



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

VIVIAN MAYUMI MIYAZAKI SANTOS

**ESTUDO DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO
REDOR DE IMPLANTES DE HEXÁGONO INTERNO COM
ROSCAS CONVENCIONAIS E IMPLANTES COM PLATÔS,
SOB APLICAÇÃO DE CARGA VERTICAL**

2013

VIVIAN MAYUMI MIYAZAKI SANTOS

**ESTUDO DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO REDOR DE
IMPLANTES DE HEXÁGONO INTERNO COM ROSCAS
CONVENCIONAIS E IMPLANTES COM PLATÔS, SOB APLICAÇÃO DE
CARGA VERTICAL**

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

Orientador: Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2013

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. Eduardo Shigueyuki Uemura

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos

UNESP – Univ Estadual Paulista

Dr. Luis Gustavo de Oliveira Vasconcellos

São José dos Campos, 15 de julho de 2013.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Jefferson A. L. dos Santos e Satie Miyazaki pelo amor e dedicação. Pelo apoio e sacrifício que realizaram para que eu chegasse até aqui.

Ao meu noivo Rodrigo Keiji Okamoto, que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos me apoiando, sendo paciente e compreensivo apesar de todos os meus medos e preocupações.

Para minha irmã Tatianne Yumi Miyazaki Santos por me ajudar em muitos momentos e pela paciência.

Dedico esse trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka. O meu agradecimento pela paciência e orientação para a realização deste trabalho. Com sua orientação e sabedoria pode aprimorar a minha formação.

AGRADECIMENTOS

A Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, representada pela pessoa do diretor Professor Assistente Doutor Carlos Augusto Pavanelli e ao vice-diretor Professor Adjunto Estevão Tomomitsu Kimpara pela disponibilidade de aprendizado.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora coordenado pela Professora Titular Marcia Carneiro Valera, pela oportunidade.

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora Especialidade Prótese Dentária, Professor Titular Marco Antonio Bottino, pela oportunidade concedida e pelo privilégio de conhecer e receber seus ensinamentos.

A todos os Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Ao Professor Ivan Balducci, pela grande ajuda durante a realização da análise estatística.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese do Instituto de Ciências e Tecnologia – Campus de São José dos Campos, Professor Assistente Dr. Tarcisio Jose De Arruda Paes Junior.

À empresa AS TITANIUM FIX, pelo suporte para a realização desta pesquisa.

Ao assessor administrativo Reginaldo Goulart pela atenção e ajuda.

Aos técnicos de laboratório, Fernando Carlos Fontes, Marcos Vestali e Thais Cachute Paradella pelo apoio nos trabalhos realizados.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação, Fernanda Papaiz, Aline Lins, Vinícius Aneas, Talitha de Sousa e Frederico Louzada pelo companheirismo.

As minhas amigas Ligia dos Santos, Renata Queiroz e
Fernanda Bertoni por me apoiar.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São
Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro concedido (Bolsa Processo nº
2011/04976-7).

*“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de
água do mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota”.*
Madre Teresa de Calcuta

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	09
LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	13
RESUMO	14
ABSTRACT	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 Implantes Bicon	22
2.2 Implante Hexágono interno	31
2.3 Extensometria	38
3. PROPOSIÇÃO	50
4 MATERIAL E MÉTODO	51
4.1 Obtenção do bloco de poliuretano	51
4.2 Instalação dos implantes e do pilar protético	52
4.2.1 Implante com platô	52
4.2.2 Implante convencional	57
4.3 Colagem dos extensômetros	59
4.4 Aplicação de cargas	62
4.5 Delineamento experimental	64
5 RESULTADO	65
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÃO	80
8 REFERÊNCIAS	81
APÊNDICES	88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Bloco de poliuretano com a base.	52
Figura 2 – Fresas do sistema de implantes Bicon. Fresa piloto (esquerda), 2.5, 3, 3.5, 4 e 4.5 mm (direita) de diâmetro.	53
Figura 3 - Perfuração do bloco com a fresa 4.5 mm que possui diâmetro semelhante ao implante.	54
Figura 4 - Bloco perfurado com sonda milimetrada do kit cirúrgico do sistema indicando que a perfuração possui 8 mm de profundidade.	54
Figura 5 - Implante Bicon de 4.5 x 8 mm.	55
Figura 6 - Inserção do implante no bloco de poliuretano.	55
Figura 7 - Pilar reto com 10 mm de comprimento.	56
Figura 8 - Inserção final do pilar ao implante com o auxílio do marteleto.	56
Figura 9 - Fresas do sistema de implantes AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX. A fresa lança piloto (esquerda) e as fresas de 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm (esquerda) de diâmetro.	57
Figura 10 - Implante hexágono interno de 4 x 8.5 mm (esquerda) e pilar protético reto de 10 mm de altura (direita).	58

Figura 11 - Inserção do implante hexágono interno com o auxílio da chave catraca cirúrgica manual.	58
Figura 12 - Pilar protético sendo parafusado com torque de 20 N.cm. ...	59
Figura 13 - Extensômetro modelo PA-060-040AB-120-L.....	60
Figura 14 - Quatro extensômetros colados ao redor dos implantes hexágono interno (esquerda) e platô (direita). Também foram colados extensômetros no terço médio e apical na parede lateral do bloco de poliuretano.	60
Figura 15 - Dois extensômetros colados na face lateral do bloco de poliuretano no terço médio e apical em cada um dos implantes.	61
Figura 16 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC).	62
Figura 17 - Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante platô.	63
Figura 18 - Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante platô.	63
Figura 19 - Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de micro deformação segundo as condições experimentais estabelecidas pelas variáveis Implante (HI: Hexágono Interno e PL: platô) e Região (vertical e horizontal).	69
Figura 20 - Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de micro deformação para cada extensômetro em cada tipo de implante (HI: Hexágono Interno e PL: Platô).....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores absolutos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante hexágono interno em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes.....	65
Tabela 2 - Valores absolutos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes.....	66
Tabela 3 - Descritiva para os extensômetros na vertical e horizontal	68
Tabela 4 - Descritiva dos extensômetros na vertical e horizontal para o implante hexágono interno e platô	68
Tabela 5 - valores médios, o desvio padrão e o coeficiente de variação para cada extensômetro para os implantes hexágono interno	69
Tabela 6 - valores médios, o desvio padrão e o coeficiente de variação para cada extensômetro para os implantes platô	70
Tabela 7 - Resultados do teste ANOVA de medidas repetidas	71
Tabela 8 - Teste de Tukey comparando a média dos dados em relação ao tipo de implante e região onde o extensômetro foi colado (horizontal e vertical)	71

Tabela 9 - Valores positivos e negativos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante hexágono interno em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes 88

Tabela 10 - Tabela com os valores positivos e negativos de micro deformação obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes 89

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	= Análise de Variância
C	= Celsius
cm	= centímetro
Co-Cr	= Cobalto Cromo
DAC	= Dispositivo de Aplicação de Carga
°	= Grau
$\mu\epsilon$	= Micro deformação
mm	= Milímetro
Ni-Cr	= Níquel Cromo
N	= Newton
N.cm	= Newton centímetro
N/cm	= Newton por centímetro
Pd-Ag	= Paládio Prata
%	= Por cento
Kg	= Quilograma
Kgf	= Quilograma força
SG	= Strain Gauge

Santos VMM. Estudo das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono interno com roscas convencionais e implantes com platôs, sob a aplicação de carga vertical [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a micro deformação ao redor de implantes hexágono interno e implantes com roscas platô sob carregamento vertical. Foram confeccionados 10 blocos de poliuretano com 190X30X12 mm. Na face de menor largura e maior comprimento de cada bloco foi inserido um implante de cada sistema (implante hexágono interno de 4 mm X 8,5 mm e implante platô de 4,5 mm X 8 mm) que depois receberam um pilar com 10 mm de altura. O pilar do implante hexágono interno recebeu torque de 20 N com auxílio de torquímetro manual, enquanto o pilar do implante platô foi inserido no implante com o auxílio de martetele. Quatro extensômetros foram colados ao redor dos implantes. Também foram colados extensômetros na lateral do bloco na região do terço médio e apical dos implantes. Os implantes foram submetidos a uma carga vertical estática de 30 Kg. Os dados foram submetidos a análise estatística ANOVA e Tukey (5%). Foi verificado que houve diferença estatística significativa para a região cervical (horizontal) dos implantes em relação à região média e apical (vertical), sendo o $P=0.0259$. Com o teste Tukey, foi verificado que a região horizontal dos implantes platôs apresentaram uma maior micro deformação em relação a região vertical e da região horizontal e vertical dos implantes hexágono interno. Pode-se concluir que o implante platô demonstrou maior micro deformação do que o implante hexágono interno, a região cervical obteve uma maior concentração de tensões em relação à região do terço médio e apical e que o tipo de conexão pilar/implante interfere na micro deformação distribuída ao redor do implante.

Palavras-chaves: Implante dentário. Biomecânica. Extensometria.

Santos VMM. Study of the micro strain generated around internal hexagon implant with conventional screws and plateau implant, under the application vertical load [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

ABSTRACT

The aim of the study was to evaluate the micro strain around internal hexagon implant and plateau screws implant under vertical load. 10 polyurethane blocks were produce with 190X30X12 mm. On the narrower face of each block was inserted in each system implant (internal hexagon implant 4 mm X 8,5 mm and plateau implant 4,5 mm X 8 mm) which then received one abutment with 10 mm high. The internal hexagon abutment received torque of 20 N with aid manual torquemeter and plateau abutment was inserted with surgical mallet. Four strain gauge were bonded around of the implants. Also the strain gauges were bonded in the lateral block in the middle and apical region implants. The implants were subjected to a static vertical load of 30 kg. The data were submitted to ANOVA and Tukey (5%). It was found that there was statistically significant difference for the cervical region (horizontal) of the implants to the middle and apical region (vertical), with $P = 0.0259$. In the Tukey test, it was found that the horizontal region of the plateau implants was higher micro strain than vertical region of the plateau implants and horizontal and vertical region of the internal hexagon implants. It concluded that the implant had a higher plateau micro strain of the implant internal hexagon, the cervical region showed a higher stress concentration towards the region of the middle and apical, and the connection type abutment/implant interferes with micro strain distributed around the implant.

Keyword: Dental implant. Biomechanic. Strain gauge.

1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes vem se intensificando cada vez mais no meio odontológico. Com isso, diversas empresas vêm lançando no mercado uma grande variedade de sistemas de implantes e conexões protéticas, porém, devemos buscar sistemas que realmente se adéquem a cada caso e é de grande importância que os cirurgiões dentistas busquem quais são as vantagens e desvantagens de cada sistema que irá utilizar. Por isso a importância em avaliar os diversos sistemas existentes no mercado.

Sabemos que o marco que revolucionou os sistemas de implantes foi Branemark, que em 1952 idealizou um sistema de implante diferente daqueles que já existiam. O desenho do corpo desse implante era semelhante a um parafuso e era confeccionado em titânio puro. Dessa forma, foi criado o sistema Branemark de implantes (Dirskell, 1987). Esse tipo de sistema possui uma conexão entre o implante e o pilar protético com a forma de um hexágono externo e até hoje vem sendo utilizado. Esse sistema que possui um procedimento cirúrgico em duas etapas tem como vantagem a compatibilidade entre diversos sistemas de hexágono externo (Maeda et al., 2006), porém, existem desvantagens do sistema, tais como: micromovimentação devido à dimensão do hexágono, menor resistência à rotação, movimentos laterais e formação de microfendas levando a reabsorção óssea (Shepherd, 1998; Maeda et al., 2006)

Niznick elaborou um sistema diferente do proposto por Branemark. Em 1982, ele produziu um sistema de implantes fabricado em liga de titânio onde seu desenho possuía uma cavidade hexagonal que receberia vários tipos de pilares, e em seu ápice também possuía uma

perfuração que proporcionava ancoragem no osso e uma melhor distribuição das cargas oclusais sendo denominado de “Core-Vent” (Lum Beirne, 1986; Driskell, 1987; Niznick, 1991). Em 1986, este e outro sistema, chamado “Screw-Vent”, com novo desenho fabricado em titânio comercialmente puro, foram introduzidos com novo formato apresentando bisel interno, hexágono com profundidade de 1,7 mm e roscas internas abaixo do hexágono, conhecida como “Hex Thread”. O “Screw-Vent” foi projetado com cavidade num formato hexagonal e pescoço de 3,5 mm de diâmetro, eliminando o uso do “outersinking” e consequentemente preservando a crista óssea. Já em 1987, foi lançado o implante “Micro-Vent”, que possuía diâmetro de 3,25 mm e revestido com hidroxiapatita. Esse implante podia ser parafusado ou inserido sob pressão no osso e foi especificamente projetado para uso em maxila. Em 1989, foi idealizado o “Bio-Vent”, implante cilíndrico, sem roscas em sua superfície externa, revestido por hidroxiapatita e com orifício em sua porção apical gerando retenção, desenvolvido para simplificar o desenho do “Micro-Vent”, sendo somente inserido sob pressão na loja cirúrgica. Um ano depois, os implantes “Core-Vent”, “Screw-Vent”, “Micro-Vent” e “Bio-Vent” passaram a possuir a conexão em hexágono interno “Hex Thread” integrando o Sistema Spectra de implantes (Niznick, 1991).

O desenvolvimento do sistema hexágono interno foi criado visando buscar melhor adaptação do pilar protético sobre o implante, gerar melhor estabilidade, promover sistema antirrotacional, oferecendo maior resistência a cargas laterais e proporcionar uma melhor distribuição de forças (Maeda et al., 2006). Estudos como o de Kim et al. (2011) verificaram que o implante com conexão hexágono interno promoveu melhor assentamento do pilar ao implante em relação ao implante hexágono externo e ao implante com conexão octogonal interna. Tonella e colaboradores em dois estudos de 2011 também verificaram que o hexágono interno obteve melhor distribuição de tensões em próteses unitárias e múltiplas tanto cimentadas quanto parafusadas.

Outro que buscou um sistema de encaixe entre o implante e o pilar protético diferenciado foi Driskell, que desenvolveu um sistema que iniciou o atual tipo de conexão utilizado pelo sistema Bicon de implantes. Essas pesquisas iniciaram em 1968, buscando encontrar materiais cerâmicos e biomateriais aplicáveis para implantes. Com isso, ele avaliou a utilização de óxido de alumínio altamente puro em quatro tipos de configurações da superfície de implantes para determinar qual era o mais eficaz em relação à interface osso/implante. Observou-se que implantes com o formato cônico e a superfície serrilhada apresentavam uma melhor osseointegração. Baseado nos estudos de Driskell, a Miter Inc. em 1975 lançou no mercado o implante “Synthodont”. Esse implante possuía a superfície composta de óxido de alumínio e a configuração cônica com superfície serrilhada chamada de “spin-off”, o primeiro implante desenvolvido para reabilitar coroas unitárias. O posicionamento da coroa poderia ser realizado conforme o formato do arco e o relacionamento com os demais dentes adjacentes. Em 1981, foi lançado o implante “Titanodont” com a configuração semelhante ao “Synthodont”, porém produzido em liga de titânio. Ambos os implantes possuíam estabilidade melhorada e podiam reabilitar coroas unitárias com um sistema diferente do utilizado para os demais sistemas de implantes, em que o pilar possuía uma forma cônica semelhante ao tradicional preparo de coroa total. As etapas para a confecção da coroa eram semelhantes a prótese fixa convencional (Driskell, 1987). Assim, ocorreu o desenvolvimento de um sistema de implante que promove a união do pilar protético ao implante por meio de fricção, sem a retenção pelo uso de parafusos (Shepherd, 1998; Urdaneta, Marincola, 2007), fornecendo um mecanismo antirrotacional, impedindo micromovimentação e um selamento bacteriano. O pilar protético deste sistema pode ser posicionado na segunda etapa cirúrgica e tratado como um dente natural preparado para uma coroa total, não havendo a necessidade do uso de cicatrizador, análogos ou transferentes. Caso seja necessária alguma

modificação no pilar protético, este pode ser realizado fora da boca e após o preparo ser recolocado em posição. A confecção de provisório pode ser realizada na segunda consulta ao cirurgião dentista e a moldagem para a confecção da prótese sobre o implante pode ser feita logo após a cicatrização do tecido periimplantar. A prótese final pode ser cimentada normalmente, o custo do laboratório pode ser reduzido, assim como a quantidade de sessões de atendimento desse paciente (Shepherd, 1998).

Os sistemas de conexão interna apresentam uma menor concentração de tensões em torno do osso perimplantar em relação ao implante com configuração hexagonal externa (Maeda et al., 2006; Tonella et al., 2011a; Tonella et al., 2011b). Para Peñarrocha-Diago et al. (2012), há uma correlação entre o pilar protético e o implante quando se avalia os níveis da crista óssea para conexões internas e externas, sendo a conexão interna a melhor. Isso ocorre devido ao íntimo contato da face interna do implante com a porção de encaixe do pilar ao implante, o que resulta em uma maior estabilidade do implante com o pilar protético diminuindo a possibilidade de micromovimentação durante o carregamento (Tonella et al., 2011a; Tonella et al., 2011b).

É importante avaliar se estes sistemas de conexão interna distribuem sobre o osso perimplantar cargas que não geram a reabsorção óssea, sucedendo na perda do implante, pois isso é um aspecto crítico que pode afetar no sucesso ou fracasso de um implante e é a maneira pela qual as tensões mecânicas são distribuídas ao redor do osso (Skalak, 1983).

