



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

GABRIELA NOGUEIRA DE MELO NISHIOKA

**ANÁLISE COMPARATIVA DAS TENSÕES E DEFORMAÇÕES
ENTRE PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS DE TRÊS
ELEMENTOS COM DOIS OU TRÊS PILARES**

2016

GABRIELA NOGUEIRA DE MELO NISHIOKA

**ANÁLISE COMPARATIVA DAS TENSÕES E DEFORMAÇÕES ENTRE
PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS DE TRÊS ELEMENTOS COM DOIS
OU TRÊS PILARES**

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

Orientador: Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

São José dos Campos

2016

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2016]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Nishioka, Gabriela Nogueira de Melo

Análise comparativa das tensões e deformações entre próteses implantossuportadas de três elementos com dois ou três pilares / Gabriela Nogueira de Melo Nishioka. - São José dos Campos : [s.n.], 2016.
80 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2016.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra.

1. Implante Dentário. 2. Prótese Fixa. 3. Extensometria. 4. Fotoelasticidade. 5. Biomecânica. I. Saavedra, Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima

Instituto de Ciência e Tecnologia
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. José Scarso Filho

Faculdade de Odontologia de Araraquara
Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Campus de Araraquara

São José dos Campos, 30 de novembro de 2016.

Dedico esta dissertação...

Á Deus pela vida, cheia de encantos e amor, pela paz que existe em meu ser.

Ao meu filho Davi, meu pequeno, meu amor! Suas risadas, seu carinho e suas sapequísses fazem o meu dia muito mais feliz.

Ao meu marido, meu maior incentivador profissional, sem você nada disso existiria.

Á minha Mãe, minha amiga e companheira. Obrigada por ser você, essa pessoa que transborda simpatia, que não mede esforços para ajudar o próximo.

Ao meu pai, minha referência, minha base, meu exemplo. Agradeço por tudo.

Ao meu irmão, a Jú, minha Avó. Obrigada pelo apoio.

...Essa conquista é compartilhada com vocês

Agradecimentos

Ao meu orientador, **Guilherme S. F. A. Saavedra**. Grande inspirador e excelente professor. Expresso aqui meus sinceros agradecimentos.

Ao Programa de Pós-graduação, ao coordenador **Alexandre Luiz Souto Borges** e os docentes do programa que fazem um trabalho inigualável e incrível.

Aos amigos e colegas de pós-graduação, estar com todos vocês foi um imenso prazer. Com certeza a trajetória com vocês foi menos árdua

À equipe da biblioteca e da pós-graduação, pela atenção e carinho com todos.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológico e Prótese: **Fernando, Marcão, Ju e Lillian**.

Obrigada aos técnicos do Laboratório de pesquisa: **Marcos Vestalíe (in memorian), Marcio e Thaís**.

Às minhas grandes amigas, **Ana Carolina Bosco Mendes, Ana Paula Macarini, Letícia Brito Machado, Carolina Calcíolari, e Paola B. Cavaliere**. Vocês são únicas.

Agradeço a todos que colaboraram com esta dissertação.

“É proibido chorar sem aprender,
Levantar-se um dia sem saber o que fazer
Ter medo de suas lembranças.
É proibido não rir dos problemas
Não lutar pelo que se quer,
Abandonar tudo por medo,
Não transformar sonhos em realidade”

Pablo Neruda

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	10
RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	12
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1 Biomecânica e osseointegração	17
2.1.1 Utilização da extensometria	24
2.1.1.1 Fotoelasticidade	30
3 PROPOSIÇÃO	36
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	37
4.1 Confecção dos blocos experimentais	40
4.1.1 Confecção dos blocos de poliuretanos.....	40
4.1.1.1 Realização das perfurações, instalações dos implantes e dos pilares protéticos	43
4.2 Preparação das estruturas em resina acrílica	45
4.3 Inclusão, fundição e acabamento das estruturas.....	47
4.4 Extensometria.....	49
4.5 Aplicação da carga.....	51
4.6 Obtenção dos blocos em resina fotoelástica.....	52
4.7 Análise fotoelástica	55
4.7.1 Montagem do polariscópio	55
4.7.1.1 Verificação das tensões residuais	56
4.7.1.1.1 Ensaios mecânicos	57
5 RESULTADO	58
5.1 Análise pela extensometria	58
5.2 Análise fotoelástica	60

6 DISCUSSÃO	65
7 CONCLUSÃO	71
REFERÊNCIAS*	72

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Matriz desmontada utilizada para a confecção do bloco de poliuretano.....	40
Figura 2 - Matriz na configuração 1	41
Figura 3 - Matriz na configuração 2	41
Figura 4 - Confecção da primeira parte do bloco de poliuretano.....	42
Figura 5 - Confecção da base do bloco	42
Figura 6 - Matriz de alumínio fixa no bloco.....	43
Figura 7 - Implantes instalados no bloco 2.....	44
Figura 8 - Pilares posicionados (A). Coifas plástica sobre os pilares (B).....	44
Figura 9 - Componente montado	45
Figura 10 - Base da matriz (A). Parte superior de encaixe da matriz (B).....	46
Figura 11 - Estrutura em resina acrílica para o bloco 2.....	46
Figura 12 - União das coifas plásticas com os corpos de resina acrílica.	46
Figura 13 - Adaptação do conduto de alimentação a base formadora de cadinho	47
Figura 14 - Adaptação do conduto.....	48
Figura 15 - Corpo de prova fundido após acabamento	48
Figura 16 - Estruturas no bloco de poliuretano.....	49
Figura 17 - Extensômetros colados em posição. Bloco 1 (A). Bloco 2 (B).....	49
Figura 18 - Extensômetros e placas terminais fixados no bloco de poliuretano	50
Figura 19 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC).....	51
Figura 20 - Aplicação de carga nos pontos A, B e C	52
Figura 21 - Transferentes em posição	52
Figura 22 - Fio dental formando um arcabouço (A). Resina acrílica vermelha sobre o fio dental.....	53
Figura 23 - Caixa molde em cera contendo o bloco de poliuretano.....	53
Figura 24 - Silicone sendo vertido dentro da caixa molde	54

