFG Co., 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 somente após polimerização da resina acrílica Duralay (Reliance Dental MFG Co., USA) da coifa anterior (Figura 18 a 21).

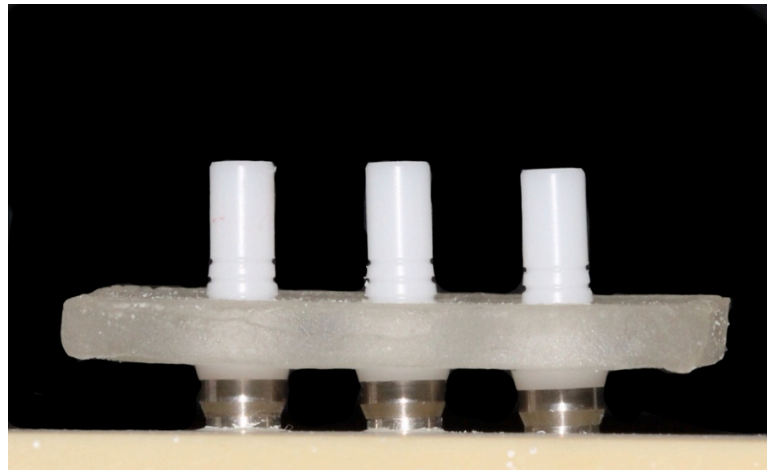


Figura 18- Estrutura em resina acrílica posicionada nas coifas plásticas.

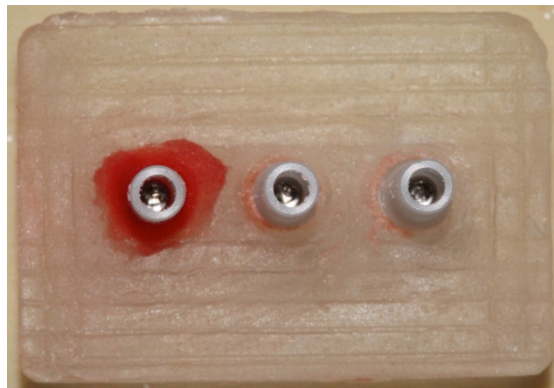


Figura 19- União entre estrutura e coifa 1.

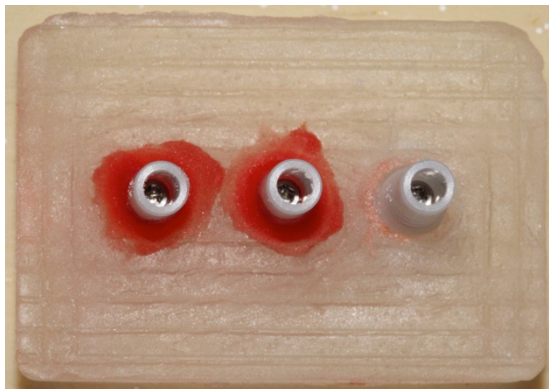


Figura 20- União entre estrutura e coifa 2.

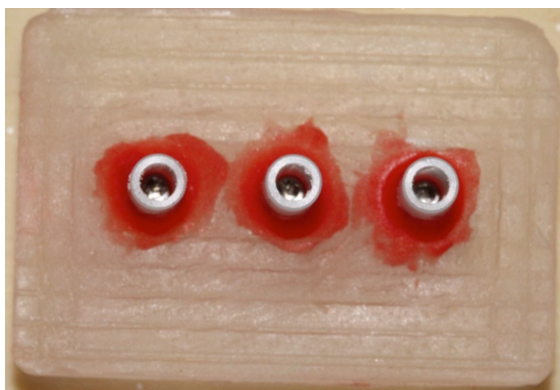


Figura 21- União entre estrutura e coifa 3.

4.3 Inclusão e fundição do padrão de resina

Os padrões em resina acrílica foram unidos a um conduto de alimentação fixado na base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo - Brasil) e recebeu aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo - Brasil).

Posteriormente, o conjunto foi incluído em anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo - Brasil) com capacidade máxima de 180 g. Foi utilizado jato de ar comprimido para a secagem do conjunto.

O revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha) foi vertido nos anéis de silicone, conforme as recomendações do fabricante. Para cada anel foi adaptado apenas um único conjunto de três fixações. Após 20 minutos, observou-se a cristalização do revestimento e os padrões em resina foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado a um forno (EDG 1800 EDG-Brasil) para aquecimento, seguido da volatilização da cera e do plástico. A fundição foi realizada com a liga de Ni-Cr (Wirobond SG Bremen - Alemanha), com auxílio da mistura gás acetileno e a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma 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. A usinagem foi realizada com

pedras de óxido de alumínio e o procedimento final foi realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μm (Easyblast – Bego – Bremen, Alemanha). As estruturas foram adaptadas, individualmente, no bloco de poliuretano, onde se aferiu a estabilidade do conjunto, em realização do aperto dos parafusos. A presença de indícios de instabilidade determinou a exclusão da estrutura.

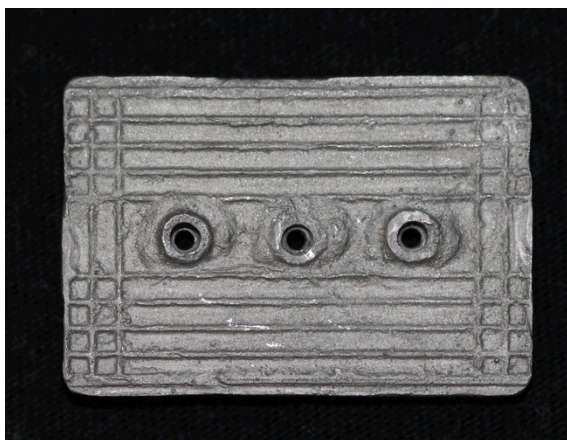


Figura 22 – Estrutura metálica fundida.

4.4 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos blocos foram cuidadosamente limpas com álcool isopropílico e quatro extensômetros lineares elétricos (Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd –Tóquio– Japão) foram unidos a cada bloco por intermédio de adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) e posicionados (Nishioka et al., 2010) conforme o

esquema (Figura 23):

extensômetro 1 : direita do implante 1

extensômetro 2 : esquerda do implante 2

extensômetro 3 : direita do implante 2

extensômetro 4 : esquerda do implante 3

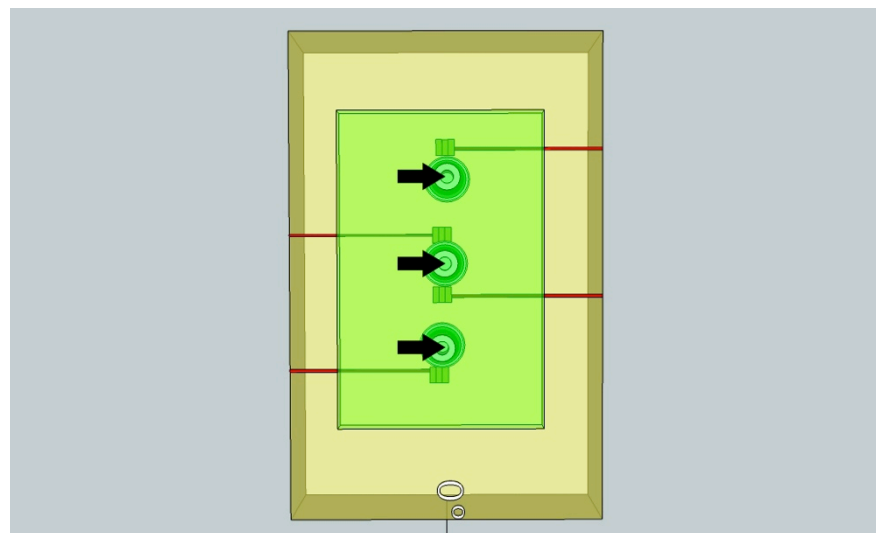


Figura 23 - Vista superior dos implantes instalados com angulação de 0°, evidenciando os extensômetros que serão instalados.