Existem métodos que podem verificar a distribuição de tensões ao redor dos implantes. Um deles é a análise de elementos finitos que pode prever, determinar e resolver problemas físicos e avaliar o comportamento de estruturas sujeitas a determinadas cargas (Akça et al., 2002). Essa análise ocorre por meio de programas de computador que elaboram o modelo tridimensional de um determinado objeto e ocorrem

simulações podendo prever o seu comportamento. Também existe a fotoelasticidade avalia a distribuição das cargas ao redor de implantes baseada na passagem de luz polarizada através de um modelo feito de resina fotoelástica que gera franjas, em padrões coloridos e isocromáticas que são observadas por meio de um polaroscópio (Çehreli M et al., 2004). Essas franjas demonstram a distribuição da força no objeto (Tonella et al., 2011b). As franjas são classificadas conforme as cores que indicam a quantidade de tensões geradas (Çehreli M et al., 2004; Tonella et al., 2011a). E existe a análise por meio da extensometria. Os extensômetros são medidores de micro deformação que analisam a deformação mecânica gerada sobre determinada superfície a partir de medições elétricas obtidas por meio de um dispositivo chamado transdutor (Nishioka, 2010; Nishioka, 2011). Vários autores (Jacques, 2000; Akça et al., 2002; Çehreli MC, Akça, 2004; Çehreli M et al., 2004; Çehreli et al., 2005; Maeda et al., 2006; Akça, Çehreli, 2008; Mesquita, 2008, Kojima, 2008; Abreu, 2009; Akça et al., 2009; Costa, 2009; Nishioka et al., 2009; Prado, 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011; Abreu et al., 2012; Nishioka et al., 2012; Santos et al., 2012) utilizaram esta metodologia para avaliar a micro deformação das estruturas. Estes medidores podem ser colados em diferentes locais, por isso alguns autores avaliaram a micro deformação em osso humano (Çehreli et al., 2005; Akça et al., 2009) e outros estabeleceram seus estudos *in vitro* (Jaques, 2000; Akça et al., 2002; Çehreli, Akça, 2004; Çehreli M et al., 2004; Maeda et al, 2006; Akça, Çehreli, 2008; Mesquita, 2008, Kojima, 2008; Abreu, 2009; Costa, 2009; Nishioka et al., 2009; Prado, 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011; Abreu et al., 2012; Nishioka et al., 2012, Santos et al., 2012). Desses estudos *in vitro*, existem autores que fixaram os extensômetros nas supra estruturas sobre os implantes (Jaques, 2000; Maeda et al., 2006; Costa, 2009; Prado, 2009) e outros autores que colaram ao redor desses implantes para

simular a microdeformação ao redor desses implantes (Akça et al., 2002; Çehreli MC, Akça, 2004; Çehreli M et al., 2004; Mesquita, 2008; Kojima, 2008; Abreu, 2009; Costa, 2009; Nishioka et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011; Abreu et al., 2012; Nishioka et al., 2012; Santos et al., 2012).

Desta forma, o objetivo para se estudar a microdeformação por meio da extensometria ao redor de implantes com distintos sistemas de conexão do pilar protético com o implante foi verificar se eles distribuem as tensões sobre o osso periimplantar de tal forma que promova a manutenção óssea, pois a carga excessiva na interface do implante com o osso pode ser uma das causas de perda óssea marginal (Hekimoglu et al., 2004).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Implantes Platô

A comparação entre o sistema de fixação dos componentes por parafusos nos sistemas de implantes convencionais com o sistema de fixação “locking taper” do sistema Bicon foi discutida por Shepherd em 1998. Foram relatados os problemas de fixação dos sistemas rosqueáveis que podem gerar a fratura do parafuso de fixação desses componentes. Quando há a instalação da prótese sobre o implante, fatores que ocasionam a fratura são problemas no ajuste oclusal da prótese, hábitos parafuncionais do paciente, baixa tolerância dos componentes, confecção de cantilevers, fundição imprecisa da prótese, torque inadequado ou torque excessivo sobre as estruturas. O autor relata os problemas do sistema de hexágono externo que não possuem um sistema antirrotacional, o afrouxamento do parafuso causado por forças laterais e também pequenas irregularidades nas superfícies dos componentes após o torque que podem gerar tensões levando a problemas como a fratura do parafuso do implante. Desta forma, ele relata como o implante com o sistema “locking taper” promove um sistema antirrotacional sem o uso de parafusos de fixação para o pilar, diminui a micromovimentação e promove um selamento bacteriano.

Bozkaya e Muftu, (2003) avaliaram o mecanismo cone Morse na região cervical. Foram avaliados os designs da Astra e Nobel Biocare que usam pilares parafusados, Ankylos e ITI que associam o encaixe cone Morse com a porção final parafusada e o Bicon que apresenta somente o sistema cone Morse. Por meio de fórmulas

matemáticas foram deduzidas as pressões de contato entre o pilar e o implante. Para validar o resultado dessas fórmulas, foi utilizada a análise de elementos finitos para os modelos de implantes. Foi visto que as fórmulas matemáticas e a análise de elemento finito concordam entre si em relação à pressão de contato. Não houve uma grande concentração de tensões na porção final do pilar protético que entra em contato com a região interna do implante, local mais espesso e com uma maior resistência a deformações. Já para o implante da Bicon os resultados matemáticos e de elemento finito foram diferentes dos outros sistemas. As tensões se concentraram no implante, onde ocorreu maior deformação elástica no implante e no pilar houve uma pequena concentração de deformação plástica na porção final. Mesmo com alto nível de inserção e a região externa do implante permaneceu elástica. Tais resultados demonstraram que apesar do aumento no nível da força de inserção do pilar, ele não é ilimitado e pode ocorrer um afrouxamento por redução do efeito de fricção entre o pilar e o implante.

Por meio de análise de elementos finitos, Bozkaya et al. (2004) verificaram a dissipação das tensões em cinco diferentes sistemas de implante. Foram avaliadas cinco marcas comerciais de implante (Ankylos, Astra, Bicon, ITI e Nobel Biocare) com diâmetro compatível. Modelos tridimensionais foram criados com as mesmas dimensões de cada sistema de implante e foi criado um modelo de osso aproximado à qualidade de osso tipo II e foi simulada uma osseointegração completa ao redor dos implantes. Sobre cada implante foi aplicada cargas variando de 77 a 2440 N. Essas cargas foram aplicadas em três pontos, ao longo eixo do implante, num ponto mais vestibular e num ponto mais lateral. Os autores verificaram que uma carga aplicada em torno de 300 N não apresentou uma sobrecarga no osso cortical ao redor dos implantes. Porém, quando a carga excedia 1000 N, houve uma sobrecarga na região do osso compacto ao redor dos implantes e foi em função da geometria de cada implante.

Em um estudo onde Woo et al. (2004) avaliaram o risco de falha em implantes da Bicon instalados em pacientes com reconstruções dentoalveolares num período de 8 anos. Os pacientes foram avaliados de maio de 1992 a julho de 2000 e foram classificados em pacientes com reconstrução dentoalveolar os quais foram submetidos à cirurgia de levantamento de seio, colocação de barreira, enxerto autógeno, enxerto em bloco ou fratura em galho verde, onde esses pacientes foram divididos em dois grupos, 1 para colocação imediata do implante e 2 para colocação tardia do implante e depois foram medicados com antibiótico e clorexidina. A variável secundária para falha dos implantes foram variáveis demográficas (sexo e idade), estado de saúde (pacientes saúde comprometida, tabagismo, história de doença periodontal e problemas endodônticos antes da colocação do implante), variáveis anatómicas (local de instalação do implante, qualidade óssea, proximidade do implante aos dentes adjacentes e outros implantes e número de implantes por paciente), variáveis específicas (comprimento, diâmetro ou revestimento do implante), variáveis auxiliares (tempo entre a cirurgia de reconstrução dentoalveolar e a colocação dos implantes) e outras variáveis (falta de gengiva queratinizada, má higiene oral, acúmulo de placa, e sobrecarga oclusal). Foi avaliado um implante escolhido aleatoriamente em 677 pacientes. Para 1 e 5 anos, a estimativa de sobrevivência dos implantes com foi de 95,4% e 87,5% respectivamente. Não houve diferença estatística para o tempo de 1 ou 5 anos para os dois grupos. Foi verificado que pacientes fumantes possuíam 4,4 vezes mais probabilidade de sofrerem perda do implante do que pacientes não fumantes e pacientes do grupo 1 tem maior probabilidade de falha do que o grupo 2. Isso demonstra que a reconstrução dentoalveolar não influencia na falha de implantes.

Granato (2007) avaliou a fixação biomecânica e as respostas biológicas em implantes platô com recobrimento de superfície biocerâmico e sem recobrimento. Foram utilizados seis cães Beagle que

receberam 36 implantes platôs (Bicon), sendo 18 com recobrimento biocerâmico (grupo experimental) e 18 sem este recobrimento (grupo controle). Os animais foram divididos em dois períodos para avaliação da osseointegração (15 e 30 dias). Os implantes também foram submetidos a teste de resistência ao torque em máquina de torque eletrônica até falha de interface. Após avaliação biomecânica, as peças foram individualizadas e preparadas para avaliação histomorfométrica da taxa de contato osso/implante. Os resultados mostraram um significativo aumento nas propriedades biomecânicas no grupo experimental, tanto em 15 quanto em 30 dias de osseointegração. Com relação à taxa de contato osso/implante, foi observado um aumento favorável ao grupo com recobrimento cerâmico no período de 15 dias de osseointegração, o que indica que o recobrimento pode acelerar o processo de remodelação óssea ao redor de implante. Isso demonstra que o recobrimento de implantes platô com o recobrimento biocerâmico aumenta a remodelação óssea ao redor dos implantes.

Avaliando parâmetros multifatoriais, Lin et al. (2007) por meio da análise de elementos finitos, estudaram a interação biomecânica ao redor de implantes avaliando diferentes tipos de implante, a posição do implante, quantidade óssea e o carregamento desses implantes. Foi utilizado o método de Taguchi que otimiza a forma de se realizar as análises dos modelos. As configurações de implante colocado na maxila são mostrados em uma matriz ortogonal descrito em uma tabela que contém cada número de fatores investigados indicando o nível atribuído a esse fator. A matriz ortogonal compreende nove experiências individuais. As colunas de matriz representam os quatro fatores. Foi utilizado um modelo da região posterior de maxila com ausência do segundo pré molar para a construção do modelo. Foi utilizado o modelo de três sistemas de implantes: hexágono interno (Friadent), platô (Bicon) e cone Morse parafusado (ITI). Os implantes foram posicionados no modelo da maxila ao longo do eixo da força oclusal com contato cortical superior (SC), ao

longo eixo da força oclusal com contato bi-cortical (AC) e ao longo eixo do rebordo residual (RA) sendo a coroa desse ultimo posicionamento angulada paroximadamente 25°. Sobre os implantes foram assentadas coroas padrões de pré molar. Foram simulados 3 tipos de ossos (tipo II, III e IV) e a carga aplicada foi de 150 N com 3 tipos de carregamento. O carregamento 1 e 2 foi realizado num ângulo de 45° em relação ao longo eixo do implante respectivamente nas cúspides vestibular e lingual das coroas. Já o carregamento 3 foi na região central da fossa da coroa. Os resultados demonstraram que as regiões de concentração de tensão para cortical e trabecular foram dependentes do tipo de osso, independentemente da condição de carga e tipo de implante. A distribuição de tensão para os tipos de osso II e III foi semelhante à tensão máxima concentrada nas regiões cervical no osso cortical e para osso tipo IV estavam ao redor do ápice do implante no osso trabecular. A concentração de tensões nos sistemas de implantes foram determinadas na interface pilar/implante e nas roscas do parafuso do pilar para o hexágono interno, na extremidade cônica do pilar que entra em intimo contato com a porção interna do implante para o implante cone Morse parafusado e na parede de contato do pilar com o implante platô (Bicon). Os autores puderam verificar que o tipo de conexão do implante Bicon apresenta uma ótima transmissão das forças oclusais e que o ideal seria diminuir forças laterais ao longo eixo do implante e sim adequar as coroas sobre os implantes para receber forças oclusais centralizadas.

Por meio da extensometria e de análise fotoelástica, Akça e Çehreli (2008) avaliaram a transmissão das tensões em diferentes tipos de sistemas de implantes. Os implantes avaliados foram o sistema Bicon, ITI, Astra Tech e SynOcta que foram inseridos em dois modelos de bloco de resina fotoelástica. Também, os extensômetros foram colados sobre o bloco de resina fotoelástica tangenciando cada implante. A carga aplicada foi de 75 N na vertical e oblíqua numa inclinação de 20°. Os dados obtidos foram que na análise fotoelástica o implante ITI e Astra Tech

apresentaram franjas isocrômicas semelhantes e que houve levemente maior quantidade para os implantes da Bicon. Já para a análise extensométrica, a micro deformação foi menor para o da Bicon em relação aos demais implantes num carregamento vertical, enquanto para o carregamento oblíquo, o implante ITI apresentou uma maior micro deformação. Os autores verificaram que implantes com tipo de cone Morse proporcionam uma distribuição de cargas semelhante com os demais sistemas e que o diâmetro pode ser mais efetivo para cada tipo de implante.

Por meio de análise de elementos finitos, Chou et al. (2008) avaliaram a remodelação óssea ao redor de diferentes sistemas de implante. Um modelo 2D do contorno do osso mandibular na região de pré molar foi idealizado servindo de base para a inserção de quatro modelos de implantes (Ankylos, Bicon, ITI e Nobel Biocare). Também foram feitos quatro modelos geométricos (cilíndricos e cônicos) semelhantes ao formato de cada sistema. Simularam uma carga mastigatória de 100 N sobre os modelos de implante. Os autores observaram que a análise estatística foi significativa para a reabsorção óssea. Foi verificado um aumento da densidade óssea em quatro regiões para o implante Ankylos, em três regiões para o implante Bicon e em duas regiões para os implantes ITI e Nobel. Todos os implantes apresentaram uma baixa densidade óssea na região apical. Também foi observado que implantes com superfície com poucas roscas apresentam poucos locais com aumento da densidade óssea e que a partir de uma estimulação adequada pode ocorrer uma proteção do osso na região das roscas.

Perez (2008), também estudou por meio da fotoelasticidade a distribuição de tensões geradas em quatro tipos de sistemas de implantes (Conexão, Neodent, Emfils e Bicon). Cada implante foi inserido em um bloco de resina epóxi, cargas verticais e oblíquas de 7,5 N foram aplicadas sobre os implantes. Também foram verificadas as roscas externas de cada implante em microscopia

eletrônica de varredura. Foi verificado que o implante hexágono interno (Conexão) apresentou um acúmulo de tensões na porção apical na aplicação de cargas verticais e oblíquas enquanto os outros implantes apresentaram uma concentração semelhante de tensões no terço apical, médio e cervical. O autor acredita que essa diferença tem relação com a forma do implante hexágono interno, a configuração das roscas e do platô.

Coelho et al. (2009) avaliaram, por meio de corte histológico, implantes platôs osseointegrados que foram removidos de 30 pacientes que permaneceram em função de 8 a 13 anos. Esses implantes foram removidos desses pacientes por alterações de planejamento nos pacientes. Após a remoção cirúrgica, 23 de 30 implantes apresentavam osso suficiente ao redor do implante permitindo a análise histológica de contato osso/implante. Todos os implantes analisados apresentaram osso independente do tempo do implante instalado no osso e do sexo do paciente. As amostras não apresentavam sinais de tecido epitelial ou conjuntivo na região ao redor dos implantes. O tecido ósseo preenchia toda a região entre os platôs. Osso trabecular foi observado na região superior das roscas platô e variavam de sentido. Os autores relataram diferença na remodelação óssea ocorrida ao redor dos implantes platôs e implantes rosqueáveis onde nos implantes platô as forças mastigatórias são dissipadas principalmente na região superior dos platôs estimulando o osso periimplantar. Como as amostras apresentaram diferentes padrões de remodelação óssea ao redor dos platôs, os autores relataram que isso pode ser devido aos diferentes graus de estímulos biomecânicos durante a mastigação nessas regiões.

No mesmo ano, Coelho et al. (2009) avaliaram o desenho e a resposta de contato entre o osso e o implante utilizando 3 diferentes sistemas de implantes instalados em cães da raça Doberman. Foram instalados na tíbia implantes com roscas com distância curta (implante de 3 mm de diâmetro externo, 2,5 mm de diâmetro interno e tratamento de

superfície do implante com duplo ataque ácido), implantes com rosca com grande distância (implante de 3 mm de diâmetro externo, 2 mm de diâmetro interno e tratamento de superfície do implante com duplo ataque ácido) e implantes com 3 mm de diâmetro externo e 8 mm de altura e platôs (diferença de 0,5 mm entre o diâmetro interno e externo do implante, tratamento de superfície com jateamento e ataque ácido. Os implantes permaneceram in vivo por um período de 2 e 4 semanas. Depois da eutanásia, blocos do osso com os implantes foram removidos e foi realizada análise histológica da superfície de contato do osso com o implante. Foi encontrado osso em contato com o implante em todos os sistemas e nos dois períodos que permaneceram in vivo. Não houve diferença entre a superfície de contato osso/implante para os sistemas. Os autores concluíram que diferentes desenhos de implante proporcionam a formação de níveis ósseos que variam, mas em todos os sistemas ocorreu o contato do osso na superfície do implante.