Figura 25 - Blocos de fotoelasticidade com os implantes em posição.	55
Figura 26 - Polariscópio Vista frontal (A) e lateral (B)	56
Figura 27- Padrão de franjas: N=0 (Preta), N=1 (Transição violeta/azul), N=2 (Transição de vermelho/verde), N=3 (Transição de vermelho/verde)	57
Figura 28- Comparação das médias e desvios padrões dos grupos implante 2 e implante 359	
Figura 29 - <i>Box Plot</i> das 6 microdeformações ($\mu\epsilon$) por ponto de aplicação (A, B e C).....	59
Figura 30 - Bloco após o protocolo de alívio de tensões. Infraestrutura apenas posicionada (A) e infraestrutura após o torque de 10 Ncm (B)	61
Figura 31 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto A)	61
Figura 32 - Ensaio mecânico no segundo implante (ponto B)	62
Figura 33 - Ensaio mecânico no terceiro implante (ponto C)	62
Figura 34 - Bloco 2 após o protocolo de alívio de tensões. Infraestrutura apenas posicionada (A) e infraestrutura após o torque de 10 Ncm (B)	63
Figura 35 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto A)	63
Figura 36 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto B)	63
Figura 37 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto C)	64

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Descrição dos materiais e fabricantes utilizados no estudo.....	38
Quadro 2 - Descrição dos equipamentos utilizados no estudo.....	40
Tabela 1 - Média dos valores obtidos pelos 4 extensômetros (SG) nos pontos de aplicação de carga (A, B e C).....	61
Tabela 2 - Análise: ANOVA de medidas repetidas dois fatores para os dados obtidos.....	63
Tabela 3 - Formação de grupos homogêneos de mesmo desempenho de desajuste marginal. Teste de Tukey (5%) para a comparação de médias de todos os seis grupos entre si.....	63

Nishioka GNM. Análise comparativa das tensões e deformações entre próteses implantossuportadas de três elementos com dois ou três pilares [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2016.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar as tensões e deformações *in vitro*, por meio da fotoelasticidade e da extensometria, em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos variando o número de pilares: dois e três. O primeiro bloco de poliuretano (modelo mestre 1) recebeu três implantes e o segundo (modelo mestre 2) recebeu dois implantes, todos de hexágono externo. Em seguida, os modelos mestre foram duplicados em resina fotoelástica. Pilares protéticos microunit foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm. Sobre os pilares protéticos dos modelos mestre foram parafusados cilindros plásticos, que receberam estruturas em padrões de resinas, os quais foram fundidos em liga de Ni-Cr (n=10). Quatro extensômetros foram colados na superfície de cada bloco de poliuretano, tangenciando os implantes. Nos modelos mestre e nos modelos fotoelásticos, cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10 Ncm. Os dados obtidos na extensometria foram submetidos aos testes estatísticos RM ANOVA e Tukey (5%). As franjas isocromáticas obtidas nos modelos fotoelásticos após cada condição de carga foram registradas com uma câmera digital, visualizadas em um programa de computador e comparadas qualitativamente. Resultados: Houve uma diferença estatística significativa entre a quantidade de suporte de uma prótese fixa ($p=0,001$). Os resultados revelaram que três implantes apresentaram uma melhor distribuição das cargas em qualquer ponto analisado e que a região de pântico da prótese é o local que apresenta maior diferença na quantidade de deformação ($2326,95\mu\epsilon$ para 2 implantes e $1006,57\mu\epsilon$ para 3 implantes). Nas imagens fotoelásticas foi possível visualizar uma melhor distribuição das tensões no bloco com 3 implantes. Conclusão: Ambos os métodos apresentaram resultados similares. Esse estudo sugere que uma prótese fixa pode ser suportada por 2 ou 3 implantes.

Palavras-chave: Implantes dentário. Prótese fixa. Extensometria. Fotoelasticidade.

Nishioka GNM. *Stress and strain distribution around dental prostheses supported by two or three implants [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2016.*

ABSTRACT

The present study used photoelastic and strain gauge analysis to compare stress and microstrain to perform an in vitro evaluation of the effect of the numbers of support in a implant-supported fixed partial prostheses with three elements. The first polyurethane block (master model 1) will contain three implants and the second block (model 2) two of them, all implants have a external hexagon. Then, the master models were duplicated in photoelastic resin. Microunit abutments were connected to the implants and received a 20 Ncm torque. Over the master model plastic prosthetic cylinders were screwed the abutments that received standard patterns cast in Ni-Cr alloy (n=10). Four strain gauges (SG) were bonded in the surface of the block, tangentially to the lateral implants. On the master model and photoelastic model, each metallic structure were screwed onto the abutments with a 10 Ncm torque. The data obtained from the strain gauge were analyzed statistically by RM ANOVA and Tukey's test, with a 5% conventional level of significance. The isochromatic fringes obtained in the photoelastic models after each load condition were recorded with a digital camera, visualized with software to facilitate qualitative analysis. Results: There was statistically significant differences in support of FPD (p=0,001). The results demonstrated that 3 implants has higher stress distribution and in the pontic of FPD we found higher stress (2326,95µε in 2 implants and 1006,57µε in 3 implants). In photoelastic images, 3 implants presented better stress distribution than 2 implants. Conclusions: Both methods found similar results. This study suggests that FPD can be supported by two or three implants.

Keywords: Dental implants. Fixed dental prosthesis. Strain gauge. Photoelastic analysis.