Após a colagem (Figura 24), foi realizada a aferição de cada extensômetro, 120, utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo - 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. Raleigh, Carolina do Norte – EUA, FAPESP proc: 07/53293-4). A gravação de dados foi realizada utilizando-se do 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 correspondia 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

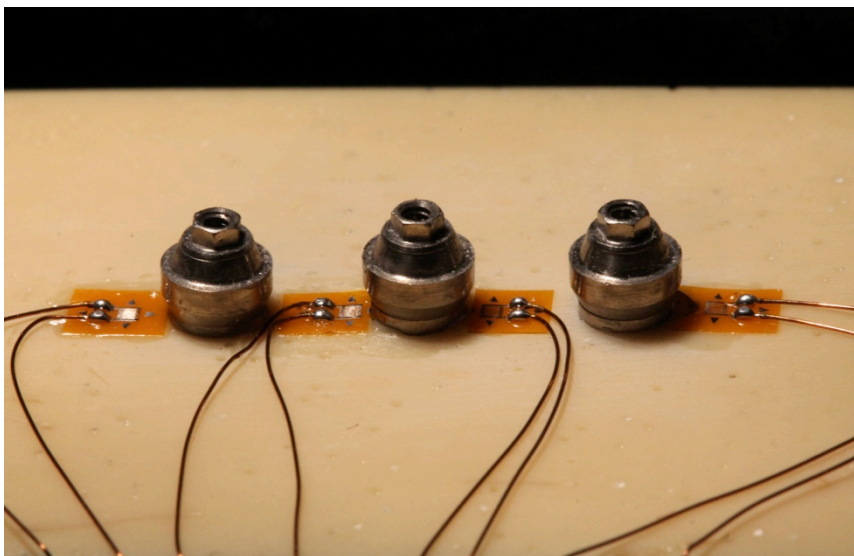


Figura 24 – Extensômetros e pilares posicionados.

4.5 Aplicação de cargas

Foi utilizado o dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka - Proc. 08/53071-4), que permitiu três carregamentos verticais estáticos constantes de 30 kg (Mericske-Stern et al., 1995) durante 10 segundos sobre os pontos A, B e C da estrutura metálica fundida utilizando-se de uma ponta romba de 2mm de diâmetro (Figura 25).

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.

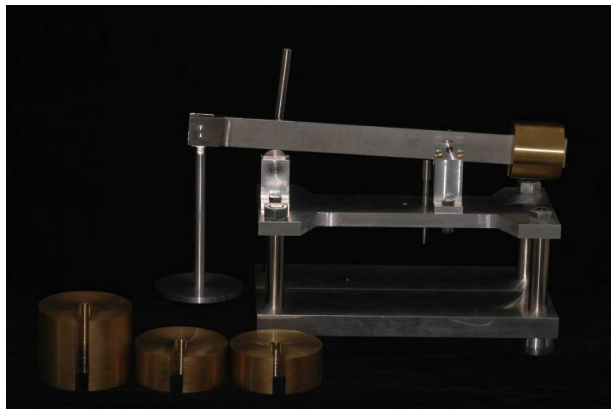


Figura 25 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

As microdeformações determinadas nos três pontos 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.

4.6 Delineamento experimental

Os fatores de estudo deste experimento serão o local de aplicação de carga (A, B e C) e o tipo de pilar protético utilizado (reto e angulado em 17 graus), seguindo um esquema fatorial de 3 x 2.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica fundida em liga de níquel-cromo, essa estrutura metálica foram denominada corpo-de-prova.

4.6 Análise estatística

Valores médios foram calculados para os grupos, e os dados obtidos foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTICA (Statsoft, version 8.0, 2003) . A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios-padrão das amostras de cada grupo. A estatística inferencial consistiu no teste de Análise de Variância de medidas repetidas (RM ANOVA). O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%. Comparações entre os valores médios de microdeformação referentes aos ensaios, foram realizadas por meio do teste de Tukey (5%).

5 RESULTADOS

Todos os dados obtidos no experimento foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 4.00, 2003); MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003). A distribuição dos valores obtidos nos três momentos de avaliação (três pontos de carga) referentes a cada inclinação dos implantes tiveram representação gráfica e estatística descritiva.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica, liga de cobalto-cromo denominada de corpo-de-prova. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA), devido ao fato desta ser indicada para comparar grupos com dados numéricos com distribuição normal dentro de cada grupo e que apresentam a mesma variância e independência. Foi escolhido o nível de significância convencional de 5%. A variável resposta obtida na extensometria após o ensaio dos corpos de prova foi o valor de microdeformação ($\mu \epsilon$). Foram calculadas as médias para cada

extensômetros nos diferentes pontos de aplicação de cargas dos grupos reto e inclinado (Tabelas 1 e 2).