Com o objetivo de avaliar a resposta do osso com diferentes tratamentos de superfície, Suzuki et al. (2009) utilizaram implantes platôs com tratamento de superfície por jateamento de alumina/ataque ácido (grupo controle) e implantes com uma fina camada de biocerâmica na superfície. Esses implantes foram inseridos na tíbia de 6 cachorros da raça Doberman que foram mantidos por 2 e 4 semanas. Após a eutanásia dos animais, as amostras foram transformadas em lâminas histológicas e avaliada a osseointegração sobre a superfície dos implantes com o tratamento de superfície. Os autores observaram a formação de osso no espaço entre as roscas tendo uma maior formação nos implantes que permaneceram por 4 semanas. Também não houve diferença entre os dois tipos de tratamento de superfície dos implantes. Os autores propõem que níveis mais elevados de osseointegração ao redor do implante podem apresentar uma maior fixação biomecânica no osso.

Aloise et al. (2010) avaliaram a infiltração bacteriana entre pilar-implante em dois tipos de implantes cone Morse (Bicon e Ankylos). Dentro de cada implante foi inoculado uma pequena quantidade de *Streptococcus sanguinis* e o pilar de cada implante foi fixado. O conjunto então foi inserido em tubos de ensaio contendo solução nutriente de infusão de cérebro-coração e foram armazenados por 14 dias a uma temperatura de 37°C. Eles foram monitorados diariamente observando a turvação do meio, indicando que houve extravasamento do microrganismo inoculado dentro do implante para o meio externo que continha a solução nutritiva. Foi observado que a partir do segundo dia os dois sistemas de implantes apresentaram extravasamento do microrganismo para o meio nutritivo, assim, pode-se concluir que os dois sistemas apresentam microinfiltração bacteriana na interface pilar-implante.

Utilizando a análise de elementos finitos, Chou et al. (2010) avaliaram implantes do sistema Bicon com diferente diâmetro e altura. Foram utilizados dois diferentes modelos de implante do sistema Bicon, um com diâmetro de 5 mm e altura de 6 mm e outro com diâmetro de 3,5 mm e altura de 11 mm. Houve também uma variação com relação a distância topo do implante e a crista óssea. A distância varia do topo do implante distante 2 e 1 mm para cima da crista óssea, ao nível ou 1 e 2 mm para baixo da crista óssea. A simulação da aplicação de carga foi de 100 N. Foi utilizada a hipótese mecanostática de Frost para avaliar a micro deformação no osso periimplantar. Foi observado que no implante com menor diâmetro e maior altura a maior parte do osso sofreu uma micro deformação de 200 – 1000 $\mu\epsilon$ já para o implante de diâmetro de 5 mm e altura de 6 mm a micro deformação foi maior (1000 - 3000 $\mu\epsilon$). Os autores concluíram que houve maiores micro deformações no osso localizado na extremidade das roscas, o implante com maior diâmetro apresentou tensões mais uniformes em relação ao outro implante e que

diferentes níveis de inserção do implante no osso podem gerar diferentes valores de micro deformação no osso periimplantar.

No estudo de Pellizzer et al. (2011) foram avaliados por análise fotoelástica a distribuição de tensões ao redor de diferentes sistemas de implantes. Foram utilizados cinco sistemas de implante, sendo conexão de hexágono interno, cone Morse e hexágono externo da Conexão, um octógono interno da Straumann ITI e o sistema locking taper da Bicon. Cada implante foi inserido em um bloco de resina fotoelástica e foi aplicada uma carga de 150 N ao longo eixo do implante e uma carga oblíqua de 45° na máquina de teste universal (EMIC). Para os modelos de carga vertical, as regiões de maior tensão foram nos terços cervical e apical para todos os sistemas. Já para o carregamento oblíquo, foi observado que na região apical e na cervical adjacente ao ponto de aplicação de carga que apresentaram tensões. O sistema hexágono externo da Conexão apresentou a maior quantidade de tensões em relação aos demais e o que apresentou a menor quantidade de tensões foi o sistema de implantes da Straumann ITI. Assim, foi observado que implante cone Morse apresentou melhores resultados quanto à distribuição de cargas e que o carregamento oblíquo apresentou uma maior concentração de tensões comparado ao carregamento vertical.

2.2 Implante Hexágono interno

Avaliando a micro deformação ao redor de implantes hexágono interno posicionados, Çehreli e Iplikçioğlu (2002) posicionaram esses implantes de forma linear e compensada e assentaram uma prótese de três elementos submetendo a cargas axiais e não axiais de 50 N em quatro tipo de configurações: dois implantes com posicionamento linear, sendo o implante mesial com angulação de 15°; dois implantes

com o posicionamento não linear, dois implantes com posicionamento não linear com o implante mesial com angulação de 15° e dois implantes com o posicionamento linear. As cargas aplicadas sobre as próteses foram no centro de cada elemento (axial) e distante 2 mm de cada ponto central (não axial). Os resultados demonstraram que o carregamento não axial gerou maiores tensões comparado ao carregamento não axial podendo gerar um aumento de tensões ao redor dos implantes podendo levar a reabsorção óssea.

Por meio da extensometria Maeda et al. (2006) avaliaram a diferença na distribuição das tensões ao redor de implantes hexágono externo e interno. Os implantes foram incluídos em resina e um pilar protético de 7 mm foi inserido sobre cada implante. Os extensômetros foram colados na superfície do pilar, na cervical e apical do implante. Uma carga de 30 N vertical e horizontal estática foi aplicada sobre o pilar protético. Os resultados demonstraram que o implante hexágono interno apresentou uma melhor distribuição de cargas comparado com o hexágono externo.

Com o objetivo de avaliar diferentes conexões de pilar/implante e o estresse produzido no osso periimplantar Bernardes et al. (2009) avaliaram os sistemas por meio da análise fotoelástica. Foram fabricados cilindros que simulavam o tipo de conexão de cada sistema de implantes (hexágono externo, hexágono interno, cone Morse e uma peça) sem o desenho das roscas pela empresa de implantes Neodent. Os cilindros foram incluídos em blocos de resina fotoelástica e uma base circular foi adaptada sobre os pilares de cada implante para a aplicação de dois tipos de carga compressiva vertical. Uma carga de 1,5 kg foi aplicada no centro da base circular sobre os pilares e a outra de 0,75 kg foi aplicada num ponto deslocado 6,5 mm do ponto central da base circular. Um gráfico numérico com 61 pontos foi impresso em filme transparente e utilizado para leitura dos campos de tensões ao redor dos cilindros. Os dados obtidos mostraram que para a carga centralizada não

houve diferença estatística significativa sendo que a conexão cone Morse apresentou a menor quantidade de tensões ao redor do cilindro. Já para o carregamento não axial, a conexão hexagonal interna apresentou uma menor quantidade de tensões e a conexão hexagonal externa e de uma peça foram as que apresentaram a maior quantidade de franjas ao redor desses cilindros.

Avaliando três tipos de retenção de próteses fixas implanto suportadas em diferentes sistemas de implantes (hexágono externo, interno e cone Morse) Pellizzer et al. (2010) avaliaram por meio da fotoelasticidade a distribuição de tensões ao redor de implantes recebendo carregamento vertical e oblíquo. Foram utilizados 6 blocos de resina fotoelástica contendo dois implantes de cada sistema para suportar uma prótese de três elementos de liga de Ni-Cr retida sobre os implante de forma cimentada e parafusada. Sobre a prótese foi aplicada uma carga vertical e oblíqua de 100 N na região central de cada coroa. Foi verificado que as próteses parafusadas exibiram um maior número de franjas tanto para cargas verticais quanto para cargas oblíquas. O implante hexágono interno apresentou a menor concentração de tensões para próteses parafusadas e cimentadas e as cargas oblíquas apresentam um aumento nas tensões ao redor dos implantes em todos os tipos de sistemas.

Tonella et al. (2011a) avaliaram por meio de análise fotoelástica a tensões ao redor de implantes com próteses unitárias e múltiplas em três diferentes sistemas de conexão de implantes. Seis blocos de resina fotoelástica foram confeccionados e para 3 blocos foram inseridos um implante de cada sistema (hexágono interno, hexágono externo e cone Morse) com uma prótese unitária. Nos outros três blocos foram inseridos dois implantes de cada sistema suportando uma prótese de três elementos (segundo pré-molar a segundo molar). Na oclusal em cada coroa foram aplicadas cargas de 100 N verticais e oblíquas (45°). Os resultados foram analisados e quantificados conforme o número e a sequência de franjas indicando a quantidade de tensões gerada.

Sequência de franja N = 0 (preto); Sequência de franja N = 1 (transição vermelho/azul) – baixa intensidade de tensão; Sequência de franja N = 2 (transição vermelho/verde) – média intensidade de tensão; e Sequência de franja N = 3 (transição rosa/verde) – alta intensidade de tensão. Foi observado que o implante hexágono interno apresentou menor distribuição de tensões em próteses múltiplas e em unitárias foi o implante cone Morse. Houve um aumento das tensões em todos os sistemas de implantes na aplicação de carga oblíqua.

Também no mesmo ano e por meio de análise fotoelástica, Tonella et al. (2011b) avaliaram a distribuição ao redor de três sistemas de implantes em próteses parafusadas e cimentadas. Seis blocos de resina epóxi foram confeccionados e em cada bloco foram fixados dois implantes de cada sistema (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse). Sobre os implantes foram assentadas próteses fundidas em liga de Ni-Cr sendo metade das próteses parafusadas e a outra metade cimentada com cimento provisório. Sobre cada coroa foram aplicadas cargas verticais e oblíquas (45°) de 100 N e depois os dados foram analisados verificando a intensidade e a quantidade de franjas. As próteses parafusadas apresentaram um maior número de franjas para o carregamento vertical e oblíquo. Foram observados melhores resultados com menor distribuição de tensões para o implante hexágono interno tanto para próteses cimentadas quanto para parafusadas. O carregamento oblíquo gera maior tensão para todos os sistemas.

Vargas et al. (2011) avaliaram por meio da análise de elementos finitos as tensões geradas ao redor de implantes hexágono interno com dois diâmetros diferentes e com plataforma regular e plataforma switched. Todos os modelos tiveram coroas cimentadas sobre os pilares onde o implante varia de diâmetro (4,5 e 5,5 mm) e a plataforma do pilar (3,8, 4,5 e 5,5 mm) tendo a situação de 3 modelos switching (S1, S2 e S3) e 2 modelos regulares (R1 e R2). Uma carga oblíqua de 45° foi aplicada na face palatina da coroa com carga de 100 N.

Foi verificado que no osso cortical o maior valor de estresse foi observado em R1 e para o osso trabecular o maior valor foi observado em S3. Assim os autores puderam observar que a plataforma switched com grandes reduções de diâmetro sobre a plataforma geram maiores tensões sobre o osso trabecular e que implantes com grande diâmetro apresentam tensões menores quando associados a plataforma switched.

Por meio da extensometria, Vasconcellos (2011) avaliou a micro deformação ao redor de implantes hexágono interno com posicionamento linear e compensado suportando uma supraestrutura fundida simulando uma prótese de três elementos aplicando cargas axiais e não-axiais. Três implantes foram posicionados com o posicionamento compensado e outros três foram posicionados de forma linear em bloco de poliuretano. Foram utilizados pilares microunit para os implantes e inserido supraestruturas fundidas em liga de Cr-Co. Quatros extensômetros foram colados no conjunto de três implantes, sendo um extensômetro na mesial do implante 1 dois extensômetros para o implante 2 (mesial e distal) e um extensômetro na distal do implante 3. Uma carga de 30 Kg foi aplicada sobre a supra estrutura sobre os parafusos da prótese (ponto A, B e C) e em outros dois pontos (C e D) distantes 6 e 8 mm respectivamente do parafuso do implante 3. Verificou-se que não houve diferença entre o tipo de posicionamento e o local de aplicação de carga influenciou na micro deformação ao redor dos implantes.

Freitas-Júnior et al. (2012) avaliaram implantes hexágono externo e interno com plataforma regular e switched relacionando a distribuição de tensões no tipo de conexão hexagonal dos implantes. Os implantes foram divididos em quatro grupos, incluídos em cilindros de resina acrílica, os pilares foram parafusados e sobre os pilares foram cimentadas coroas metálicas de incisivos centrais superiores para serem submetidos a teste de ciclagem mecânica onde o teste de Weibull foi utilizado. Também foi utilizado um ensaio de elementos finitos para uma simulação laboratorial onde uma carga de 300 N foi aplicada na porção

inciso-lingual da coroa. Os autores verificaram que o modo de falha foi semelhante para os dois tipos de implante, porém para a análise de elementos finitos a plataforma tipo switched apresentou uma concentração maior de tensões na união do pilar ao implante, sendo essa concentração de tensões sendo maior para os implantes hexágono externo.

Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões no osso ao redor de implantes com plataforma switched em conexões hexágono externa e interna, Gurgel-Juarez et al. (2012) utilizaram a análise de elementos finitos. Foram idealizados quatro modelos de implante com conexão hexágono interno e externo sendo dividido em plataforma regular e plataforma switched para cada um dos sistemas. Todos os implantes apresentaram uma coroa de incisivo central superior cimentada para realizar a aplicação de carga de 100 N num ângulo de 45° a superfície lingual na região incisal da coroa. Os autores observaram que em osso cortical os modelos com a plataforma switched houve uma diminuição nos valores de tensão sendo maior para o implante hexágono externo. Para o osso trabecular os maiores valores de tensão foram observados no implante hexágono externo com plataforma regular e foi menor para o implante hexágono interno regular. Os autores acreditam que esse resultado ocorreu devido a uma espessura de plataforma sendo maior ela promove menores valores de tensão e o tipo de conexão e pelo implante hexágono interno ter um tipo de conexão interna pode gerar uma dissipação das tensões mais uniforme do que o implante hexágono externo.

Tang et al. (2012) avaliaram por meio da análise de elementos finitos diferentes desenhos da conexão pilar/implante. Foram avaliados dois tipos de conexão hexagonal interna e um implante hexágono externo. Na simulação foi utilizada uma carga de 170 N na superfície do pilar num ângulo de 45° em relação ao longo eixo do implante. Assim, os autores puderam verificar que houve maior

concentração de tensões no pilar do implante hexágono externo e os implantes com conexão hexagonal interna apresentaram uma menor concentração de tensões. Todos os implantes apresentaram uma maior concentração de tensões na região ao redor da cervical dos implantes.

Devido aos diferentes tipos de conexão entre o pilar e o implante, Covani et al. (2013) buscaram avaliar por meio de elemento finito dois tipos de conexões, hexagonal externa e hexagonal interna, sendo esta última avaliando três tipos de modificações desse tipo de conexão. Também foi avaliado qual tipo de conexão apresenta maior resistência quando submetida à carga mastigatória. Os resultados obtidos foram que o implante hexágono externo apresentou menor resistência em relação aos implantes com conexão hexagonal interna. Dentro das conexões hexagonal interna, os implantes com maior dimensão da plataforma apresentaram melhores resultados do que a de menor dimensão. Os autores acreditam que implantes com uma plataforma mais ampla apresentam uma maior resistência uma maior quantidade de carga aplicada sobre ele.

Com o objetivo de avaliar as tensões ao redor de três tipos de interface pilar/implante após a aplicação de cargas oblíquas sobre os pilares das Neves et al. (2013) utilizaram a análise fotoelástica. Cilindros simulando as conexões do pilar/implante foram fabricados (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse). Esses cilindros foram incluídos em blocos de resina fotoelástica e uma base circular foi adaptada sobre os pilares de cada implante para a aplicação de uma carga de 0,6 kg oblíqua num ângulo de 135° da base cilíndrica. Foi utilizado um gráfico numérico com 61 pontos foi impresso em filme transparente e utilizado para leitura dos campos de tensões ao redor dos cilindros. Os resultados obtidos pelos autores foram que não houve diferença estatística significativa e todos os implantes suportaram adequadamente cargas oblíquas.

2.3 Extensômetria

Com o intuito de avaliar uma menor distribuição de cargas diante de infraestruturas de prótese total inferior fixada sobre implantes confeccionados com liga de Pd-Ag e Co-Cr Jacques (2000) utilizou um modelo mestre de forma circular (diâmetro interno 69 mm, diâmetro externo 79 mm e altura de 25 mm) com cinco perfurações de 3,75 mm realizadas na face superior e a partir da perfuração mediana, as demais perfurações foram feitas com uma distância de 7 mm do centro de uma perfuração onde foram inseridos os implantes. Foram confeccionadas barras em formato de U em ligas de Co-Cr e Pd-Ag onde foram fixados os extensômetros em cada pilar na face mesial e dista. Foi aplicada uma carga vertical de 100 N na extremidade livre das barras a uma distância de 10,15 e 20 mm. Os resultados obtidos demonstraram que na barra de Co-Cr, o ponto mais distante apresentou resultados semelhantes com o ponto mais próximo de barra de Pd-Ag. Isso demonstra que a utilização de liga de Co-Cr é a mais indicada quando for necessário a confecção de uma prótese com cantilever extenso.