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados desenvolvidos por Branemark apresentaram uma credibilidade incontestável devido a sua taxa de sucesso de 94 % nos casos realizados em maxilas desdentadas, não apresentando nenhum risco ou complicação grave além de um prognóstico favorável por um período superior a 5 anos. Inicialmente, a aplicabilidade dos implantes osseointegrados se restringiam a mandíbulas totalmente edêntulas, com a colocação de 4 ou 6 implantes em uma prótese do tipo protocolo (Branemark et al., 1977). Porém, esse não é o único panorama da realidade e, atualmente, os tratamentos também envolvem a colocação de implantes em pacientes parcialmente desdentados, a fim de suprir a falta de elementos em paciente com perdas apenas pontuais.

O tratamento realizado com implantes dentários para reconstrução do elemento dentário perdido embora seja ainda de alto custo, vem sendo mais acessível com a chegada de novos materiais e com os avanços tecnológicos recentes (Kim Y et al., 2014; Walton et al., 2015). As vantagens funcionais e biológicas da reconstrução com os implantes comparadas com próteses fixa convencional são incontestáveis para muitas situações clínicas (Bragger et al., 2005). O conforto para a mastigação, para a fala, a estética e a relativa facilidade de higienização tornam os implantes osseointegrados promissores quanto a alta expectativa gerada em relação ao tratamento. Existem diversos planejamentos protéticos para prótese sobre implantes dependendo da situação óssea, tecidual e da saúde do paciente (Ueda et al., 1993; Baracat et al., 2009; Palmer et al.; 2012).

Determinadas situações clínicas críticas que apresentam limitações fisiológicas como a profundidade do nervo alveolar inferior ou a expansão do seio maxilar necessitam de procedimentos adicionais, por exemplo o enxerto ósseo, de modo a possibilitar a colocação do implante (Mish et al., 1999). Tais procedimentos tornam o custo da reabilitação mais elevado e, em alguns casos, mais demorados também. A conduta mais efetiva é a implantação do menor número de implantes (unicamente em regiões onde há condição e qualidade óssea) com coroas em *cantilever* ou prótese fixa sobre implantes. Isto não somente a torna viável em termos financeiros, mas também gera uma menor agressão ao paciente que deixa

de ser exposto a enxertos ou a outros procedimentos cirúrgicos, reduzindo também o número de consultas clínicas (Salvi, Bragger, 2009; Palmer et al., 2012; Mashid et al., 2014; Walton, 2015).

A fixação de dois implantes e uma prótese fixa de três elementos tem sido uma opção para casos onde o espaço edêntulo permite e não há condição óssea ideal para três implantes (muitas vezes pela presença do forame mental) ou quando a condição financeira dita o planejamento. Na prática, é uma conduta muito utilizada pelos clínicos, porém não existem dados suficientes na literatura que apoiem ou que comparem a casos onde é instalado três implantes para uma prótese de três elementos.

Existe um consenso que a amplitude da carga mastigatória afeta a arquitetura óssea, tanto qualitativa como quantitativamente o conjunto osso-implante (Quirynen et al, 1992; Mericske-Stern et al., 2000). A influência da carga oclusal está diretamente relacionada com a perda dos implantes (Isidor, 2006). As condições da aplicação das cargas axiais podem afetar o aspecto biomecânico e são mais relevantes quando comparadas a qualidade do osso e ao comprimento do implante nesse processo de perda (Çehreli et al., 2004, 2009). Dessa forma, o conhecimento de que a sobrecarga oclusal pode atuar desfavoravelmente na manutenção do implante permite inferir numa necessidade da utilização de técnicas como a extensometria para avaliar as micro deformações *in vivo* (Çehreli et al., 2006; Heckmann et al., 2006) em cadáveres humanos (Cehreli et al.; 2009) e principalmente *in vitro* (Çehreli, 2004; Akça et al., 2008; Nishioka et al., 2010, 2011; Abreu et al., 2010; Holleg, 2012).

O número de estudos diretrizados para se comparar o relacionamento mecânico de próteses sobre dois ou três pilares protéticos na região posterior são insuficientes (Kitamura et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Huang et al., 2005; Karl et al., 2006, 2008). A análise laboratorial ou de observação clínica pode fornecer pouca informação a respeito do padrão de transferência das tensões. No entanto as análises por extensometria revelaram que os pilares protéticos mais próximos ao braço de alavanca registraram maior deformação pela compressão (Suedam et al., 2009, 2016).

Modelos experimentais *in vitro* podem ser utilizados para verificar o comportamento do carregamento estático nos implantes assim como a resposta

óssea consequente a este ensaio mecânico. Portanto, para análise do comportamento de tensão e/ou deformação do osso, são utilizadas diversas técnicas entre elas a extensometria, a fotoelasticidade, a correlação de imagem digital e a análise por elementos finitos (Goiato et al., 2009). A extensometria ou strain gauge é um método prático, de baixo custo e alta precisão para mensurar a micro deformação superficial por meio de um sensor elétrico. Existem diversos modelos de sensores e a escolha deste irá influenciar na otimização do seu desempenho. A seleção depende de condições operacionais e ambientais como: o material no qual o sensor será instalado, temperatura do ambiente e o tipo de carga a ser testada (Vishay Micromeritics, 2014).

A fotoelasticidade é outro método para avaliar o comportamento do conjunto implante-prótese frente ao carregamento estático. Utilizando duas lentes polarizadas e modelos constituídos a base de polímeros transparentes que exibem o fenômeno de dupla refração ao serem deformadas. Os modelos são posicionados para o ensaio sendo o registro fotográfico realizado antes e depois da aplicação de carga. Pode-se observar, ainda, de acordo com a quantidade de carga aplicada, o comportamento da configuração de franjas isocromáticas, que variam de coloração, em número e em distância de uma franja a outra (Brodsky et al., 1975; Clelland et al., 1993; Tiozzi et al., 2014.).