		Média	Des.Padrão	Coef.Var.	Mín.	Média	Máx.
SG1	A	365.5	190.2	52.04	129.3	326.3	725.0
	B	265.6	162.5	61.18	13.0	237.2	576.3
	C	88.3	88.4	100.07	4.7	54.3	284.7
SG2	A	190.0	273.4	143.90	36.3	63.5	821.0
	B	142.5	213.3	149.67	1.0	33.3	653.7
	C	82.4	116.1	140.81	3.7	37.3	365.3
SG3	A	229.4	197.9	86.28	8.0	179.0	540.0
	B	356.1	260.7	73.23	26.3	272.7	841.0
	C	342.1	265.5	77.62	43.0	308.7	999.7
SG4	A	158.0	116.0	73.38	10.7	116.7	375.0
	B	561.8	261.2	46.48	153.7	609.3	964.7
	C	750	350	46.66	202	707	1286

Tabela 1 – Média registrada por cada extensômetro no grupo reto.

		Média	Des.Padrão	Coef.Var.	Mín.	Média	Máx.
SG1	A	270.7	133.5	49.32	74.3	258.8	452.3
	B	230.5	89.6	38.88	41.3	241.5	344.0
	C	173.2	60.5	34.95	98.0	163.0	283.7
SG2	A	357.5	217.4	60.81	172.7	289.3	850.3
	B	302.7	250.5	82.76	71.3	272.7	953.7
	C	190.0	48.0	25.26	118.0	189.7	268.3
SG3	A	283.1	220.6	77.91	37.3	220.7	852.7
	B	282.8	194.8	68.87	71.3	232.7	776.0
	C	455	514	112.87	48	278	1816
SG4	A	243.3	147.9	60.78	44.3	204.0	577.3
	B	327.5	266.6	81.41	35.0	260.7	919.3
	C	492.7	234.4	47.58	222.3	504.3	931.7

Tabela 2 – Média registrada por cada extensômetro no grupo inclinado.

Após a obtenção dos dados em relação ao carregamento das amostras em cada ponto, foram calculadas as médias para o grupo com implantes na posição vertical (Tabela 3) e para o grupo com implantes inclinados (Tabela 4).

Ponto	Média	Desvio Padrão	Coef.Var	Mínimo	Mediana	Máximo
A	288.6	74.4	25.79	164.8	279.2	421.3
B	285.9	98.5	34.46	122.7	264.7	427.8
C	327.7	171.4	52.29	187.0	270.4	748.5

Tabela 3 – Média dos registros de microdeformação obtidos para o grupo reto.

Ponto	Média	Desvio Padrão	Coef.Var	Mínimo	Mediana	Máximo
A	235.7	127.7	54.18	114.6	165.3	466.7
B	331.5	116.9	35.28	163.5	333.7	582.6
C	315.8	117.5	37.21	144.4	316.6	502.3

Tabela 4 – Média dos registros de microdeformação obtidos para o grupo inclinado.

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Configura	1	619	619.2	0.02	0.8765
Error Configura*R	18	448292	24905.1		
PA	2	39216	19608.0	2.03	0.1458
Configura*PA	2	24502	12250.9	1.27	0.2932
Error Configura*R*P A	36	347383	9649.5		
Total	59	860012			

Tabela 5 - Resultado dos teste de análise de variância para os dados obtidos.

A tabela 5 demonstra que o efeito configuração e ponto de aplicação de carga não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$). Assim o relacionamento entre os grupos é o mesmo nas diferentes situações. A interação entre as médias está demonstrada nas figuras 26 a 28.