Akça et al. (2002) comparou os dados obtidos por uma prótese fixa implantossuportada avaliando a distribuição das tensões por meio de análise de elemento finito e comparando com a análise pela extensometria. Os implantes de 10 x 3,75 mm foram inseridos em um bloco de metil metacrilato e uma estrutura simulando uma prótese de três elementos foi fabricada com uma liga de Ni-Cr e cimentada com cimento temporário. Os extensômetros foram colados ao redor de cada implante. Foi aplicada uma carga de 50 N em seis pontos dessa prótese, sendo 1 o ponto central da coroa mesial da prótese, 2 o ponto central do pântico, o 3 o ponto central da coroa distal, enquanto 4,5 e 6 são pontos deslocados para a vestibular em relação aos pontos 1, 2 e 3 respectivamente. Quanto a análise de elementos finitos, através de um programa, foram idealizados

modelos com as mesmas dimensões do conjunto elaborado para a análise extensométrica e simularam a aplicação de carga nos 6 pontos mencionados anteriormente. Houve uma diferença estatística significativa para os dois tipos de análise, sendo maior para análise extensométrica. Também houve uma diferença nos pontos de aplicação de carga axiais e laterais. Apesar dessa diferença estatística, há uma compatibilidade entre os dois tipos de análise para a determinação das tensões induzidas pela quantidade de carga aplicada.

Comparando implantes de diâmetro convencional, diâmetro reduzido e de pescoço estreito, Çehreli MC e Akça (2004) avaliaram a transmissão de forças desses implantes por meio da extensometria e da fotoelasticidade. Foram utilizados implantes de 4,1 mm de diâmetro de parafuso sólido synOcta, 3,3 mm com diâmetro reduzido e 3,3 mm de pescoço estreito. Pilares protéticos para cimentação com 5,5 mm de altura foram colocados nos implante 4,1 mm e 3,3 mm de diâmetro reduzido com 35 Ncm e o pilar do implante de pescoço estreito foi colocado com o auxílio de uma catraca manual conforme recomendação do fabricante. Um padrão de dentes mandibulares (pré-molar, primeiro molar e segundo molar) foi produzido para uma prótese de três elementos suportada por dois implantes. Esses padrões foram fundidos em liga de Ni-Cr e cimentados com cimento provisório. Os modelos foram analisados por fotoelásticidade e pela extensometria. Na fotoelásticidade, foi aplicada uma carga vertical de 100 N sobre três pontos (nos pilares e pântico). Já para a análise por meio da extensometria, os extensômetros foram colados sobre a resina fotoelástica e uma carga de 100 N foi aplicada novamente. Foi observado que os implantes de menor diâmetro apresentaram uma maior quantidade de tensões comparada ao implante de maior diâmetro, e os implantes de diâmetro estreito podem ser utilizados em pacientes que não tem uma alta incidência de carga mastigatória sobre a prótese implanto suportada.

O autor relata que aumentando o apoio do implante existe uma melhora do resultado biomecânico do tratamento.

Comparando a distribuição de tensões Çehreli M et al. (2004) avaliaram cinco modelos de implantes de três marcas comerciais (Branemark, ITI e Astra Tech) por meio da extensometria e análise fotoelástica. Os implantes foram incluídos em blocos de resina fotoelástica e dois extensômetros foram colados na superfície do bloco tangenciando a face mesial e distal do implante. Foram aplicadas cargas verticais e oblíquas (20°) de 100 e 150 N sobre os implantes. Durante a aplicação de carga a resina fotoelástica foi fotografada para análise das distribuições de tensões por meio da fotoelasticidade e foram obtidos os dados por meio dos extensômetros. As franjas isométricas foram semelhantes para todos os implantes para ambas as condições de carga. As tensões geradas foram menores para os implantes Branemark do que para os implantes ITI e Astra Tech. Assim os autores verificaram que diferentes modelos conexão pilar/implante possuem distribuição de tensões semelhantes.

Em um estudo em cadáveres, Çehreli MC et al. (2005) avaliaram as tensões exercidas sobre dentes naturais e próteses ferulizadas e não ferulizadas em implantes colocados imediatamente. Dois cadáveres, de 28 e 63 anos, foram utilizados para esse estudo. Foram colados seis extensômetros sobre o osso cortical vestibular da maxila na região de canino a canino. Uma placa de acrílico com dois extensômetros foi colocada sobre os dentes naturais registrando a relação cêntrica. Foram realizadas medições com uma carga de 100 N e os dados. Após a extração dos dentes foram colocados implantes ITI com diâmetro de 4,1 e 4,8 mm e foram feitas medidas para tais situações: coroas unitárias, prótese anterior ferulizada unilateral e prótese anterior ferulizada bilateral. Depois das medições, foi injetada uma resina acrílica de baixa viscosidade ao redor dos implantes para simular a ósseointegração e para uma medição final, foi utilizada uma barra bilateral

ferulizada de canino a canino. Os resultados mostraram que o lugar onde recebeu menores tensões foi nos implantes colocados na região de incisivo em relação aos dentes naturais. Concluíram que a colocação de implantes imediatamente no osso tem uma distribuição de tensões dentro dos níveis fisiológicos e que os diferentes tipos de prótese utilizadas nesse estudo não apresentaram diferença na dissipação de tensões ao redor do osso.

Mesquita (2008) avaliou a micro deformação em próteses cantilever suportadas por 2 e 3 implantes. Foram confeccionados 16 blocos de poliuretano. Em 8 blocos foram inseridos 3 implantes hexágono externo com o auxílio de uma matriz perfurada e na outra metade dos blocos foram inseridos apenas 2 implantes. Sobre os implantes foram fixados pilares microunit. A partir de um enceramento padrão, foram fundidas em liga de Co-Cr estruturas instaladas sobre os implantes com marcações. Foram colados 3 extensômetros para o conjunto de implantes. Para o bloco que possuía 3 implantes foram colados um extensômetro para cada implante na porção distal e para o bloco que possuía 2 implantes, os extensômetros foram colados na mesial e distal do implante 1 e na distal do implante 2. Foi aplicada uma carga de 10 kg sobre o implante 2 e 3 e no cantilever distante 5,10,15,20,25 mm do implante. Não houve diferença na distribuição de tensões em próteses suportadas por 2 ou 3 implantes e quanto maior a distância do ponto de aplicação de cargas no cantilever, maior a deformação gerada ao redor dos implantes.

Analisando a micro deformação ao redor de três implantes hexágono externo num posicionamento linear e compensado utilizando coifas plásticas e usinadas, Kojima (2008) avaliou por meio da extensometria se o tipo de posicionamento (linear ou compensado), o tipo de coifa (plástica ou usinada) e o local do ponto de aplicação de carga puderam diminuir, influenciar ou modificar essa microdeformação ao redor desses implantes. Foram inseridos três implantes hexágono externo de

3,75 X 13 mm num posicionamento linear equidistantes entre si 3 mm e outros três implantes no posicionamento compensado também equidistantes entre si 3 mm e o implante central deslocado 2 mm dos outros dois em blocos de poliuretano (95 x 45 x 20 mm) confeccionados a partir de uma matriz metálica. Pilares microunit foram instalados e 4 extensômetros foram colados tangenciando os implantes. Dez supra estruturas em Co-Cr foram fundidas a partir de enceramentos utilizando dois tipos de coifas. Uma carga de 30 Kgf foi aplicada sobre a supra estrutura por 10 segundos através de um dispositivo de aplicação de carga com uma ponta romba de 2 mm de diâmetro em cinco locais sendo três sobre os parafusos que fixavam a supra estrutura aos pilares protéticos e dois locais entre os implantes. O autor não verificou diferença entre o tipo de coifas (usinada e plástica) e também na configuração dos implantes (linear e compensado), mas houve uma diferença estatística nos locais de aplicação da carga.

Já Abreu (2009) avaliou, pela extensometria, a micro deformação ao redor de três implantes cone Morse num posicionamento linear com a aplicação de cargas verticais. Em um bloco de poliuretano foram inseridos três implantes cone Morse num posicionamento linear equidistantes 3 mm e depois foram instalados pilares protéticos microunit. Quatro extensômetros foram colados tangenciando cada implante. Supra estruturas foram enceradas utilizando dois tipos de coifas (usinadas e plásticas) que foram fundidas em Co-Cr. Após instalação dessa supra estrutura, foi aplicada uma carga vertical de 30 Kg por meio de um dispositivo de aplicação de carga sobre as supra estruturas de tal forma que os pontos de aplicação foram cinco, sendo três sobre os parafusos do pilar protético e os outros dois entre os implantes para obtenção dos dados. A autora verificou que não houve alteração na utilização das coifas usinadas e plásticas, o local de aplicação de carga influenciou na micro deformação sendo que essa micro deformação estava dentro do limiar fisiológico do osso.

Akça et al. (2009) compararam dois tipos de prótese (cimentada e parafusada) e duas técnicas de moldagem (aberta e fechada) em implantes posicionados sobre osso de fíbula de cadáveres frescos. Foram utilizados seis cadáveres frescos para a remoção da fíbula onde foram posicionados dois implantes da Straumann de 4,1 X 10 mm. Foram divididos em 3 grupos os blocos de osso, sendo: Grupo 1 para técnica de moldagem fechada e prótese parafusada; grupo 2 para técnica de moldagem fechada e prótese cimentada e grupo 3 para técnica de moldagem aberta e prótese parafusada. Foram colocados extensômetros ao redor dos implantes na cortical óssea e na parede lateral do bloco de osso. Foi aplicada uma carga estática de 150 N no meio do pântico. A leitura foi realizada em meio úmido, o osso era irrigado com soro fisiológico, e os fios dos terminais foram impermeabilizados. Foi observado que as tensões geradas pelas duas técnicas de moldagem foram semelhantes, assim como os dois tipos de cimentação.

Por meio da extensometria, Costa (2009) avaliou a micro deformação sobre os pilares protéticos em próteses implantossuportadas com cantilever. A partir de uma matriz cirúrgica adaptada em um modelo de desdentado total inferior em gesso foi confeccionado um molde para a obtenção do modelo em resina epóxi contendo 6 implantes. Sobre os implantes foi assentada uma supraestrutura fundida em monobloco em liga de Co-Cr com um cantilever de 20 mm. Foram colados extensômetros nas quatro faces de cada pilar protético. Uma carga de 150 N/cm foi aplicada verticalmente e num ângulo de 20° em cada lado de extremidade livre da supraestrutura. Foi verificado que as fixações próximas ao ponto de aplicação de carga sofreram uma maior deflexão negativa do que as fixações mais distantes que também apresentaram deflexão positiva e o carregamento mecânico transmitiu esforços tanto para a supraestrutura quanto para os pilares.

Nishioka et al. (2009) avaliou a micro deformação ao redor de dois tipos de implante (hexágono externo e interno) aplicando

carga vertical num posicionamento linear e compensado através da extensometria. Simulando uma condição clínica de uma prótese de três elementos implanto suportada, três implantes hexágono externo e outros três hexágono interno foram instalados sobre blocos de poliuretano. Para o posicionamento linear, os três implantes foram posicionados por meio de uma matriz equidistantes 3 mm entre si. Já para o posicionamento compensado, esses implantes foram inseridos no bloco, também com o auxílio de uma matriz, equidistantes 3 mm entre si e o implante central deslocado 2 mm dos outros dois implantes. Quatro extensômetros foram colados em cada bloco tangenciando os implantes. Foram acoplados aos implantes pilares protéticos microunit com um torque de 20 N. Vinte enceramentos de supra estruturas foram realizados com coifas usinadas e fundidas em um monobloco de Co-Cr. A supra estrutura foi instalada sobre pilares protéticos dos três implantes de tal forma que o aperto dos parafusos foram primeiro o implante central e depois cada um dos laterais com um torque de 20 N. A carga sobre as supra estruturas foram aplicadas com o mesmo tempo para as demais. Assim, verificou-se que apesar das limitações desse estudo, o hexágono interno apresentou uma microdeformação elevada em relação ao hexágono externo, mesmo que o posicionamento compensado minimizou a micro deformação ao redor dos implantes, o implante hexágono interno apresentou altos valores de micro deformação.

Avaliando por meio da extensometria as tensões sobre os pilares protéticos e a infra estrutura em próteses implantossuportadas em desdentados totais com cantilever Prado (2009) utilizou 6 implantes sustentando uma infra estrutura fundida em monobloco em liga de Co-Cr com cantilever de 20 mm. Os extensômetros foram colados ao redor de cada pilar protético e foram aplicadas cargas verticais de 150 N/cm em cada um dos pilares isoladamente, em pontos entre os pilares e em dois pontos distantes 15 e 7,7 mm dos pilares adjacentes das extremidades livres do lado direito e esquerdo da infra estrutura distantes. Como

resultado, os pilares próximos ao ponto de aplicação intermediário apresentaram a maior deformação por compressão e quando o ponto de aplicação de carga é realizado no cantilever, independentemente da distância, o pilar adjacente apresenta a maior deformação compressiva e o pilar do lado oposto apresenta a menor deformação.

Abreu et al. (2010) avaliaram por meio da extensometria a micro deformação ao redor de implantes cone Morse com posicionamento linear aplicando carga axial e não axial sobre estruturas simulando prótese parcial fixa de três elemento variando o tipo de coifa (plástica ou usinada). Em um bloco de poliuretano foram inseridos três implantes cone Morse em posicionamento linear e sobrepostos pilares protéticos microunit. Foram fundidas 10 supraestruturas em liga de Co-Cr, sendo 5 com coifas plásticas e 5 com coifas usinadas. Foram colados quatro extensômetros na superfície do bloco de poliuretano tangenciando os implantes. O extensômetro 1 foi colado na mesial do implante 1, o extensômetro 2 e 3 foram colados respectivamente na mesial e distal do implante 2 e o extensômetro 4 foi colado na distal do implante 3. Foi aplicada uma carga de 30 kg nos pontos sobre o parafuso de cada um dos implantes (pontos A, C e E) e entre os implantes 1 e 2 (ponto B) e entre os implantes 2 e 3 (ponto D) para a coleta dos dados. Os autores verificaram que não houve diferença estatística para o tipo de coifa utilizada e sim para o ponto de aplicação de carga.

Já Nishioka et al. (2010) avaliou a micro deformação ao redor de implantes hexágono interno e hexágono externo num posicionamento linear em próteses implantossuportadas de três elementos. Em um bloco de poliuretano foram inseridos três implantes de cada conexão protética. Pilares microunit foram assentados sobre os implantes e 5 supraestruturas fundidas em liga de Co-Cr foram fundidas a partir de um enceramento variando o tipo de coifa (plástica e usinada) para cada implante. Quatro extensômetros foram colados ao redor dos três implantes. As supraestruturas foram instaladas sobre os pilares com

um torque de 10 N.cm e os dados foram obtidos após a instalação para cada supraestrutura. Após a análise dos dados, os autores concluíram que o tipo de conexão não altera a intensidade na micro deformação ao redor do implante nem o tipo de coifa.

Em outro estudo semelhante, Nishioka et al. (2011) avaliaram a micro deformação ao redor de implantes hexágono externo, interno e cone Morse num posicionamento linear e compensado. Foram inseridos três implantes de cada tipo em blocos de poliuretano em dois tipos de configurações, no primeiro bloco os três implantes seguidos em linha reta e no segundo bloco os implantes mesial e distal seguem uma linha reta e o implante central deslocado 1,5 mm dessa linha dos outros dois implantes. Pilares microunit foram rosqueados sobre cada tipo de implante com um torque de 20 N com o auxílio de um torquímetro manual. Sessenta padrões de resina acrílica e cera foram confeccionadas com coifas pré-fabricadas e fundidas com liga de Co-Cr. Extensômetros foram colado sobre a superfície do bloco de poliuretano próximos aos implantes onde o SG1 estava adjacente mesialmente do implante A, o SG2 e SG3 na mesial e distal do implante B e o SG4 na distal do implante C. A carga foi aplicada com tempo semelhante para cada ponto em todas as supra estruturas confeccionadas por um período de 5 minutos para coleta dos dados que foram submetidos ao teste ANOVA e Tukey. Houve diferença estatística no tipo de conexão do implante e no tipo de configuração que os implantes foram posicionados no bloco. Mas o autor justifica que os valores de micro deformação para cada tipo de conexão ainda está dentro do limiar fisiológico do osso, não gerando problemas no reparo ósseo.

Também Abreu et al. em 2012 avaliaram a microdeformação ao redor de três implantes cone Morse variando o posicionamento dos implantes (linear e compensado) com a aplicação de cargas axiais e não axiais. Os implantes foram inseridos em um bloco de poliuretano por meio de uma matriz usinada variando o posicionamento dos implantes em linear e compensado. Os extensômetros foram colados

na superfície do bloco de poliuretano tangenciando os implantes. Foram colados quatro extensômetros, sendo o SG1 para a mesial do implante 1, o SG2 e SG3 foram colados na mesial e distal do implante 2 e o SG4 na distal do implante 3. Dez supraestruturas de Co-Cr foram fundidas usando coifas plásticas. Foram aplicadas cargas de 30 Kg no centro de cada implante e numa distância de 1 e 2 mm de cada implante. Foi verificado que houve diferença estatística no posicionamento dos implantes em relação à carga axial e também para a carga não axial com 1 mm de distância do centro dos implantes. Assim, o posicionamento compensado dos implantes tende a diminuir a microdeformação gerada tanto para cargas axiais e não axiais com distância de 1 mm do centro dos implantes e que para cargas axiais com distância de 2 mm não há diferença entre os posicionamentos.