A tensão gerada ao redor do implante pela aplicação de carga deve estar dentro do limite fisiológico (4000 $\mu\epsilon$) suportado pelo osso mandibular sem que haja agressão (Frost, 1994). Caso a força do impacto gerado sobre o implante ultrapasse o limite, poderá ocorrer alteração na osseointegração (perda óssea e pobre/fraca retenção mecânica) e conseqüentemente uma alteração da estabilidade do conjunto protético (Frost, 1994; Isador, 1997; Akça et al., 2008). O planejamento protético deve ser fundamentado tanto na etapa cirúrgica quanto na etapa da confecção da prótese para que o sucesso do resultado final esteja presente tanto na ótica do profissional quanto na do paciente, ou seja, um tratamento de qualidade e longevidade (Taylor et al., 2000).

Riscos mecânicos e técnicos desempenham um papel importante na implantodontia, pois tendem a gerar altas taxas de reparações e reconstruções afetando: o tempo do tratamento, o financeiro e até mesmo a qualidade de vida (Salvi, Bragger, 2009)

Nos casos posteriores (zonas não aparentes) onde houve uma perda de 3 elementos dentários e a anatomia óssea se encontra suficiente a resolução padrão consiste na colocação de 2 implantes para suportar uma unidade fixa de 3 elementos com o pântico central (Belser et al., 2000). Porém foi verificado que a perda de implantes e os problemas mecânicos ocorrem numa frequência maior em próteses realizadas sobre duas fixações do que sobre três (Heckmann et al., 2006). Duas fixações para uma resolução protética de três elementos demonstram comportamento biomecânico diferente da situação onde três fixações restabelecem três elementos protéticos. Assim sendo, próteses semelhantes submetidas a cargas oclusais de mesma intensidade podem agir de modos diferentes uma vez que a resultante das tensões a serem transmitidas para os implantes e para o osso depende do número de implantes utilizados.

Mesmo com altos índices de sobrevida da prótese fixa sobre implante, complicações técnicas, biológicas ocorrem com frequência (Jemt, 1991; Bragger et al., 2005; Pjetursson et al., 2007). Não há estudos na literatura odontológica sobre as tensões e deformações de forma quantitativa e qualitativa nas próteses parciais fixas de três elementos suportadas por dois e três implantes, avaliadas *in vitro* por meio da extensometria e da fotoelasticidade, sendo este o objetivo deste estudo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A descoberta de Branemark e colaboradores (1977) sobre a fixação dos implantes no osso denominada osseointegração fez com que os implantes auxiliassem na reposição dentária do desdentado. Os resultados foram tão satisfatório quanto a função mastigatória e qualidade de vida que foram expandidos além do edêntulo; a prótese unitária e a prótese fixa sobre implante também foram encaixadas no tratamento com implantes. Reabilitar protéticamente um paciente tanto na mandíbula quanto na maxila por meio de implantes dentários é cada vez mais usual graças à diminuição do custo do implante advinda de avanços tecnológicos e introdução de novos materiais (Lekholm et al., 2006; Kim Y et al., 2014).

A utilização de implantes osseointegrados pode influenciar positivamente a mentalidade desses usuários (Takemae et al., 2012). Transformar a qualidade de vida dos pacientes, alguns que apresentavam ausência de elementos dentários na cavidade oral ou próteses (total, removível ou fixa) com a instalação da prótese sobre implante a mastigação, fala, estética melhoraram, assim como conforto e maior facilidade para higiene, altos níveis de satisfação com o resultado do tratamento fazem os implantes serem bem aceitos e recomendados pelos próprios usuários (Pjetursson et al., 2004; Baracat et al., 2009; Palmer et al., 2012; Menassa et al., 2016).

Neste capítulo procurou-se dividir em 3 tópicos os artigos relacionados com o tema estudado: Biomecânica e Osseointegração, Utilização da Extensometria e Análise Fotoelástica. Esta revisão de literatura consta de estudos relevantes da Odontologia promovendo um estudo sobre o estado atual das próteses sobre implante.

2.1 Biomecânica e osseointegração

Estudos evidenciaram o sucesso da implantodontia, tanto os princípios biológicos da osseointegração tem sido investigados como experiências clínicas que

revelaram a saúde do implante ao redor do tecido sucede uma longevidade do tratamento (Mericske-Stern et al., 1995; Lekholm et al., 2006). Em geral, os efeitos da aplicação de força inadequada podem levar ao aparecimento de lascamento da porcelana, perda do implante, perda e fratura do parafuso e principalmente reabsorção óssea (Pjetursson et al., 2004; Lekholm et al., 2006; Palmer et al., 2012; Wittneben et al., 2014).

A reabilitação protética preconizada por Branemark em 1977 apresentava um sucesso de 94% e a desconhecida razão para que nem todos os implantes alcançassem a osseointegração fez com que diversos pesquisadores fossem a procura de falhas que ocorressem em alguma etapa do processo de cicatrização ou da dinâmica sobre o conjunto prótese e implante após a osseointegração já instalada. Isidor (1997) avaliou em seu estudo o comportamento da osseointegração sobre a influência da sobrecarga oclusal e acúmulo de biofilme ao redor de implantes instalados em macacos. Após 18 meses da etapa cirúrgica, foi realizado o exame anatomopatológico dos tecidos e observou que os implantes que estavam em supra-oclusão tiveram perda de osso e conseqüentemente perda parcial ou completa da osseointegração. Os implantes com acúmulo de placa estavam osseointegrados, porém exibiam uma leve perda óssea marginal, apresentavam um sangramento marginal durante a sondagem de 85% das faces; em contrapartida, os implantes com excessiva carga oclusal 42% das faces apresentaram sangramento.