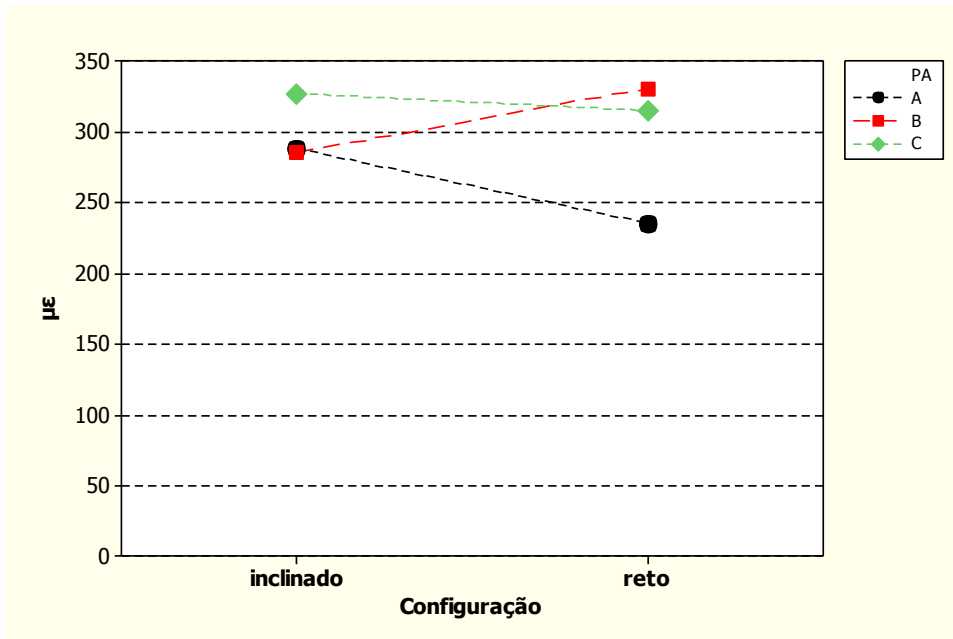


Figura 26 - Gráfico de interação médias para avaliar efeito do ponto de aplicação.

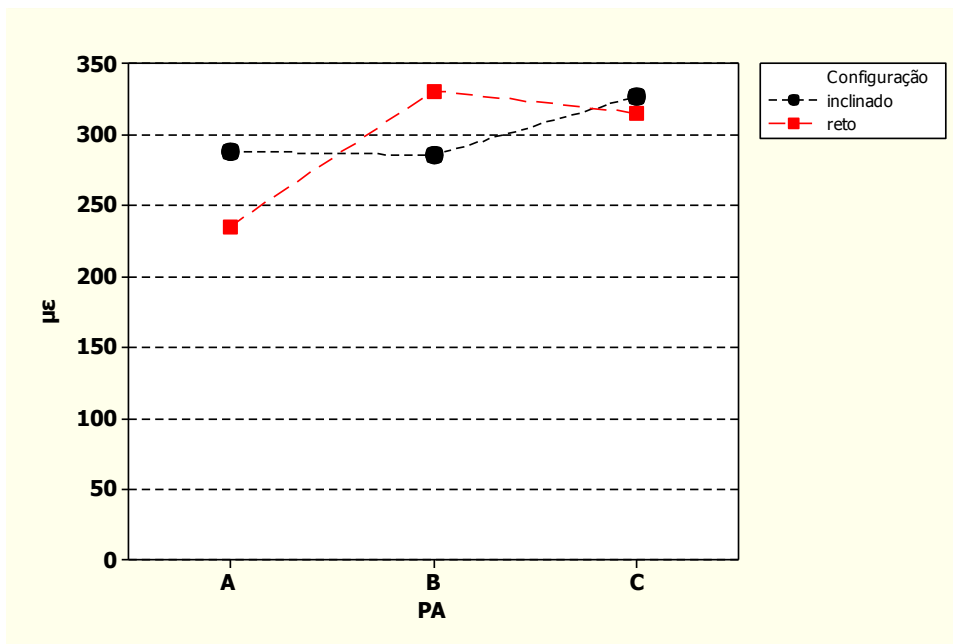


Figura 27 - Gráfico de interação de médias para avaliar o efeito da configuração.