Vasconcellos et al. (2011) avaliou pela extensometria a aplicação de cargas verticais sobre uma prótese parcial fixa implanto suportada. Com o objetivo de avaliar in vitro uma prótese de três elementos foi posicionada sobre três implantes hexágono interno inseridos em um bloco de poliuretano onde a distância do centro de um implante para o outro era de 7 mm. Sobre os implantes foram colocados pilares protéticos microunit com um torque de 20 N. Dez padrões em resina foram encerados utilizando coifas pré-fabricadas e plásticas e depois fundidos em Co-Cr. Quatro extensômetros foram colados ao redor dos implantes no bloco de poliuretano. As supra estruturas fundidas foram acopladas aos pilares protéticos com um torque de 10 N nos parafusos e depois uma carga de 30 Kg foi aplicada por um período de 10 segundos sobre os pontos A, B, C, D e E, sendo os pontos A, C e E sobre os parafusos dos pilares protéticos de cada implante e os ponto B e D entre os parafusos dos implantes mesial e central e central e distal respectivamente. Foi verificado que o tipo de coifa não interfere, porém o local da aplicação de carga afeta a magnitude da microdeformação.

Avaliando a micro deformação ao redor de dois implantes unidos com uma haste de resina acrílica nos transferentes, Cerqueira et al. (2012) utilizaram 2 implantes equidistantes entre si 25 mm inseridos em um bloco de poliuretano. Com os transferentes em posição sobre os implantes, foram confeccionadas hastes em resina acrílica de duas marcas comerciais (GC Pattern Resin e Duralay II). As hastes foram confeccionadas a partir de uma matriz de teflon onde a resina acrílica foi inserida por meio da técnica de Nealon. As hastes foram confeccionadas em três métodos. O método 1 a haste foi confeccionada em uma única etapa na inserção da resina acrílica. No método 2 a haste foi seccionada e unida novamente após 17 minutos da polimerização e o método 3 foi semelhante ao método 2 mas a união dos segmentos da haste foi realizado após 24 horas de polimerização. Os extensômetros foram colados no lado direito e esquerdo dos implantes e a obtenção dos dados foi realizada após 5 horas da polimerização da haste confeccionada pelo método 1 e após 5 horas da polimerização da união das hastes no método 2 e 3. O resultado demonstrou que o tipo de resina acrílica utilizada e o método utilizado possuem diferença estatística significativa. O método 1 com a resina acrílica Duralay II apresentou uma maior micro deformação em relação aos outros métodos e a resina acrílica GC Pattern Resin. Os autores concluem que os métodos que possuem a secção da haste geram uma menor tensão na polimerização enquanto a confecção de uma haste em uma única etapa na inserção de resina acrílica gera maior tensão provocando maior micro deformação ao redor dos implantes.

Nishioka et al. (2012) por meio da extensometria estudaram as micro deformações ao redor de implantes cone Morse com supraestruturas fundidas com coifas usinadas e plásticas submetidas à carga vertical. Em um bloco de poliuretano foram inseridos três implantes cone Morse em um posicionamento linear e sobre os implantes foram assentados pilares microunit com um torque de 10 N.cm. Foram colados

extensômetros (SG) ao redor de cada implante, sendo o SG1 colado na mesial do implante 1, SG2 e SG3 colado na mesial e distal do implante 2 e o SG4 na distal do implante 3. Foram fundidas 5 supraestruturas com coifas plásticas e 5 supraestruturas com coifas usinadas. Uma carga de 30 kg foi aplicada sobre cada um dos implantes (ponto A, B e C) e os dados foram submetidos à análise estatística. O estudo constatou que não houve diferença entre os tipos de coifa mas verificou que o ponto de aplicação de carga determinou a micro deformação ao redor dos implante.

Para Santos et al. (2012) que estudaram, por meio da extensometria, a micro deformação ao redor de 3 implantes cone morse com posicionamento compensado utilizando supra estruturas fundidas com coifas usinadas e plásticas. Em um bloco de poliuretano foram inseridos 3 implantes cone Morse com um posicionamento compensado por meio de uma matriz perfurada. Foram confeccionadas 10 supra estruturas, sendo 5 utilizando coifas usinadas e 5 utilizando coifas plásticas. Após o posicionamento da supra estrutura sobre os implantes com um torque de 20 N, foi aplicada uma carga de 30 kg por meio de um dispositivo de aplicação de carga sobre cada um dos parafusos das supra estruturas (pontos A, B e C). Os autores verificaram que houve diferença estatística em relação ao tipo de coifa utilizada, sendo que a micro deformação foi menor para a coifa plástica. Esses dados foram diferentes dos obtidos por outros estudos semelhantes, porém, os autores explicam que não houve uma micro deformação que levasse a uma reabsorção óssea, não sendo prejudicial se aplicada clinicamente.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da extensometria, as micro deformações geradas ao redor de dois sistemas de implantes distintos (hexágono interno com roscas convencionais e Cone Morse platô); a distribuição de micro deformações ao redor dos implantes e em dois níveis verticais; o tipo de conexão dos implantes influenciaram nas micro deformações

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Obtenção do bloco de poliuretano

Por meio de silicone para moldes (Borracha silicone para moldes: Clássico artigos odontológicos, Catanduva – São Paulo) de uso laboratorial foi confeccionado um molde retangular que serviu de matriz para a obtenção de 10 (dez) blocos de poliuretano.

Esses blocos foram obtidos por meio de uma mistura em proporções idênticas de uma base e um catalisador (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França) em uma cuba plástica e com o auxílio de uma espátula onde foi obtida uma mistura homogênea.

Após a polimerização do poliuretano e sua desinclusão da forma, suas superfícies foram lixadas com lixas d'água de várias granulações (220 a 600) até obter uma superfície com o menor número de irregularidades possíveis e possuindo a dimensão final de: 190 mm de comprimento por 30 mm de altura e 12 mm de largura, conforme figura 1.

Depois, com o mesmo molde que foi confeccionado o bloco de poliuretano, foi preparada uma base numa das faces de menor largura e maior comprimento formando um T invertido, para proporcionar maior estabilidade do bloco no momento da aplicação de carga, conforme figura 1.



Figura 1 - Bloco de poliuretano com a base.

4.2 Instalação dos implantes e do pilar protético

As perfurações dos blocos de poliuretano ocorreram no centro da face de menor largura para os dois sistemas de implantes onde foi tracejada uma linha dividindo em dois a largura desta face do bloco para guiar o local da perfuração com a primeira fresa de cada sistema e as perfurações foram realizadas pelo mesmo operador.

4.2.1 Implante com platô

Esse sistema possui uma modificação operacional do conjunto. Suas fresas (Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos) possuem um desenho de corte diferenciado com duas lâminas em forma de meia cana. A partir do protocolo cirúrgico do sistema, foi utilizada a primeira fresa, denominada de fresa piloto com 2 mm de diâmetro com 1800 rotações por minuto e a seguir foram utilizadas fresas de 2.5, 3, 3.5,

4 e 4.5 mm de diâmetro, conforme figura 2, utilizando um contra ângulo redutor 400:1 obtendo 50 rotações por minuto. Com a fresa 4.5 mm foi realizada a perfuração do bloco de tal forma que seja compatível ao diâmetro do implante e com profundidade de 8 mm, aferida com uma sonda milimetrada (Figura 3 e 4). Com o auxílio do “implant insert” (Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos), um instrumental específico para inserção do implante. Foi assentado um implante de 4,5 x 8 mm (Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos) (Figura 5 e 6) para cada loja preparada nos blocos.



Figura 2 – Fresas do sistema de implantes Bicon. Fresa piloto (esquerda), 2.5, 3, 3.5, 4 e 4.5 mm (direita) de diâmetro.



Figura 3 - Perfuração do bloco com a fresa 4.5 mm que possui diâmetro semelhante ao implante.

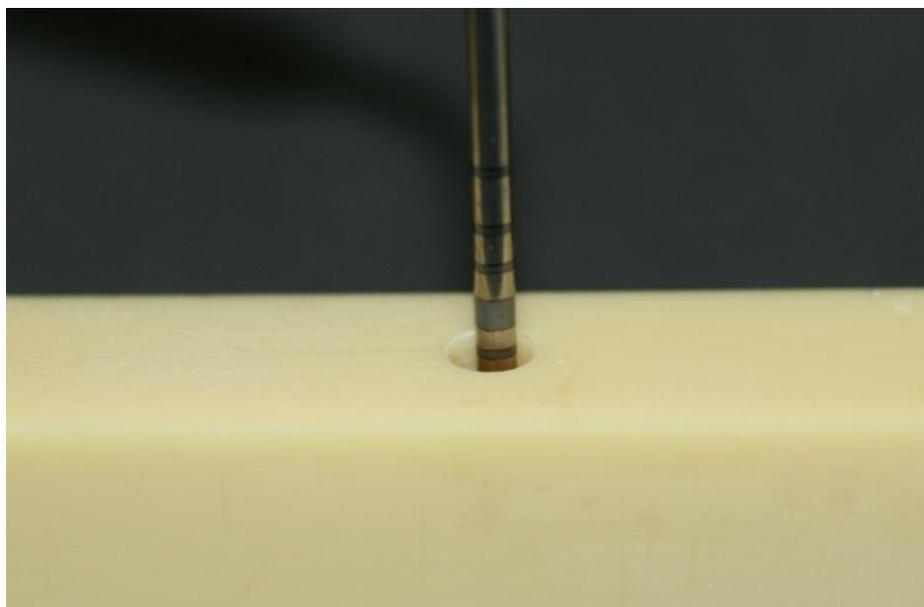


Figura 4 - Bloco perfurado com sonda milimetrada do kit cirúrgico do sistema indicando que a perfuração possui 8 mm de profundidade.



Figura 5 - Implante Bicon de 4.5 x 8 mm.

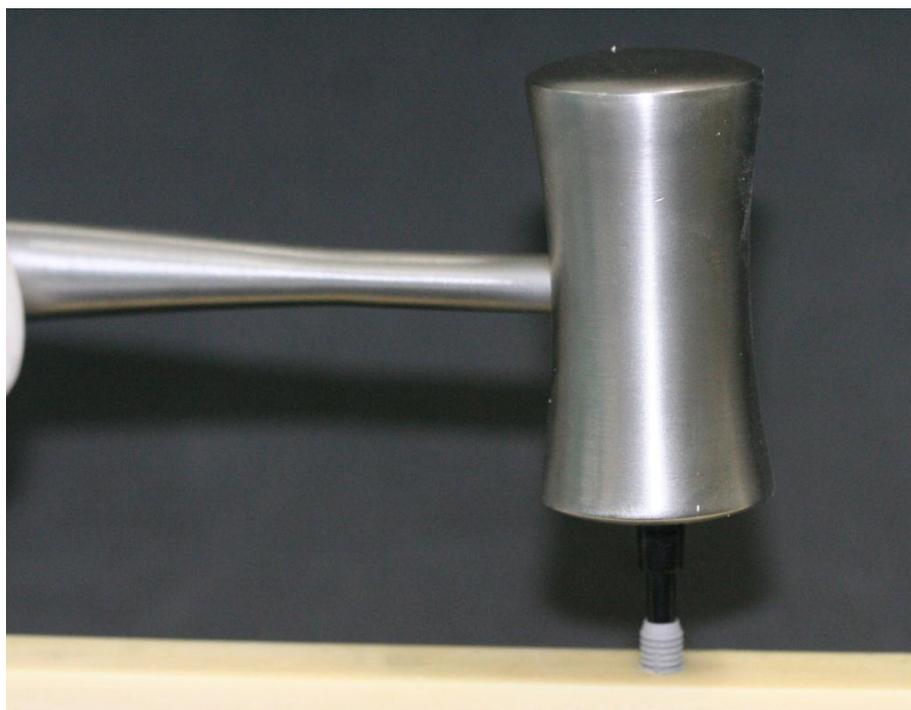


Figura 6 - Inserção do implante no bloco de poliuretano.

O pilar reto de 10 mm de comprimento (Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos) (Figura 7) foi assentado no interior do

implante com o auxílio de um martetele (Figura 8) para um travamento mecânico friccional do conjunto caracterizado pelo sistema cone Morse. Tal sistema não necessita da utilização de torquímetro.



Figura 7 - Pilar reto com 10 mm de comprimento.

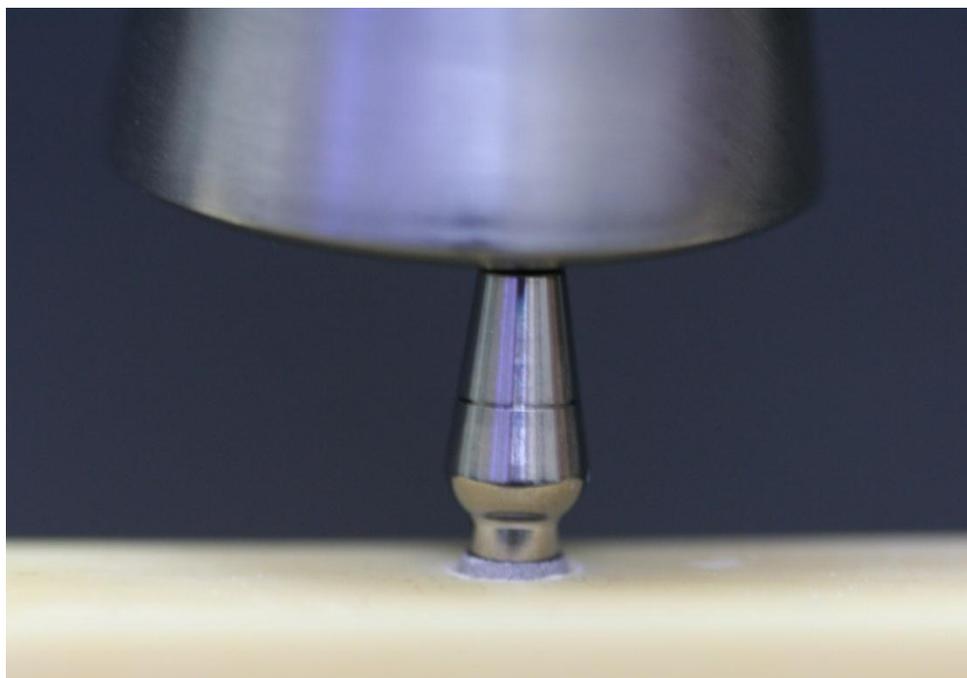


Figura 8 - Inserção final do pilar ao implante com o auxílio do martetele.

4.2.2 Implante convencional

Foi utilizado o conjunto de fresas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) para a instalação dos implantes: a ponta de lança e as fresas helicoidais de 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm de diâmetro (Figura 9). O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões convencionais. A velocidade média das perfurações foi de 1800 rotações por minuto e a da inserção das fixações foi de 14 rotações por minuto e ajustado para torque de 40 N.cm, sendo que a finalização da inserção do implante hexágono interno de 4 x 8.5 mm (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) (Figura 10) foi manual com auxílio da chave catraca cirúrgica (Figura 11).



Figura 9 - Fresas do sistema de implantes AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX. A fresa lança piloto (esquerda) e as fresas de 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm (esquerda) de diâmetro.



Figura 10 - Implante hexágono interno de 4 x 8.5 mm (esquerda) e pilar protético reto de 10 mm de altura (direita).

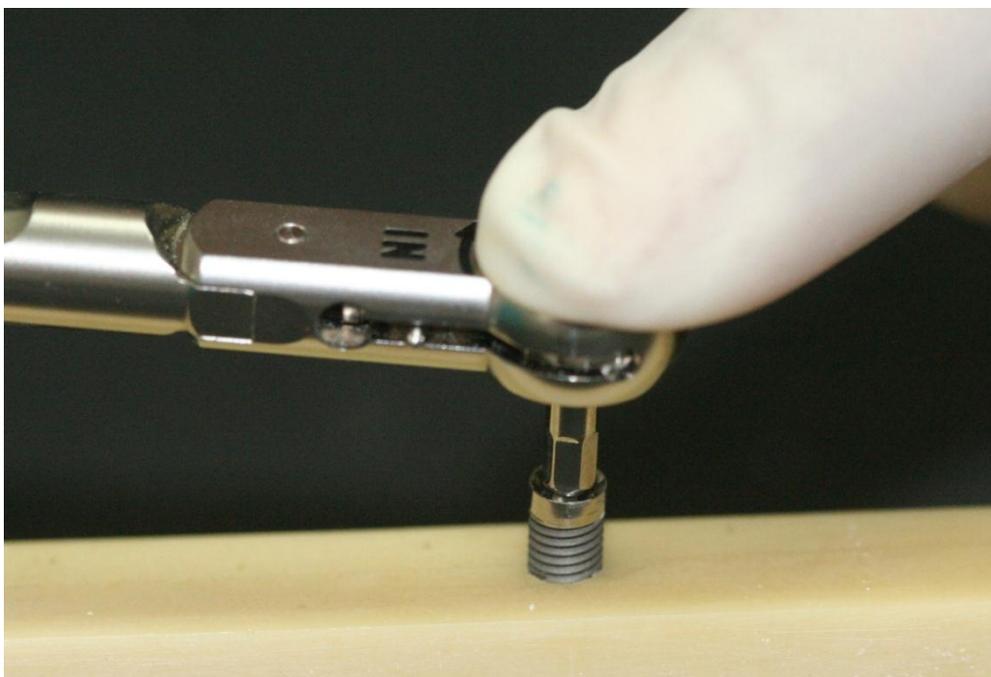


Figura 11 - Inserção do implante hexágono interno com o auxílio da chave catraca cirúrgica manual.