Existem diferentes tipos ósseos, com a redução da quantidade e qualidade desse osso aumenta-se o risco do insucesso e fracasso (Bonachela, Rosseti, 2002). Merheb e colaboradores (2015) observaram a perda do osso marginal e implantes que falharam quando os mesmos estavam em função por 5 anos. Por meio de exames radiográficos (panorâmica e periapical) eles determinaram a textura do osso mandibular (esponjosos e medular) e medidas de largura do osso cortical relacionando com o osso marginal. Para este estudo houve a colaboração de 460 indivíduos, 29 deles perderam no mínimo um implante por falhas biomecânicas tendo que ser removido (taxa de sucesso de 93.7%). As características do osso medular e esponjoso foram significantes na previsão de falha de implante e perda de osso marginal, uma vez que estão relacionados com a estabilidade primária do implante. O osso esponjoso desempenha um papel importante na resistência à carga exercida pelo implante (Merheb et al., 2015).

A falta de integração do implante ao redor do osso proveniente da excessiva força gerada pela mastigação foi uma hipótese investigada por Wiskott e Belser (1999). A carga ao ser aplicada ao osso gera uma deformação na sua estrutura. O relacionamento entre a tensão aplicada e a homeostasia do osso é um problema inerente que ocorre no arranjo estrutural do tecido ósseo, que pode ser quantificada durante a observação da alteração geométrica do espécime. A fisiologia normal do osso implica em ciclos de reposição e absorção do osso. Com bases em estudos clínicos e experimentais realizados previamente foi reportado que a diferença entre o volume do osso que foi depositado e o que foi absorvido é a função dos diversos tipos de modificações que ocorrem no osso, podendo ser um crescimento ou uma reabsorção. Se a microdeformação se encontrar entre 0-100 $\mu\epsilon$, haverá um desuso ou reabsorção óssea. A carga normal, homeostasia óssea, é expressa por valores de 100 $\mu\epsilon$ a 2000 $\mu\epsilon$. Um carregamento moderado é quando o tecido ósseo é submetido a uma tensão mais elevada, podendo levar ao aparecimento de um aumento da massa óssea, a microdeformação está no intervalo de 2000 $\mu\epsilon$ a 4000 $\mu\epsilon$. O estímulo mecânico inapropriado de uma sobrecarga patológica acima de 4000 $\mu\epsilon$ excede a tolerância da fisiologia do osso, causando micro-fraturas um dano irreversível a arquitetura óssea não havendo reparação tecidual. Fraturas ósseas podem ocorrer em microdeformações acima 20000 $\mu\epsilon$. Durante a fase de formação da renovação óssea, os osteoblastos (formadores da matriz calcificadora) são mais estimulados por sinais biomecânicos se a amplitude da carga for adequada, estando dentro dos valores encontrados.

Um estudo prolongado de 15 anos monitorou consecutivamente 76 pacientes providos com prótese fixa sobre implantes na maxila edêntula. Todos os indivíduos foram avaliados radiograficamente, classificados quanto ao tipo de osso durante a cirurgia de implante, complicações e monitoramento anual da manutenção também foi observado. 43 pacientes desistiram de contribuir com o monitoramento da prótese ou faleceram ou haviam mudado de cidade, os que permaneceram na avaliação apresentaram uma tendência a ter maior sucesso no implante. No total 37 implantes e 5 próteses fixas foram perdidas, 9 implantes falharam no primeiro ano em função, 5 no momento da cirurgia. Dos casos estudados, 90.6% e 90.9% obtiveram sucesso nas próteses fixas e implantes respectivamente. Os maiores problemas foram a fratura e desgaste da resina,

observou-se também a perda média de osso marginal de 0.4 mm no primeiro ano e 0.5 mm em 5 anos e 1,3% teve um acúmulo de perda de osso maior que 3 mm após 15 anos (Jemt, Johansson, 2006).

Misch em 2006 verificou que a osseointegração entre o conjunto implante e osso depende da densidade óssea inicial, pois isso irá favorecer uma melhor imobilização mecânica do implante permitindo que a distribuição e transmissão das cargas aplicada à prótese. Quanto maior a superfície de contato osso-implante, melhor será a distribuição de cargas e menor será a tensão gerada no local. Outro fator que contribuiu para uma melhor dissipação das forças e assim minimizar a tensão ao redor do implante é a presença de um elemento dental distal (segundo molar) ao ultimo implante instalado, o contato proximal distal da coroa sobre implante do primeiro molar na região posterior ajuda a transmissão de forças (Aguiar Jr, 2013)

Segundo Weinberg L. (1993) a distribuição das forças na dentição natural depende da micromovimentação induzida pelo ligamento periodontal, implantes osseointegrados não apresentam essa micromovimentação associado a distribuição de carga, isto é, cada sistema apresenta uma transmissão própria entre os componentes. Alterações na morfologia das cúspides e localização do contato são sugeridos para atenuar um sobrecarregamento. Nos implantes não acontece uma movimentação maior que 0.5mm e a força incidida se concentra na crista alveolar. Pela ótica de Leucht et al. (2006), o sucesso do implante e a longevidade clínica dependem de como o mecanismo de tensão é transferido ao osso e ao tecido adjacentes.

A carga excessiva na interface osso-implante é um dos fatores que leva a perda de osso marginal ao redor do implante (Quirynen et al., 1992; Leucht et al., 2007). Em 1994, Frost realizou um estudo sobre a lei de Wolff e a adaptação estrutural do osso frente a estímulos/força mecânicos. De acordo com a lei de Wolff, toda mudança na forma ou na função do tecido ósseo é seguida por mudanças nas estruturas internas deste tecido, seguindo de alterações na conformação externa. O microdano no osso e a atividade de remodelação associada com o processo de reparação dessas regiões foram pesquisados em um teste *in vivo*. A Unidade Básica Multicelular(BMU) do osso é responsável por promover a conservação ou absorção do tecido ósseo, contudo não é característico dela o aumento do tecido; ou seja, a

sobrecarga no osso pode aumentar microlesão de modo a incentivar a BMU a criar e remodelar para realizar o reparo, isso pode acontecer em fraturas patológicas e em sobrecarga óssea por implantes ou prótese. Os locais no qual a deformação ao estímulo mecânico é menor que $50 \mu\epsilon$ ocorre um desuso do tecido, como a reabsorção óssea; se a deformação for de $1500 \mu\epsilon$ ocorre a remodelação lamelar que provoca uma reformulação e reforço, as forças abaixo de $2000 \mu\epsilon$ são facilmente reparadas pelas células BMU, se os valores estiverem acima $3000 \mu\epsilon$ gera uma desorganização da remodelação originando reabsorção óssea. Fraturas ósseas são observadas em microdeformação com valores acima de $25000 \mu\epsilon$.