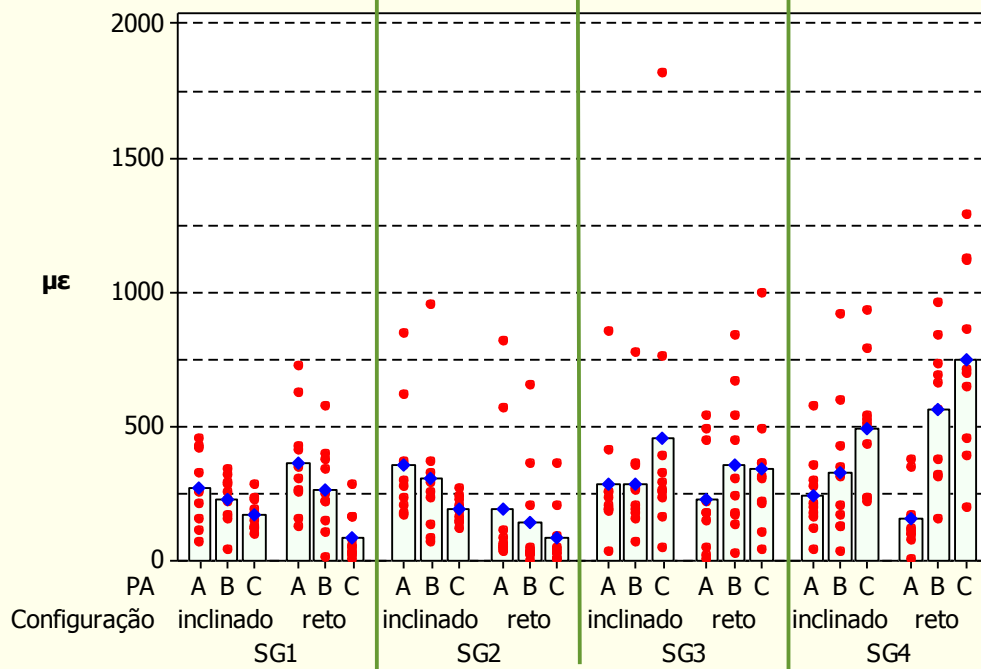


Figura 28 - Gráfico de dispersão dos valores ao redor do valor médio.

6 DISCUSSÃO

No presente estudo, utilizamos a extensometria para avaliar a distribuição das tensões ao redor das fixações. Os principais métodos apresentados na literatura para análise biomecânica em implantodontia estão representados pela fotoelasticidade, análise de elementos finitos e extensometria. (Clelland et al., 1996; Kim et al., 2011; Sadrimanesh et al., 2012;).

A técnica da fotoelasticidade utiliza-se de uma resina fotoelástica e uma luz monocromática polarizada, que sob tensão é possível visualizar franjas de diferentes colorações. Ao comparar as diferentes áreas pode-se inferir a deformação apresentada. Porém modelos mais complexos com diferentes densidades são difíceis de serem obtidos (Markarian et al., 2007; Begg et al., 2009; Kim et al., 2011).

O método de elementos finitos é representado por uma reprodução em desenho computacional do objeto a ser analisado. Neste método são calculados somente os deslocamentos de alguns pontos, que são os nós do modelo. Porém, o número de pontos escolhidos deve ser suficiente para representar o deslocamento do conjunto inteiro de forma aproximada. É comum neste tipo de método que os materiais estudados

seja considerados isotrópicos e homogêneos, podendo influenciar significativamente os resultados, já que osso não é um substrato homogêneo e anisotrópico (Saab et al., 2007; Lan et al., 2008; Sadrimanesh et al., 2012)

A extensometria é uma técnica de medição de deformações associada a um equipamento específico que permite fornecer medidas *in vivo* e *in vitro* das deformações sob cargas estáticas ou dinâmicas. Extensômetros são empregados e à mínima deformação sofrida alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. O alongamento ou a compressão alteram proporcionalmente a sua resistência elétrica, permitindo registros da deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados, podendo ser colados aos pilares protéticos, coroas protéticas, implantes entre outros. (Clelland et al., 1996; Watanabe et al., 2003; Nishioka et al., 2010; Abreu et al. 2012). É ainda um dos poucos métodos de investigação biomecânica que pode ser utilizado para investigações *in vivo* (Clelland et al., 1996). Os valores obtidos são expressos em $\mu \varepsilon$ (microdeformação), sufixo empregado neste estudo e que corresponde a $10^{-6} \varepsilon$. Os dados de microdeformação permitem a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo, e forças de tracionamento, recebem o prefixo positivo, para a análise estatística utilizaram-se os valores absolutos

Foram elaborados modelos artificiais homogêneos com

propriedades elásticas uniformes representados por blocos à base de poliuretano (Clelland et al., 1996; Watanabe et al., 2003; Nishioka et al., 2010; Kim et al., 2011; Abreu et al., 2012). O poliuretano foi escolhido por apresentar módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (poliuretano: 3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5Gpa) (Wiskott, Belser, 1999).