Sobre a plataforma de assentamento dos implantes, foi posicionado o pilar protético reto de 10 mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) (Figura 9) e parafusado com torque de 20 N.cm com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil), conforme figura 12.

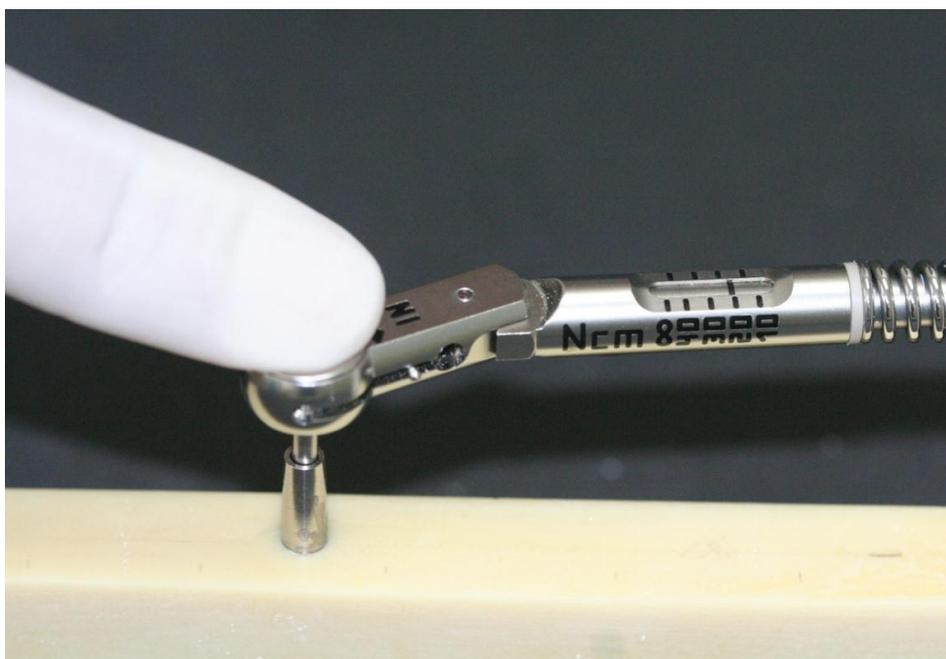


Figura 12 - Pilar protético sendo parafusado com torque de 20 N.cm.

O orifício do pilar para a inserção do parafuso de fixação foi preenchido com guta percha em bastão até 1 mm abaixo da superfície. Nesse 1 mm restante, foi sobreposta uma camada de resina acrílica quimicamente ativada para simular condições clínicas.

4.3 Colagem dos extensômetros

Os extensômetros do modelo PA-060-040AB-120-L (Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil) (Figura 13) tangenciaram cada um dos implantes e foram colados com o adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Foram posicionados quatro extensômetros diametralmente opostos ao redor de cada um dos implantes, sendo enumerados de 1 a 4 ao redor do implante platô e de 7 a 10 no implante com conexão hexagonal interna, conforme figura 14.

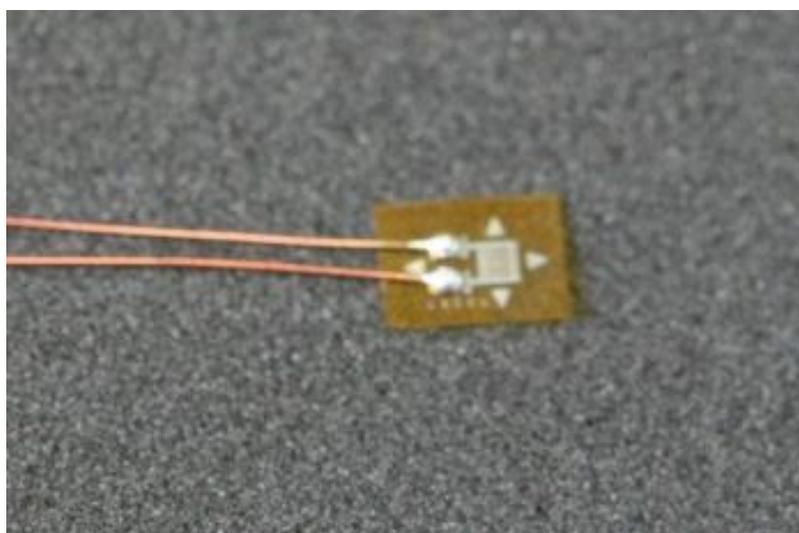


Figura 13 - Extensômetro modelo PA-060-040AB-120-L.

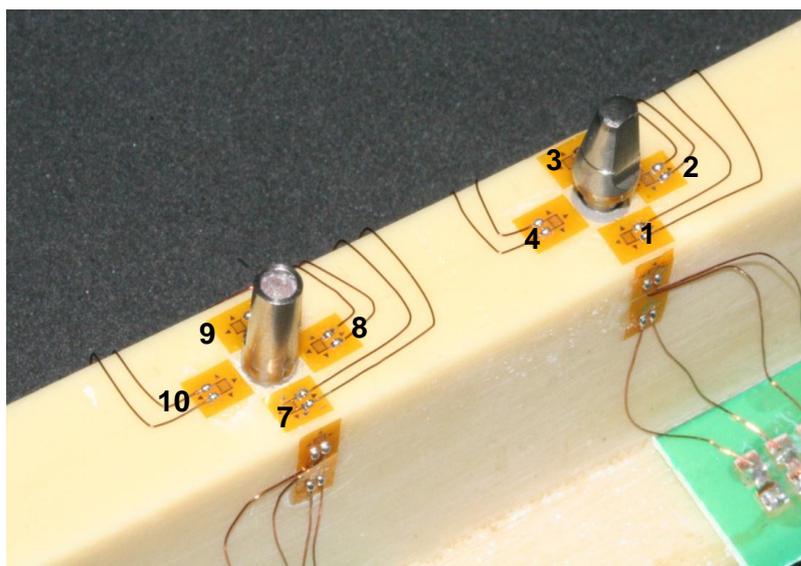


Figura 14 - Quatro extensômetros colados ao redor dos implantes hexágono interno (esquerda) e platô (direita). Também foram colados extensômetros no terço médio e apical na parede lateral do bloco de poliuretano.

Também foram posicionados extensômetros no terço médio e no terço apical para cada um dos implantes. Os extensômetros foram enumerados 5 e 6 para o terço médio e apical do implante platô e os números 11 e 12 para os extensômetros do terço médio e apical para o implante hexágono interno, conforme a figura 15.

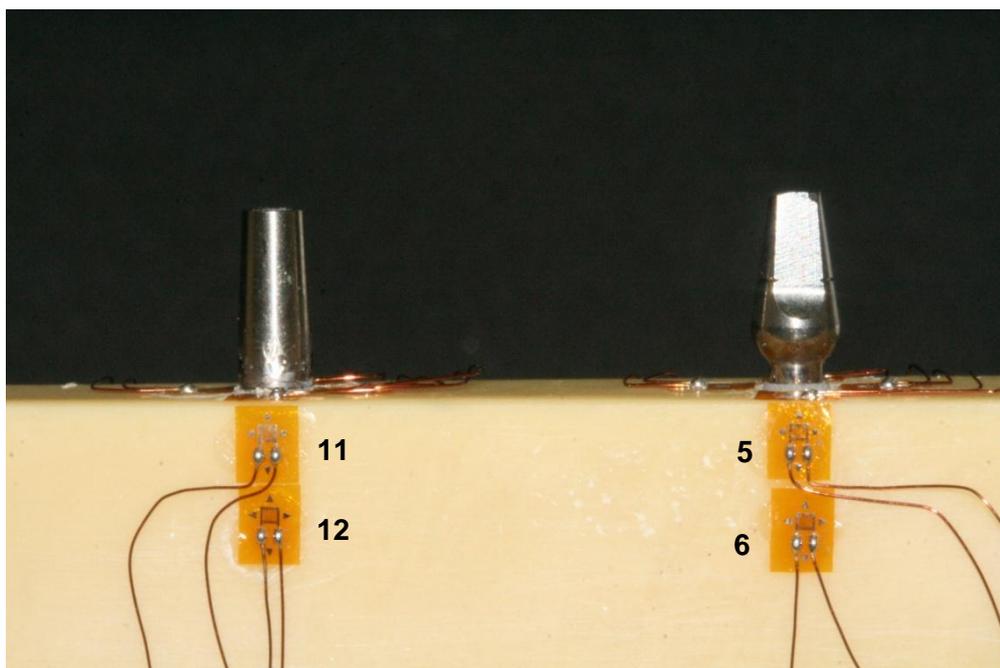


Figura 15 - Dois extensômetros colados na face lateral do bloco de poliuretano no terço médio e apical em cada um dos implantes.

Nas extremidades superiores dos lados maiores do bloco a superfície foram coladas as placas dos terminais, onde foram realizadas as conexões elétricas. Essas conexões elétricas ligam os extensômetros ao aparelho Model 5100 Scanner – System 5000B (Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina - USA) que é um sistema integrado que engloba um conversor analógico-digital, que condicionou os sinais por meio de uma ligação com um computador contendo o programa Strain-Smart onde foram realizadas interpretações, modificações e processamento dos sinais.

4.4 Aplicação de cargas

Foi utilizado o dispositivo de aplicação de carga-DAC (Vasconcellos e Nishioka, 2008) (Figura 16), que permitiu os carregamentos estáticos verticais sobre a estrutura do pilar protético dos implantes. O dispositivo possui uma ponta esférica que foi posicionada na região central dos pilares protéticos de cada sistema de implante e uma carga de 30 kg foi aplicada por um período de 10 segundos, conforme figuras 17 e 18.

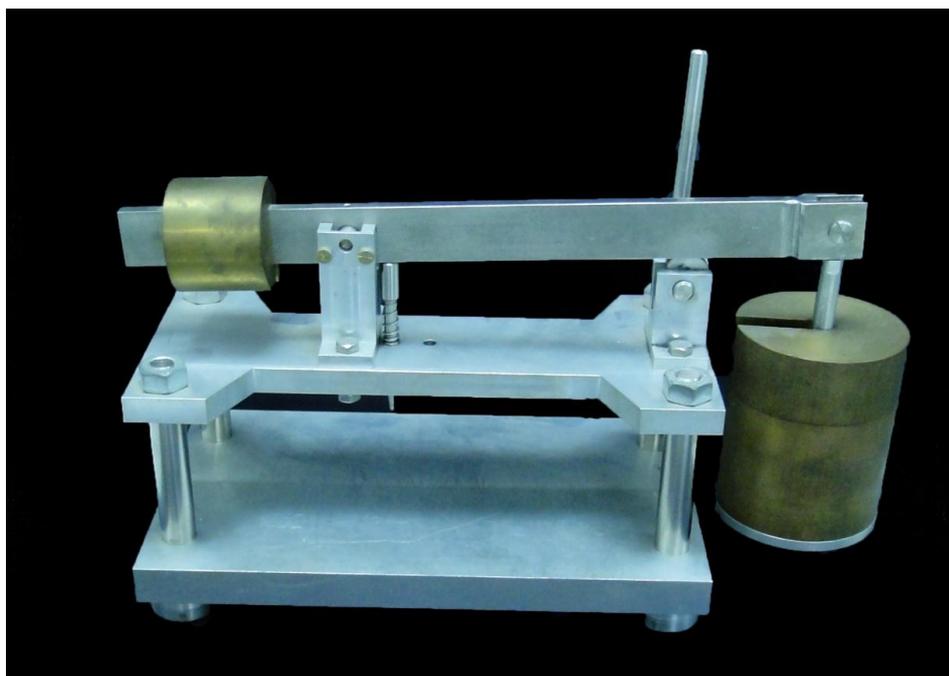


Figura 16 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

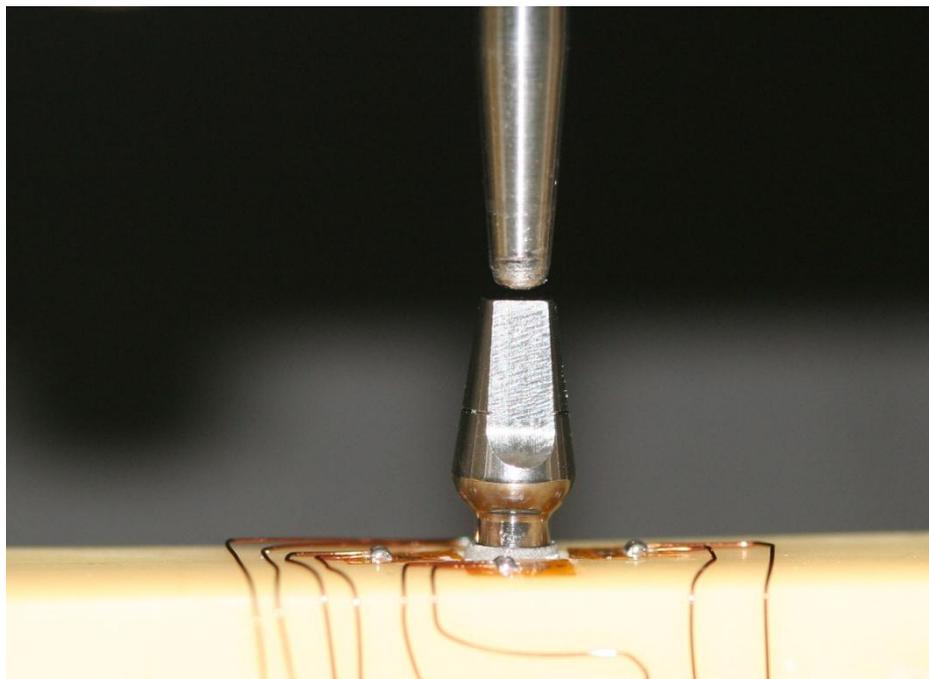


Figura 17 - Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante platô.

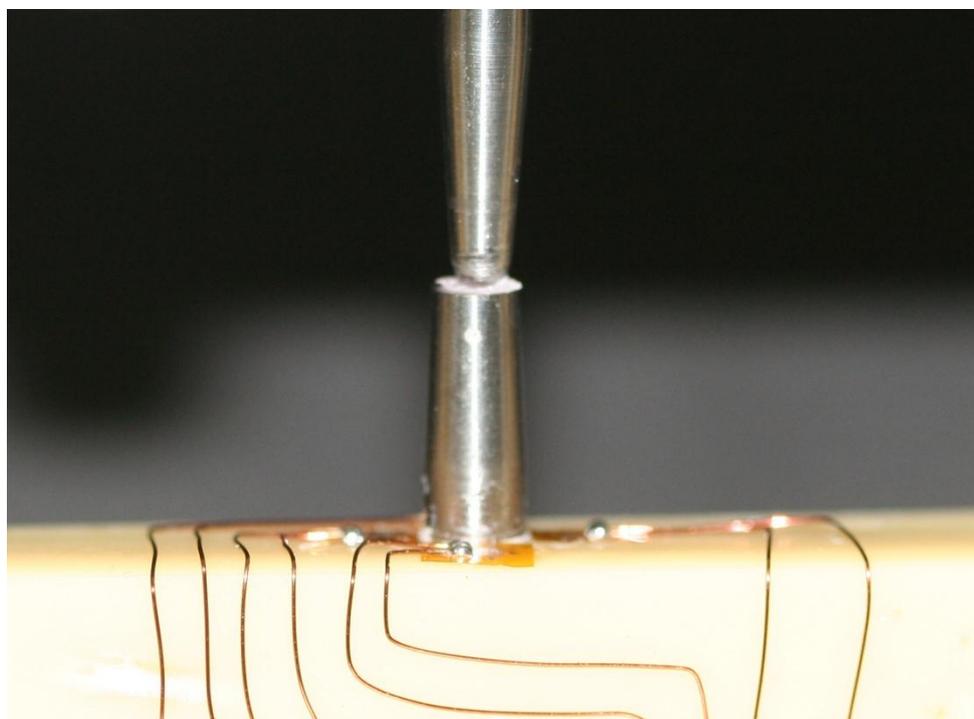


Figura 18 - Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante platô.

4.5 Delineamento experimental

O delineamento deste experimento seguiu um esquema fatorial tipo $10 \times 2 \times 6$. As variáveis ou fatores em estudo foram considerados: 10 implantes para 2 tipos de sistema de conexão, 6 extensômetros (4 na horizontal e 2 na vertical). Sendo que houve repetição de 3 vezes para cada aplicação sobre os implantes.

Foram obtidos 120 dados para os dois sistemas de implantes, pelos quatro extensômetros horizontais e pelos dois extensômetros verticais, sob três repetições, os quais 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 estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios. O teste de análise de variância (ANOVA) um fator, efeito fixo. O estudo do efeito interação foi visualizado por meio do gráfico de médias. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

A tabela 1 demonstra os dados de micro deformação obtidos no implante de hexágono interno.