A força de mordida varia de acordo com a posição de cada dente na arcada e de individuo para individuo. Mericske-Stern et al. (1995) selecionou pacientes para investigar a força máxima de oclusão e a sensibilidade tátil oral e os dividiu em dois grupos: 1 (parcialmente desdentado com implantes ITI ou coroas individuais presentes e 2 (pacientes totalmente dentados com dentes naturais saudáveis e no mínimo 24 dentes, estabelecidos como grupo controle). A força máxima de oclusão foi mensurada por meio de um mini transdutor de forças localizado entre o antagonista do implante/dente ou dente/dente. A detecção do limiar da pressão mínima (sensibilidade tátil passiva) foi registrada por meio de um dinamômetro e a atividade da sensibilidade tátil (sensibilidade tátil ativa) foi revelada com a utilização de uma fina folha de aço (com espessuras de 100 a $10 \mu\text{m}$), todos os voluntários foram instruídos a morderem com o máximo de força a folha de aço. O grupo dentado (grupo 2) obteve o maior valor de mordida no segundo pré-molar com média 450 N e uma redução para 300 N para primeiro pré-molar e molar, o grupo 1 obteve para segundo pré-molar de 300 N e primeiro pré-molar e molar de 200 N . O limiar de pressão mínima foi significativamente mais alta nos implantes que nos dentes naturais. A média do número de erros de avaliação após o teste com a folha de aço foi de 3.2 para o conjunto implante/dente e 2.6 para o grupo controle. No grupo com próteses variadas suportada por implante em conjunto com dente natural não houve diferença estatística diante a mensuração de coroas unitárias ou prótese suportada apenas por implante. Comparação entre o grupo 1 e grupo controle não revelou diferença significativa da mensuração. O padrão da função mastigatória depende principalmente do estado da dentição, tipo de restaurações, aspectos

psicológico e em segundo aspecto com relação a presença de implantes. A análise revelou que a influencia da idade não foi um fator significativo.

Forças oclusais durante a mastigação são transmitidas ao implante que transfere ao osso de suporte através da prótese, as cargas que são excessivas levam a perda óssea (Isidor, 1997, 2006; Leucht et al., 2007). A tensão gerada no osso ao redor do implante é influenciada pela posição de aplicação de força (centro da prótese, região vestibular e lingual), direção da aplicação de carga (axial ou oblíqua) e inclinação do implante (vertical ou angulado). Os implantes com posicionamento angulado sofrem maior deformação ao redor do osso, conforme a inclinação (angulação) aumenta a deformação também se eleva, originando microfraturas no osso. Inclinação do implante para lingual em 15° e 45° com aplicação de forças na cúspide lingual apresentam maiores níveis de deformação (simulação de um/para primeiro molar inferior). Aplicação de carga de forma vertical ou pelo menos próximas do longo eixo axial do implante (ou até 2 mm do eixo longitudinal do implante) são indicados para uma longevidade e sucesso, mudança na angulação do implante tem um efeito considerável na distribuição das tensões ao longo do implante e interface com o osso. (Watanabe et al., 2003; Abreu et al., 2012). O fator crucial que afeta o resultado do tratamento reabilitador é a maneira pela qual as forças oclusais são transferidas pela interface osso-implante (Cehreli et al., 2004).

O efeito do número de implantes na distribuição de tensão em uma prótese fixa unida na região anterior quando combinada com uma prótese parcial removível na região posterior foi verificada por Mahshid et al. (2014). Quatro modelos foram desenhados para análise de elementos finitos contendo implantes suportando uma prótese unida entre a região de caninos e uma prótese removível com pré-molares e primeiro molar. Os modelos foram diferenciados por conter números diferentes de implantes: 2 (região de canino), 3 (na região de canino e na distância média entre eles), 4 (região de canino e dois distribuídos equidistantes) e 5 (região de canino e 3 distribuídos equidistantes entre canino). Os modelos com 2, 3 e 4 implantes revelaram que ter uma melhor repartição de esforços conforme o número de implantes aumenta. No modelo com 5 implantes observou uma maior concentração de tensão nos implantes distais.

Na região de molar a força de mastigação pode levar ao deterioramento da prótese e do osso alveolar. Modelos tridimensionais de elementos finitos

compararam a biomecânica entre implantes, na região de pré-molar foi inserido um implante padrão (3,75 mm de diâmetro) e na região de primeiro molar houve variação de três tipos de suporte: padrão, largo (5 mm de diâmetro) e dois implantes padrão (com ou sem união das coroas do pré-molar e molar) de uma região posterior parcialmente desdentada. Concluíram que houve semelhança na distribuição de esforços entre o implante largo e dois implantes, que ambos ordenam uma melhor distribuição dos esforços ao redor do osso. O benefício em unir coroas é válido quando há diferença na capacidade de suporte (Huang et al., 2005). No contexto de aplicação de forças, arquitetura óssea é dependente da deformação (alteração da forma) e não da tensão propriamente dita (Wiskott, Belser, 1999).