O emprego de anéis com diâmetros progressivamente maiores correlacionados com os diâmetros das fresas permitiu padronização das perfurações em relação a distância e axialidade. Permitiu ainda que as barras metálicas fossem padronizadas com as mesma disposições de fresagens.

Uma estrutura metálica plana foi utilizada pois a intenção deste estudo foi de avaliar somente os carregamentos axiais, evitando a existência de componente horizontal caso fosse elaborado cúspides na estrutura metálica (Cehreli et al., 2004).

Assim como nos trabalhos de Nishioka et al. (2010) e Abreu et al. (2012), utilizamos uma carga de 300N e uma liga de Co-Cr. A liga de Co-Cr com seu alto módulo de elasticidade permitiu uma distribuição mais homogênea das tensões dentro das amostras, promovendo um carregamento mais eficiente. Sendo que a concentração das tensões foi transferida ao redor do pescoço do implante devido a conexão rígida entre implante e osso. Além disso, ligas à base de Co-Cr vêm sendo utilizadas com mais frequência devido a sua biocompatibilidade, boa

resistência à corrosão e custo reduzido.

Visando minimizar variações durante as etapas laboratoriais, o mesmo operador conduziu todos os procedimentos laboratoriais. Um novo jogo de parafusos de retenção protética foi utilizado para cada grupo investigado, em cada um dos intervalos da avaliação, assim como preconizou a metodologia de Nishioka et al., em 2010. Um torquímetro mecânico foi utilizado para assegurar torque constante de 10Ncm em todos os parafusos durante as medidas de microdeformação. Três leituras de cada amostra, para ambos os grupos, objetivaram minimizar erros durante as mensurações. Igualmente aos trabalhos apresentados por Abreu et al. em 2012 altos valores de desvio padrão foram registrados, provavelmente devido a alta sensibilidade dos extensômetros.

Neste estudo foi selecionado a região ao redor do módulo de rebordo dos implantes devido a tendência de concentração de tensões nesta região sendo que o local de colagem dos extensômetros influencia diretamente o tipo de deformação registrada (Wiskott, Belser 1999; Cehreli et al., 2004).

Em nosso estudo, ambos os grupos com implantes verticais e inclinados apresentaram valores médios de microdeformação gerados nos diferentes pontos de carregamento distantes do limite tecidual fisiológico de $4000 \mu \varepsilon$. Todos os valores obtidos em ambos os grupos estão dentro da faixa normal determinada por Wiskott e Belser, em 1999, na qual há microdeformações entre 100 e 2000 e equilíbrio osteogênico. Wiskott e

Belser (1999), afirmam para o equilíbrio fisiológico tecidual intensidades adequadas de deformação são necessárias e reabsorções ósseas são evitadas acima de $100 \mu \varepsilon$, valores inferiores a este causariam reabsorção óssea e valores acima de $4000 \mu \varepsilon$ levariam a danos permanentes ao tecido.

O pontos de carregamento A, B e C do grupo com implantes retos não demonstraram diferenças significativas, diferentemente dos achados no estudo de Vasconcellos et al. (2011) no qual houve diferença entre os pontos de aplicação, provavelmente a diferença entre os resultados encontrados nos estudos ocorreu devido a pequenas distorções das estruturas metálicas ocasionando desadaptações entre os pilares protéticos e as coifas fundidas. Nossos resultados corroboram com os encontrados por Abreu et al. (2012), no qual não foi detectado diferenças de microdeformação nos diferentes pontos. No grupo com implantes inclinados também não houve diferença significativa entre os diferentes pontos nos quais foram aplicadas cargas axiais sobre os parafusos de retenção da estrutura, corroborando com os achado de Kim et al. (2011), apesar da diferente metodologia aplicados entre os estudos.