Tabela 1 - Valores absolutos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante hexágono interno em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

(continua)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6
1	1415	2015	759	180	238	83
	1015	1347	596	230	297	122
	887	1322	517	70	248	106
2	482	449	898	636	389	177
	432	470	838	526	290	115
	422	427	804	540	194	74
3	581	841	431	691	168	24
	596	859	433	746	165	54
	605	814	367	736	240	23
4	504	205	464	585	283	23
	1082	323	878	1135	488	121
	826	232	741	887	503	111
5	568	925	798	924	243	115
	545	864	833	977	475	71
	565	860	779	981	512	54
6	195	287	273	148	86	68
	150	177	212	171	205	73
	188	223	260	210	223	78
7	1443	612	1490	2387	128	17
	1458	645	1481	2402	184	93
	1575	674	1532	2585	180	92

Tabela 1 - Valores absolutos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante hexágono interno em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

(conclusão)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6
8	953	278	774	1438	188	23
	1123	282	659	1694	142	11
	1007	255	715	1549	160	7
9	1009	689	308	613	279	156
	900	411	297	827	269	351
	820	282	275	731	223	247
10	191	459	773	200	116	781
	185	429	581	197	53	563
	195	485	683	200	117	708

A tabela 2 demonstra os dados de micro deformação obtidos no implante platô.

Tabela 2 - Valores absolutos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

(continua)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6
1	5067	1315	4902	319	1204	252
	5529	1396	4960	622	640	81
	4847	1258	4453	513	620	58
2	1732	182	1590	5	291	171
	1743	161	1631	22	404	165
	1725	135	1676	26	428	185
3	1533	205	1172	29	327	250
	2396	520	1992	60	421	352
	2403	504	1909	3	427	441

Tabela 2 - Valores absolutos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

(conclusão)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6
4	4524	56	559	1674	921	302
	5816	24	673	1323	1319	329
	5665	9	573	1500	1353	363
5	43	323	3131	898	130	30
	56	397	4033	1150	239	34
	52	392	3805	1098	137	48
6	2157	127	3617	1212	534	265
	2629	103	4148	1407	586	307
	2614	74	4114	1279	725	199
7	644	2126	534	2665	645	475
	350	1211	547	1620	615	474
	383	1695	530	2471	592	475
8	4007	1380	3669	1464	1150	437
	4522	1393	3831	1606	994	357
	4678	1384	3868	1657	1164	481
9	3092	265	1762	568	889	355
	3411	354	1613	705	405	216
	3513	353	2631	673	325	215
10	178	1616	441	525	1324	503
	252	2063	555	570	1203	516
	297	2360	520	580	1192	553

A estatística descritiva para a variável dos extensômetros na vertical e horizontal em ambos os tipos de implante está representada na tabela 3.

Tabela 3 - Descritiva para os extensômetros na vertical e horizontal

Extensômetro	N*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
Horizontal	20	1178	741	62.89
Vertical	20	340.9	249.1	73.06

*N = número de corpos de prova

A estatística descritiva para a variável dos extensômetros na vertical e horizontal em cada tipo de implante está representada na tabela 4 e conforme figura 19.

Tabela 4 - Descritiva dos extensômetros na vertical e horizontal para o implante hexágono interno e platô

Extensômetro	Implante	N*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
Horizontal	Hexágono Interno	10	714	354	49.52
	Platô	10	1641	745	45.42
Vertical	Hexágono Interno	10	197.1	92.8	47.08
	Platô	10	484.7	276.4	57.03

*N = número de corpos de prova

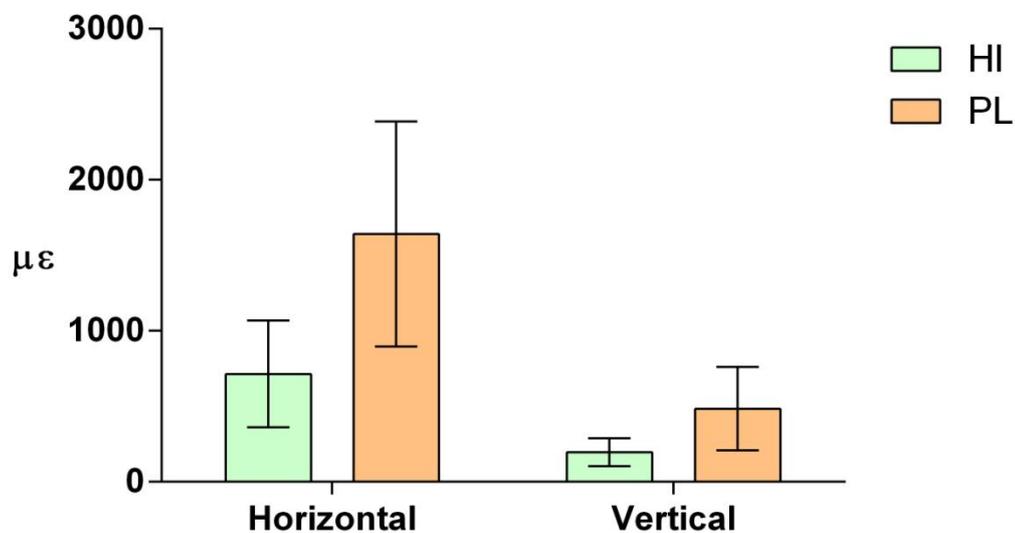


Figura 19 - Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de micro deformação segundo as condições experimentais estabelecidas pelas variáveis Implante (HI: Hexágono Interno e PL: platô) e Região (vertical e horizontal).

As médias de micro deformação para cada extensômetro em cada um dos implantes estão representados na tabela 5 e 6 e a figura 20.

Tabela 5 - Valores médios, o desvio padrão e o coeficiente de variação para cada extensômetro para os implantes hexágono interno

Extensômetro	Implante	N*	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de variação (%)
SG1	Hexágono Interno	10	731	418	57.23
SG2	Hexágono Interno	10	605	407	67.30
SG3	Hexágono Interno	10	682	354	51.99
SG4	Hexágono Interno	10	840	712	84.82
SG5	Hexágono Interno	10	242.9	108.5	44.67
SG6	Hexágono Interno	10	151.4	197.9	130.72

*N = número de corpos de prova

Tabela 6 - Valores médios, o desvio padrão e o coeficiente de variação para cada extensômetro para os implantes platô

Extensômetro	Implante	N*	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de variação (%)
SG1	Platô	10	2529	1982	78.40
SG2	Platô	10	779	739	94.76
SG3	Platô	10	2315	1600	69.12
SG4	Platô	10	941	722	76.71
SG5	Platô	10	673	435	64.65
SG6	Platô	10	296.3	155.1	52.34

*N = número de corpos de prova

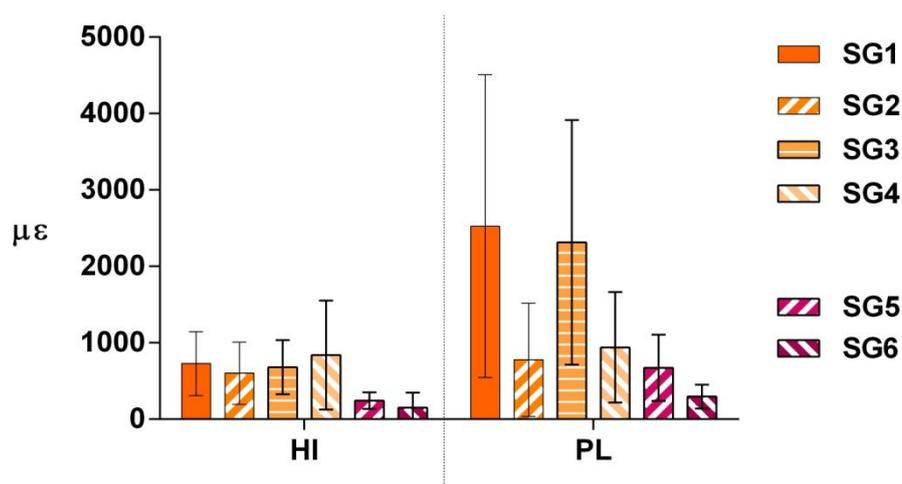


Figura 20 - Gráfico de colunas (média \pm dp) dos valores de micro deformação para cada extensômetro em cada tipo de implante (HI: Hexágono Interno e PL: Platô).

Os dados de micro deformação obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA de medidas repetidas e estão representados na tabela 7.

Tabela 7 - Resultados do teste ANOVA de medidas repetidas

Efeito	DF	SS	MS	F	P Valor
Implante	1	3686852	3686852	17.61	0.0005
Residual I	18	3768488	209361		
Região	1	7000744	7000744	40.37	0.0001
Interação (Implante/Região)	1	1021630	1021630	5.89	0.0259 *
Residual II	18	3121706	173428		
Total	39	1,86E+10			

Na tabela 7, foi observado por meio do teste estatístico ANOVA de medidas repetidas que a interação entre o tipo de implante e a região que foi colada o extensômetro (horizontal e vertical) foi estatisticamente significativa ($P=0,0259$). Em seguida, foi aplicado o teste de Tukey, sendo representado pela tabela 8.

Tabela 8 - Teste de Tukey comparando a média dos dados em relação ao tipo de implante e região onde o extensômetro foi colado (horizontal e vertical)

Implante	Região	Média	Grupos Homogêneos
Platô	Horizontal	1641	A
Hexágono Interno	Horizontal	714,2	B
Platô	Vertical	484,7	B
Hexágono Interno	Vertical	197,1	B

6 DISCUSSÃO

A extensometria é um tipo de análise que por meio de uma resistência elétrica, mede as micro deformações ($\mu\epsilon$) de tensão e compressão na superfície de diferentes materiais onde dispositivos chamados de extensômetros são aderidos (Clelland et al., 1993; Çehreli MC, Akça, 2004). Esses dispositivos possuem um fio de resistência elétrica que mede as alterações na superfície de materiais aos quais são colados (Clelland et al., 1993).

A análise biomecânica realizada ao redor dos implantes por meio da extensometria possibilita uma avaliação do comportamento mecânico dos implantes (Nishioka et al., 2009). Em diversos estudos (Jacques, 2000; Akça et al., 2002; Çehreli MC, Akça, 2004; Çehreli M et al., 2004; Çehreli et al., 2005; Maeda et al., 2006; Akça, Çehreli, 2008; Mesquita, 2008; Kojima, 2008; Abreu, 2009; Akça et al., 2009; Costa, 2009; Nishioka et al., 2009; Prado, 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011; Nishioka et al., 2012; Santos et al., 2012) os extensômetros foram aderidos em diferentes locais. Em alguns trabalhos os extensômetros foram colados nos pilares protéticos (Assif et al., 1996; Jaques, 2000; Maeda et al., 2006; Costa, 2009; Prado, 2009), em outros na supra estrutura dos implantes (Assif et al., 1996; Winter et al., 2011) e outros na superfície do local de inserção dos implantes (Akça et al., 2002; Çehreli MC, Akça, 2004; Çehreli et al., 2004; Mesquita, 2008; Kojima, 2008; Abreu, 2009; Costa, 2009; Nishioka et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011, Nishioka et al., 2012; Santos et al., 2012) conforme realizado neste estudo. Também existem autores que realizaram esse tipo de estudo pelo qual os extensômetros são posicionados em

estruturas que podem ser levadas em boca nos pacientes (Winter et al., 2011), sobre o osso de cadáveres (Akça et al., 2009) e em estruturas ósseas de animais (Kan et al., 2012). Contudo, devido a uma grande quantidade de fatores individuais como a qualidade do osso, a localização e a angulação dos implantes, os quais são fatores de difícil reprodução em meio laboratorial e que podem gerar uma variação e interferir nos dados obtidos (Nishioka et al., 2009). A opção do presente estudo foi uma simulação laboratorial para evitar possíveis variações que poderiam ocorrer em estudos clínicos ou laboratoriais que utilizaram ossos humanos ou de animais.

Nos estudos *in vitro* existe a necessidade de se utilizar um material homogêneo e isotrópico para simular a estrutura óssea. Desta forma, alguns autores utilizaram a resina fotoelástica (Clelland et al., 1993; Çehreli MC, Akça, 2004; Çehreli M et al., 2004) para esta simulação. Porém, diversos autores (Mesquita, 2008; Kojima, 2008; Abreu, 2009; Nishioka et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011; Abreu et al., 2012, Nishioka et al., 2012; Santos et al., 2012) fizeram o uso do material poliuretano, que possui similaridades com o módulo de elasticidade do tecido ósseo. Segundo (Kojima, 2008; Vasconcellos, 2008; Abreu, 2009; Vasconcellos, 2011), o poliuretano possui um módulo de elasticidade de 3,6 GPa que seria semelhante ao do osso de 4 a 4,5 GPa (Wiskott, Belser, 1999).

Como a colagem dos extensômetros foi realizada sobre a superfície dos blocos, na região cervical dos implantes, essa colagem foi semelhante aos estudos de (Akça et al., 2002; Çehreli MC, Akça, 2004; Çehreli M et al., 2004; Mesquita, 2008; Kojima, 2008; Abreu, 2009; Costa, 2009; Nishioka et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos, 2011, Nishioka et al., 2012, Santos et al., 2012). Como esses estudos realizaram a colagem dos extensômetros somente nas proximais dos implantes, no presente estudo

foi idealizada a colagem de extensômetros na região vestibular e lingual dos implantes. Também foram colados extensômetros na região média e apical dos implantes, baseando-se no estudo de Maeda et al. (2006), onde os extensômetros foram posicionados no terço cervical e apical sobre os implantes, e nos estudos de Akça et al. (2009) em que os extensômetros foram colados na superfície do osso próximo a cervical dos implantes e na face lateral do bloco de osso. Porém, como o presente estudo visou avaliar a micro deformação ao redor dos implantes, os extensômetros foram colados na superfície lateral do bloco de poliuretano, que foi utilizado para simular o osso. Com isso, a espessura do poliuretano entre o implante e a parede lateral não poderia ser grande e, desta forma, a espessura foi calculada conforme a largura do extensômetro colado na região cervical da face vestibular, que foi de 4 mm.

O Dispositivo de Aplicação de Carga (DAC) utilizado aplicou, por meio de uma ponta, uma carga de 30 Kg sobre cada pilar protético dos implantes. Esse dispositivo já foi utilizado em alguns trabalhos (Kojima, 2008; Vasconcellos, 2008; Abreu, 2009; Vasconcellos, 2011; Vasconcellos et al., 2011; Nishioka et al., 2012; Santos et al., 2012) com carga igual a aplicada nesse estudo. A carga de 30 Kg, que corresponde a aproximadamente uma carga de 300 N foi baseada nos estudos de Mericske-Stern et al. (1995), que avaliaram a força oclusal em pacientes com prótese de 3 elementos suportada por implantes, e encontraram um valor médio de máxima força oclusal de $206,1 \pm 87,6$ N para primeiros pré-molares, de $209,8 \pm 88,2$ N para molares e de $293,2 \pm 98,3$ N para segundos pré-molares. Vasconcellos e Nishioka (2008), por meio da extensometria, avaliaram o DAC comparando a máquina de ensaio universal (EMIC). Esses dois pesquisadores verificaram que não houve diferença estatística significativa nessa comparação entre os dois dispositivos para o ensaio. O DAC também tornou a leitura dos dados mais rápida e simplificada, ao contrário do que

ocorreria com a EMIC, em que havia a necessidade do operador controlar dois tipos de dispositivos simultaneamente (a EMIC e a máquina dos extensômetros) possibilitando falha, o que seria necessário o descarte dos dados. Desta forma, este estudo, visando à minimização nas possibilidades de falhas e procurou usar o DAC.

Sabemos que o implante hexágono interno e o implante platô apresentaram um desenho de suas estruturas bem diferente uma da outra. Como observado, a existência de diferentes fabricantes de implantes no mercado geraram diferentes modelos, formatos e conexões de implantes e pilares (Shepherd, 1998). Neste estudo, foram utilizados implantes de mesmo diâmetro e altura semelhante, tentando ao máximo promover uma padronização para esse trabalho. Foram utilizados implantes hexágono interno de 8,5 mm de altura e 4 mm de diâmetro, enquanto que os implantes platô possuíam 8 mm de altura e 4 mm de diâmetro. Para os pilares, os fabricantes dos dois implantes possuíam pilares de 10 mm altura para cada um dos sistemas. Porém, os implantes apresentaram grande diferença no sistema de conexão do pilar ao implante. No implante hexágono interno existia uma cavidade interna com o formato hexagonal, e o pilar protético, em sua base, apresentava um encaixe hexagonal semelhante à parte interna do implante. O encaixe foi promovido pelo íntimo contato das paredes do pilar ao implante de forma paralela e o pilar foi fixado ao implante por meio de um parafuso de retenção que era introduzido em um orifício superior do pilar protético. Já o implante platô possuía uma união ao seu pilar isento de um parafuso; o pilar apresenta base tronco-cônica que se encaixa na porção interna do implante de forma que o pilar possui a retenção por fricção ao implante (Shepherd, 1998; Lin et al., 2007).

Na tabela 4 podemos avaliar que dentro dos dois sistemas houve uma maior micro deformação gerada nos extensômetros horizontais (extensômetro lingual, mesial, vestibular e lingual) em relação aos extensômetros verticais (extensômetro do terço médio e apical) para

cada um dos implantes. Com isso, na tabela 5 e 6 e no gráfico da figura 20 foram demonstrados os valores de micro deformação separadamente para cada um dos extensômetros e para os dois tipos de implantes. Esse elevado valor de micro deformação na região ocorreu na região devido à junção do pilar protético ao implante. Lin et al. (2007) e Tang et al. (2012) observaram a mesma situação por análise de elementos finitos. Ao redor da região cervical dos implantes ocorreu uma maior concentração de tensões, e quando o modelo isolado dos implantes foi analisado, foi verificado que houve uma maior concentração de tensões na região de união do pilar com o implante.