Pjetursson et al. (2007) afirmou baseado em estudos prospectivos e retrospectivos que após 5 anos uma prótese fixa convencional apresenta uma taxa de sobrevivência de 93.8% e que prótese fixa sobre implante apresenta 95.5%; após 10 anos em função, a estimativa de sobrevivência decaiu para 89.2% e 86.7% respectivamente. Observou também que as reabilitações com próteses fixas sobre implante apresentam complicações técnicas mais elevadas (prejuízo ósseo, fratura do implante, fratura do parafuso ou pilar, perda da retenção devido ao cimento, fratura ou deformação da infraestrutura ou da cerâmica de cobertura, perda do parafuso de retenção/fixação de acesso a restauração) e que coroas metalocerâmicas apresentaram um índice de sobrevida significativamente maior que coroas sem metal após 5 anos em função.

Um acompanhamento clínico por 10 anos monitorou 303 pacientes em 397 reconstruções protéticas metalocerâmicas sobre implante, entre elas 268 casos de coroas unitárias e 127 coroas próteses fixas (2 a 6 elementos). O lascamento da cerâmica de cobertura foi a complicação técnica mais frequente e principalmente nos casos de prótese fixa, provavelmente relacionado com o contato direto da fricção. Uma hipótese para esta explicação é com o aumento da fricção da dentição, a reconstrução suportada por implante recebe maior tensão e carga vinda da longevidade da sua utilização. A geometria e o tamanho da prótese fixa correspondem ao aumento da probabilidade de falhas que podem ocorrer em comparação com coroas unitárias (Wittneben et al., 2014).

Segundo Bragger et al. (2005) a ocorrência de complicações (como perda ou fratura do parafuso de retenção ou fixação, lascamento/fratura da porcelana, perda

do implante ou dente suporte, fratura da infraestrutura, contato/intrusão oclusal) aumentaram o risco de falhas. Essa conclusão foi embasada em um estudo prospectivo no qual foi avaliado complicações/falhas técnicas e biológicas em coroas unitárias e prótese fixa em implantes (implante/implante e implante/dente). Houve uma menor falha biológica em casos de prótese fixa implante/implante do que implante/dente, que também apresentou uma maior frequência em falhas técnicas que os outros dois grupos testados. A porcentagem de falhas na reconstrução pós 10 anos em função foi 10.1% das coroas unitárias, 6.1% implante/implante e 31.8% implante/dente (Bragger et al., 2005).

2.1.1 Utilização da extensometria

“Identificar os esforços aplicados sobre a prótese é de fundamental importância para avaliar as tensões envolvidas no implante” (Rubo, Souza, 2001). As aplicações de recursos da Ciência de Computação potencializaram os conhecimentos sobre a reação de um determinado material diante de algum esforço.

A extensometria é utilizado para avaliar a deformação das estruturas por meio de extensômetros (*strain gauge*). Os extensômetros são pequenas resistências elétricas que sofrem uma mínima deformação, alterando a resistência criada para uma corrente de baixa intensidade que percorre por ela medindo a deformação do objeto no qual está fixado. O sinal elétrico é capturado e envia os dados para serem transformados em sinal digital possível de ser lido pelo computador. Esses pequenos extensômetros são extremamente precisos em capturar as deformações quando submetido por forças (Rubo, Souza, 2001). Eles podem ser fixados sobre modelos, sobre osso, sobre a infraestrutura e sobre implantes (Cehreli et al., 2004, 2009; Heckamnn et al., 2006; Karl et al., 2008; Nishioka et al., 2010, 2011; Holleweg et al., 2012.)

A aplicação de extensômetros em teste *in vitro* e *in vivo* são muito utilizados em conjunto com outros testes laboratoriais para explicar interações biomecânicas de prótese suportadas por implante (Goiato et al., 2009). Heckman e colaboradores utilizaram os extensômetros em paciente e em bloco de resina epóxi juntamente

com análise de elementos finitos para ilustrar a tensão gerada no pântico em uma prótese fixa de três elementos sobre dois implantes e como funciona a distribuição de cargas no osso. No bloco de resina foram posicionados 5 extensômetros (mesial e distal para cada implante e sobre o pântico), observando a deformação superficial que ocorreu na superfície dos blocos e no centro da infraestrutura. Com base nesses resultados o teste *in vivo* foi realizado e na cavidade oral o extensômetro foi instalado somente em cima do pântico, em uma infraestrutura metálica, por um período de 6 minutos para mensuração. Após obter os dados de deformação, houve também o ensaio em um modelo matemático para verificar a tensão gerada no osso ao redor do implante. A análise de elementos finitos ilustrou o procedimento clínico em três dimensões e pode concluir que não houve uma verdadeira adaptação passiva sem que ocorresse um certo grau de deformação, a prótese causa um stress residual acima de 30 MPa que para um implante único a força aplicada foi de 200 N, que está dentro do limite fisiológico do osso.

A análise da distribuição da deformação também foi realizada por Rezende et al., (2015), que verificou a tensão em um único implante por meio da extensometria e análise de elementos finitos. As características das estruturas utilizadas eram: implante parafusado, pilar de cinta de 5mm, infra estrutura de metal (Cobalto Cromo) e cobertura de cerâmica (feldspática). O registro da deformação de uma carga de 300 N foi mensurado por dois extensômetros posicionados nas proximais do implante em um bloco de poliuretano, o local da aplicação de carga foi no centro oclusal, resultando em deformação de 20-587 $\mu\epsilon$. Para o teste de análise de elementos finitos os valores foram de 81-588 $\mu\epsilon$, revelando que houve concordância entre os dois testes. Em seguida, o ensaio foi realizado de modo não axial (aplicação de carga oblíqua) em ângulo de 30°. O efeito da angulação foi associado com maiores tensões no osso cortical peri-implantar, no implante e no parafuso do pilar.

A confecção de blocos de poliuretanos e instalação de extensômetros para avaliar deformação superficial que ocorreu quando um implante recebeu uma carga de forma a simular uma situação clínica foi visto como um método *in vitro* reproduzível (Abreu et al., 2010; Rezende et al., 2015,). Um adequado osso foi descrito como um pré-requisito para um tratamento de implante dentário com sucesso.