O grupo com implantes inclinados apresentou resultados semelhantes ao grupo com implantes retos, diferentemente do encontrado nos estudos de Clelland et al. (1993), Brosh et al. (1998), nos quais os implantes inclinados apresentaram microdeformações significativamente superiores se comparados a implantes retos. Porém, nos estudos destes

autores foram analisados implantes unitários, diferentemente do que realizado no presente estudo, no qual um estrutura metálica uniu os três implantes. A união por meio desta estrutura permitiu uma melhor distribuição de carga ao redor dos implantes e redução dos valores encontrados.

No estudo de Naconecy et al., em 2010, os autores registraram menores valores de microdeformação nos grupos com implantes inclinados em situações de cantilever. Diferentemente do nosso estudo, os autores posicionaram os extensômetros distalmente ao implante inclinado, o que pode representar a razão da diferença entre os dados obtidos.

Nosso estudo não registrou aumento significativo das microdeformações geradas ao redor dos implantes inclinados. Nos levando a crer que a instalação de maneira inclinada dos implantes é viável e não representa um procedimento nocivo à estrutura óssea periimplantar.

7 CONCLUSÃO

Por meio da metodologia aplicada e dados obtidos neste estudo, podemos concluir que:

- a) A utilização de implantes inclinados geram deformações semelhantes quando comparados a implantes posicionados na vertical.
- b) As deformações geradas em ambos os grupos se encontram dentro do limite fisiológico relatado pela literatura revisada.
- c) Os diferentes locais de carregamento não apresentaram influência na distribuição das tensões ao redor dos implantes em nenhum grupo.

8 REFERÊNCIAS

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RLX. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2012;21:535–9.

Aglicardi E, Clerico M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int*. 2010;41:285–293.

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

Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Medical Engineering & Physics*. 2009; 31:758–763.

Akkad S, Richards M. Solutions for severely angulated implants in the mandibular overdenture: a clinical report. 2009;18:342-47.

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

Al-Ghafi A, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent.* 2009;102:140-7

Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated pilar protéticos. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:52-8.

Bavbek AB, Dogan A, Cehreli MC. Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *J Appl Biomater Biomech.* 2011;9(2):118-126

Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the All-on-Four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:663–671.

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of pilar protético angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1998;79:328:34.

Butura CC, Galind DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Dent Clin N Am.* 2011;55:795–811.

Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15(2):249-57.

Çehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Oct;16(5):540-8.

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

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LPS, Cruz S. Finite element stress

analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:391–403.

Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary All-on-Four therapy using angled implants: a 16-month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. *Dent Clin N Am*. 2011;55:779-794.

Hasan I, Roger B, Heinemann F, Keilig L, Bourauel C. Influence of pilar protético design on the success of immediately loaded dental implants: experimental and numerical studies. *Med Eng Phys*. 2011; 34(7):817-25.

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

Iplikçioğlu H, Akça K, Çehreli M, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:258–265.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:976–984.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:405–414.

Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci*. 2008;24:138–143.

Malhortra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian Dental Journal*. 2012;57:440–5.

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;16:117-122.

Martini AP, Barros RM, Freitas Júnior AC, Rocha EP, Almeida EO, Ferraz CC, Pellegrin MC, Anchieta RB. Influence of platform and pilar protético angulation on peri-implant bone. A three-dimensional finite element stress analysis. *J Oral Implantol*. 2012 Oct 30. [Epub ahead of print]

Martini AP, Freitas AC, Rocha EP, Almeida EO, Anchieta RB, Kina S, Fasolo GB. Straight and angulated pilar protéticos in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2012;23:415-8.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Oclussal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):345-54.

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

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:776–781.

Nishioka RS, Nishioka LNBM, Abreu CW, Vasconcelos GO, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant- pilar protético joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(3):225-30

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2010;23:566–573.

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

Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P,

Rashad A. Alveolar bone stress around implants with different pilar protético angulation: an fe-analysis of anterior maxilla. *Implant Dentistry*. 2012; 21(3):196-201.

Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:69-85.

Sethi A, Kaus T, Sochor P, Krcmar DA, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated pilar protéticos in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent*. 2002;11:41–51.

Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010; 12(1):63-70.

Tabritizi R, Pourdanesb F, Zare S, Daneste H, Zeini N. Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*. 2013;71:272-7.

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

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;19(6):610-5.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence implant location, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003;91(1):31-36.

Wiskott H W, Belser U C. Lack of integration smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10:4429-44.

Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2011;24:130–2.

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