Desta forma, os dados do presente trabalho foram submetidos à análise estatística ANOVA e demonstrou que houve diferença estatística significativa em relação ao tipo de implante e região (horizontal e vertical) com o $P=0,0259$. Os dados também foram submetidos ao teste Tukey para avaliar o implante e a região que apresentou a diferença estatística significativa, conforme a tabela 8, e foi verificado que o implante platô na região horizontal apresentou uma maior micro deformação ($1641 \mu\epsilon$) em relação à região vertical ($484,7 \mu\epsilon$) e comparado a região horizontal ($714 \mu\epsilon$) e vertical ($197,1 \mu\epsilon$) do implante hexágono interno. Esse valor de $1641 \mu\epsilon$ na região cervical do implante platô encontrado no presente estudo ocorreu provavelmente por causa da região ao redor da cervical do implante ser uma área de interface de união do pilar ao implante, que apresenta concentrações de tensões quando uma carga é aplicada. O estudo de Chou et al. (2010) demonstrou, por meio de elementos finitos, que na região cervical de implantes platô houve uma concentração de tensões independente da altura de inserção da plataforma do implante no osso. Chou et al. (2010) encontrou nessa região cervical valores de micro deformação entre 1000 e $3000 \mu\epsilon$, sendo semelhante aos valores encontrado pelo presente estudo. Akça e Çehreli (2008), por meio da extensometria e fotoelasticidade, demonstram que isso ocorreu em vários sistemas de

conexão cone Morse. Lin et al. (2007) demonstram que essas concentrações de tensões na região cervical independem do posicionamento do implante e do tipo de osso. Bozkaya e Muftu (2003) compararam por fórmulas matemáticas e elementos finitos que esse sistema ficcional do pilar no implante gera um íntimo contato das paredes do pilar com o implante, e houve uma maior concentração de tensões, sendo no início uma deformação elástica que foi se tornando uma deformação plástica à medida que o pilar era inserido, e o ponto de maior concentração de tensão iniciou na região mais apical do pilar com a parede interna do implante e aumentou para as demais regiões indo até a plataforma do implante.

Também foi observado nos resultados obtidos pelo presente estudo que a micro deformação gerada a partir da região cervical para a apical apresentou uma diminuição nos valores conforme tabela 6 e na imagem do gráfico 20. Isso ocorreu provavelmente pelo formato cônico do implante platô. Chou et al. (2008) demonstraram em seus estudos que implantes com o formato cônico distribuíam as tensões para o osso de uma forma mais uniforme que implantes cilíndricos, e dentro de seu estudo pode ser observado que o implante na configuração cônica teve uma diminuição na distribuição de tensões no osso periimplantar. Já Pellizzer et al. (2011), por meio da fotoelasticidade, encontraram resultados semelhantes a este estudo, onde houve uma maior intensidade de franjas na região cervical e média para o implante do tipo platô. Pellizzer et al. (2011) acreditaram que isso se deve ao formato das roscas. Para eles o implante Bicon apresentou uma concentração de tensão mais elevada na região ao redor da cervical do implante, o que pode ser o resultado da redução na área de contato na porção superior do implante e também na região ao redor do terço médio, que foi devido ao formato de platô das roscas que apresentaram uma maior concentração de estresse em relação aos diferentes tipos de roscas. Entretanto, o estudo de Akça e Çehreli (2008) não concordou com

os resultados obtidos por este estudo. Eles verificaram que o implante platô apresentou uma menor concentração de tensões na região cervical dos implantes e uma menor micro deformação quando submetido a extensometria. A justificativa para tal resultado foi o formato do implante e o diâmetro do implante platô ser maior (4,5 mm) que os demais implantes avaliados. Chou et al. (2008) apresentaram resultados totalmente diferentes; eles avaliaram, por meio de elementos finitos, que o implante platô promoveu um aumento das tensões no osso em três regiões (cervical, média e apical do implante), e relatam que essas tensões não eram prejudiciais, pois isso ocorreu devido ao formato das roscas do implante. Com uma estimulação adequada, o osso ao redor das roscas se tornou um osso mais denso e que ficaria em constante remodelação.

Já o implante hexágono interno apresentou uma micro deformação menor, tanto na região horizontal quanto na região vertical em relação ao implante platô. Esse valor reduzido na região cervical pode ser explicado pelo tamanho da plataforma do implante hexágono interno em relação ao implante platô. O estudos de Gurgel-Juarez et al. (2012) e de Covani et al. (2013) demonstraram que o implante hexágono interno apresentou um melhor resultado quando submetido a tensões, e os autores acreditam que implantes com espessura de plataforma maior suportam uma maior quantidade de tensões. O estudo de Maeda et al. (2006) demonstram que a conexão hexágono interna apresentaram menores resultados de micro deformação, quando comparado com o implante hexágono externo. Nishioka et al. (2009), Nishioka et al. (2010) e Nishioka et al. (2011), avaliaram a micro deformação ao redor de implantes suportando próteses de três elementos, e demonstraram em seus estudos que o implante hexágono interno apresentou valores de micro deformação semelhantes aos valores obtidos neste presente estudo na região cervical. Tonella et al. (2011), acreditam que essa menor quantidade de tensões ocorreu devido à estabilidade na interface pilar/implante pelo íntimo contato das paredes do pilar com o implante,

promovendo uma menor micromovimentação durante o carregamento e uma dispersão uniforme da carga aplicada. Essa estabilidade pode explicar os valores encontrados na região cervical, que foi maior do que na região apical, mesmo não apresentando diferença estatística.

Assim, acredita-se que, devido à espessura da plataforma do implante hexágono interno ser mais larga que a do implante platô, a conexão do implante hexágono interno pode possuir um contato paralelo do pilar com o implante e o formato do implante hexágono interno ser cônico possa explicar o resultado apresentado pelo presente estudo. Desta forma, o implante hexágono interno demonstrou um menor valor de micro deformação em relação ao implante platô, apesar de diversos estudos (Bozkaya, Muflu, 2003; Bozkaya et al., 2004; Lin et al., 2007; Akça, Çehreli, 2008; Chou et al., 2008; Chou et al., 2010; Pellizer et al., 2011) apresentarem resultados favoráveis para o implante platô. Alguns estudos (Bozkaya, Muflu, 2003; Bozkaya et al., 2004; Lin et al., 2007; Chou et al., 2008; Chou et al., 2010) foram realizados em análise de elementos finitos, que elaboraram um modelo por computador simulando um íntimo contato do osso a superfície do implante, assim como outros estudos (Akça e Çehreli, 2008; Pellizer et al., 2011) que utilizaram a fotoelasticidade para avaliação das tensões ao redor dos implantes. Esses estudos apresentaram uma metodologia diferente da empregada neste presente estudo que, que apesar de ser um estudo *in vitro*, visou realizar as etapas que são empregadas clinicamente e a carga aplicada foi realizada logo após a instalação dos implantes no bloco.

7 CONCLUSÃO

Dentro da metodologia empregada, podemos concluir que:

- a) O implante platô apresentou maior micro deformação do que o implante hexágono interno;
- b) A região cervical apresentou uma maior concentração de tensões em relação à região do terço médio e apical;
- c) O tipo de conexão pilar/implante interfere na micro deformação distribuída ao redor do implante.

8 REFERÊNCIAS*

Abreu CW. Extensometria: avaliação de implantes com conexão protética cone morse posicionados na configuração linear, sob carregamento axial [dissertação]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: UNESP -Univ Estadual Paulista; 2009.

Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of microstrain around three-morse taper implants with machined and pastic copings under axial loading. Braz J Oral Sci. 2010 Jan-Mar;9(1):11-5.

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani LX. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses strain gauge analysis. J Prosthodont. 2012 Oct;21(7):535-9

Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu 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, Çehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. Int J Periodontics Rest Dent. 2008;28:391-9.

Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikçioğlu H, Çehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. Med Eng Phys. 2009 Sep;31(7):758-63.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants *in vitro*. Clin Oral Impl Res. 2010;21:328-35.

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

* 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

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*. 2003;36:1649-58.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implant systems in compact bone at different load levels by finite element analysis, *J Prosth Dent*. 2004;92(6):523-30.

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

Çehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004;24(6):513-9.

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;15:249-57.

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.

Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, da Rocha DM, Vasconcellos DK, Bottino MA, et al. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Mar-Apr;27(2):341-45.

Chou HY, Jagodnik JJ, Müftü S. Predictions of Bone Remodeling Around Dental Implant Systems. *J Biomech*. 2008;41(6):1365-73.

Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010 Nov;104(5):293-300.

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

Coelho PG, Marin C, Granato R, Suzuki M. Histomorphologic analysis of 30 plateau root form implants retrieved after 8 to 13 years in function. A

human retrieval study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009 Nov;91(2):975-9.

Coelho PG, Suzuki M, Guimarães MVM, Marin C, Granato R, Gil JN, et al. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Sep;12(3):202-8.

Costa MA. Análise da deformação de componentes de prótese fixa implantossuportada quando submetidos a cargas axiais e oblíquas por meio de extensometria [tese]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP; 2009.

Covani U, Ricci M, Tonelli P, Barone A. An Evaluation of New Designs in Implant-Abutment Connections: A Finite Element Method Assessment. *Implant Dent.* 2013;Jun;22(3):263-7.

Driskell TD. History of implants. *CDA J.* 1987 Oct;15(10):16-25.

Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater.* 2012 Oct;28(10):e218-28.

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

Granato R. Avaliação biomecânica e histomorfométrica de um recobrimento biocerâmico nanométrico em implantes dentários: estudo em cães [dissertação]. Florianópolis (SC): Faculdade de Odontologia: Universidade Federal de Santa Catarina; 2007.

Granato R. Avaliação biomecânica e histomorfológica de implantes em forma de platôs com quatro superfícies distintas [tese]. Florianópolis (SC): Faculdade de Odontologia: Universidade Federal de Santa Catarina; 2010.

Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Anchieta RB, de Vargas LC, et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *J Prosthodont.* 2012 Apr;21(3):160-6.

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.

Jacques LB. Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros [dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru: Universidade de São Paulo – USP; 2000.

Kan JP, Judge RB, Palamara JE. In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct 16;1-10.

Kim KS , Lim YJ , Kim MJ , Kwon HB , Yang JH , Lee JB , et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Aug;22(8):834-9

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

Lin CL, Chang SH, Chang WJ, Kuo YC. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *Eur J Oral Sci.* 2007 Oct;115(5):408-16.

Lum LB, Beirne OR. Viability of the Retained Bone Core in the Core-Vent Dental Implant. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986 May;44(5):341-5.

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

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

Mesquita AMM. Avaliação, por extensometria, da deformação superficial no substrato de retenção dos implantes gerada por próteses fixas implanto suportadas em função do cantilever [tese]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: UNESP - Univ Estadual Paulista; 2008.

das Neves FD, Verissimo AG, da Silva Neto JP, do Prado CJ, de Araújo CA. Photoelastic stress analysis of different wide implant/abutment interfaces under oblique loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Jan-Feb;28(1):e39-44.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNBM. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent.* 2009 Dec;18(6):512-20.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Abreu CW. A comparative study of machined copings and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment-join, strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GNM. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr;20(2):e24-32.

Nishioka RS, Santos VMM, Nishioka GNM, Balducci I. A comparative study of microstrain around three-morse taper implants, casting with machined and plastic copings, under axial loading. *Rev Odontol UNESP.* 2012; Jan-Feb;41(1):1-6.

Niznick G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. *Compend Contin Educ Dent.* 1991;12(12):932-7.

Pellizzer E, Tonella B, Ferração R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Goiato M. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2010;37(4):401-10.

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LMR. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2011;38(5):587-94.

Peñarrocha-Diago MA, Flichy-Fernández AJ, Alonso-González R, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martínez J, Peñarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Aug;28;1:1-9.

Perez MAJ. Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. análise estrutural e fotoelástica [dissertação]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP; 2008.

Prado DSV. Avaliação do comportamento mecânico de próteses fixas implantossuportadas por meio da técnica de extensometria elétrica

[dissertação]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP; 2009.

Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci.* 2011 Aug;19(4):413-20.

Santos VMM, Sousa TCS, Louzada FF, Nishioka GNM, Nishioka RS. Strain Gauge: study of strain distributions around three Morse taper prosthetic connections with offset positioning in machined and plastic copings under vertical load. *Braz Dent Sci.* 2012 Jul./Set.;15(3):50-5.

Shepherd NJ. Affordable implant prosthetics using a screwless implant system. *JADA.* 1998;129:1732-8.

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

Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, Coelho PG. Histomorphometric evaluation of alumina-blasted/acid-etched and thin ion beam-deposited bioceramic surfaces: an experimental study in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Mar;67(3):602-7.

Tang CB, Liul SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, et al. Nonlinear finite element analysis of three implant- abutment interface designs. *Int J Oral Sci.* 2012 Jun;4(2):101-8.

Tavarez RRJ. Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, antes e após ensaios de fadiga [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru: Universidade de São Paulo - USP; 2003.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, Almeida DAF. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg.* 2011a;22:2060-3.

Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PSP, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Impl.* 2011b;37(4):401-10.

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J.* 2008 Jan;27(1):29-34.

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009 Jul;28(4):373-81.

Urdaneta RA, Marincola M. The integrated abutment crown, a screwless and cementless restoration for single-tooth implants: a report on a new technique. *J Prosthodont*. 2007;16:311-8.

Vargas LC, Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC, Anchieta RB, Kina S, et al. Regular and platform switching. Bone stress analysis with varying implant diameters. *J Oral Implantol*. 2013 Jun;39(3):326-31.

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

Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. 25a Reunião Científica da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas; 2008 Aug 30 – Set 2; Águas de Lindóia, São Paulo: Brazilian Oral Research; 2008. p. 177.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LMR, Nishioka LNBM. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(6):610-15.

Vasconcellos LGO. Estudo in vitro das micro deformações ao redor de implantes suportes de próteses parciais fixas submetidos à cargas axiais e não axiais [tese]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2011.

Winter W, Taylor TD, Karl M. Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: a finite element analysis based on in vivo strain measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 Nov-Dec; 26(6):1288-95.

Wiskott HW, Belser UC. 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.

Woo VV, Chuang SK, Daber S, Muftu A, Dodson T. Dentoalveolar reconstructive procedures as a risk factor for implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62:773-80.

APENDICE A – Tabela com os valores positivos e negativos de micro deformação obtidos no implante hexágono interno em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

Tabela 9 - Valores positivos e negativos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no implante hexágono interno em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

(continua)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6
1	-1415	-2015	-759	-180	238	83
	-1015	-1347	-596	-230	297	122
	-887	-1322	-517	-70	248	106
2	-482	-449	-898	-636	389	177
	-432	-470	-838	-526	290	115
	-422	-427	-804	-540	194	74
3	-581	-841	-431	-691	168	-24
	-596	-859	-433	-746	165	-54
	-605	-814	-367	-736	240	23
4	-504	-205	-464	-585	283	23
	-1082	-323	-878	-1135	488	121
	-826	-232	-741	-887	503	111
5	-568	-925	-798	-924	243	-115
	-545	-864	-833	-977	475	71
	-565	-860	-779	-981	512	54
6	-195	-287	-273	-148	86	-68
	-150	-177	-212	-171	205	-73
	-188	-223	-260	-210	223	-78
7	-1443	-612	-1490	-2387	128	-17
	-1458	-645	-1481	-2402	184	-93
	-1575	-674	-1532	-2585	180	-92
8	-953	-278	-774	-1438	188	-23
	-1123	-282	-659	-1694	142	-11
	-1007	-255	-715	-1549	160	-7
9	-1009	-689	-308	-613	279	-156
	-900	-411	-297	-827	269	-351
	-820	-282	-275	-731	223	-247
10	-191	-459	-773	-200	-116	-781
	-185	-429	-581	-197	-53	-563
	-195	-485	-683	-200	-117	-708

APENDICE B – Tabela com os valores positivos e negativos de micro deformação obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

Tabela 10 - Tabela com os valores positivos e negativos de micro deformação obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes

(continuação)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6
1	-5067	-1315	-4902	-319	1204	252
	-5529	-1396	-4960	-622	640	81
	-4847	-1258	-4453	-513	620	58
2	-1732	-182	-1590	-5	291	-171
	-1743	-161	-1631	-22	404	-165
	-1725	-135	-1676	-26	428	-185
3	-1533	205	-1172	-29	327	-250
	-2396	520	-1992	-60	421	-352
	-2403	504	-1909	3	427	-441
4	-4524	-56	559	-1674	921	302
	-5816	-24	673	-1323	1319	329
	-5665	9	573	-1500	1353	363
5	-43	-323	-3131	-898	-130	30
	-56	-397	-4033	-1150	-239	34
	-52	-392	-3805	-1098	-137	48
6	-2157	-127	-3617	-1212	534	-265
	-2629	-103	-4148	-1407	586	-307
	-2614	-74	-4114	-1279	725	-199
7	-644	-2126	-534	-2665	645	-475
	-350	-1211	-547	-1620	615	-474
	-383	-1695	-530	-2471	592	-475
8	-4007	-1380	-3669	-1464	1150	437
	-4522	-1393	-3831	-1606	994	357
	-4678	-1384	-3868	-1657	1164	481
9	-3092	-265	-1762	-568	889	-355
	-3411	-354	-1613	-705	405	216
	-3513	-353	-2631	-673	325	-215
10	178	-1616	-441	-525	1324	-503
	252	-2063	-555	-570	1203	-516
	297	-2360	-520	-580	1192	-553