A correlação entre blocos de poliuretano de diferentes composições e densidades foi comparada com seguimentos preservados de mandíbulas e maxilas. Os blocos de poliuretanos (n=10) foram preparados para receber implantes, no local das perfurações foi utilizado um sensor denominado *BoneProbe* que era inserido dentro do leito e dados foram registrados quanto a força para realizar a expansão, em seguida instalava os implantes e a quantidade de torque para inseri-los também foi registrada. O mesmo foi realizado para as mandíbulas e maxilas (em regiões anterior e posterior de ambas as arcadas), sendo classificadas quanto a densidade do osso trabecular: baixa, média ou alta. Com a utilização do *BoneProbe* foi possível estabelecer algumas suaves diferenças entre os tipos de resina poliuretano e que em geral, valores altos para todos os parâmetros testados quando a densidade do material era mais elevada, houve também diferenças entre maxila/mandíbula no osso humano (Krafft et al., 2012).

Um estudo *in vitro* comparou diversas proporções de um poliuretano de rápida polimerização (F16 polyurethane, Axson, Cergy, France), a resina era composta por 2 reagentes Polyol e Isocyanate, que foram divididos nas seguintes proporções em 0.5/1 (A), 0,8/1(B), 1/1(C), 1.2/1(D) e 1.5/1(E). Um molde de silicone foi idealizado para a confecção dos espécimes, 8 de cada grupo e todos foram ensaiados pelo teste de compressão através máquina universal de teste (Kratos Model K- 2000 MP). O módulo de elasticidade claramente variou para cada grupo dependendo da proporção utilizada, isso foi fundamental para comparar os dados encontrados na literatura, servindo de base para construção de um modelo reproduzível, de manuseio com características isotrópicas do osso. Os espécimes do grupo A obtiveram um tempo de polimerização maior que os demais e apresentaram liberação de calor durante o processo químico, sem sinal de expansão do material. Para os grupos B, C e D o tempo de polimerização foi similar, sem sinal de liberação de calor ou de expansão volumétrica. O único a apresentar uma redução no tempo de polimerização foi o grupo E. O grupo C apresentou diferença estatística com relação ao módulo de elasticidade dos grupos A, D e E; com o melhor módulo de elasticidade (463.47+-31.66 MPa) sendo a proporção indicada pelo fabricante e densidade 1.05 g/cm³ que são valores similares ao osso trabecular. Um material que simula o osso e que está apto para testes *in vitro* com *strain gage* (Moretti Neto et al., 2011). As mesmas proporções e o mesmo material

foram utilizados por outro pesquisador que por meio do teste de tensão (barra) encontrou como melhor módulo de elasticidade para ser utilizada a proporção 1/1, revelando melhores características mecânicas e de manuseio (Miyashiro et al., 2011).

Estudos na implantodontia utilizando extensômetros para verificar a microdeformação superficial geralmente realizam seus testes na máquina de ensaios universal para aplicação de cargas. Sendo uma máquina de grande precisão para testes que não necessitam dessa grandeza em precisão foi desenvolvido uma nova ferramenta para aplicação de carga denominada Dispositivo Aplicador de Carga (*Load Application Device*), que aplica força estática longitudinal por meio de pesos, variando de 5 a 40 kgf. Testes comparativos foram realizados entre esses dois dispositivos, utilizando bloco de poliuretano com implante hexágono externo, pilares estheticone e uma infraestrutura que simulava a prótese. Não houve diferença estatística entre os diferentes dispositivos, independente da carga aplicada. Os dados obtidos pela aplicação de 30 kgf demonstrou que esse resultado está dentro do limite fisiológico do osso. O Dispositivo aplicador de Carga induz microtensão em implantes de forma semelhante à máquina universal de testes. Ambos possuem características próprias, se por um lado o dispositivo desenvolvido reduz os custos, é de fácil manuseio, baixo custo de manutenção, facilmente transportável e não necessita de componentes eletrônicos; na máquina de ensaios universal é possível realizar testes de aplicação de cargas de forma dinâmica (Nishioka et al., 2015).

Palmer et al. (2012) trataram 29 pacientes com implantes 4.0 ou 5.0 mm de diâmetro e prótese fixa de dois elementos sendo um em *cantilever*, nas regiões de maxila ou mandíbula posteriores, considerando a sobrevivência do implante, perda de osso marginal e complicações mecânicas em seu estudo. Eram pacientes que não possuíam na sua constituição quantidade suficientes de osso em toda sua extensão e evitavam passar por uma cirurgia de enxerto. O espaço edêntulo mesio-distal variava de 12-18 mm, porém era necessário uma quantidade óssea de 11 mm no mínimo para inserção do implante. Os avaliados passaram por um questionário relacionado com aparência, conforto e função após receberem a prótese e em resposta do questionário aplicado os pacientes estava altamente satisfeitos com a prótese nos requisitos avaliados. Apenas um implante falhou em duas semanas

devido a infecção no local da cirurgia, os demais completaram todo o tratamento. Recomendam que não seja realizado em paciente que apresenta bruxismo e que o tratamento é visto como sucesso apesar de não saberem os motivos de ocorrer soltura do parafuso.

A influência da carga oclusal perante a distribuição das tensões foi estudada por Abreu et al. (2012). Verificaram dois questionamentos: a aplicação de carga no centro do parafuso de retenção da prótese sobre implante em comparação com 2 mm da distancia inicial e o posicionamento de alinhamento de 3 implantes (lineares ou offset). Em um bloco de poliuretano foi instalado 3 implantes lineares, pilares do tipo microunit e colados extensômetros nas proximais de cada implante, o grupo oposto apresentou a mesma proposta porém a posição não estava linear, estava offset. Em cobalto-cromo foram confeccionadas 20 infraestruturas unidas (10 para cada bloco) parafusadas sobre o pilar. Com um dispositivo para aplicar carga, 30 Kg foram aplicados no centro de cada implante e a 2 mm dele por 10 segundos, os extensômetros registraram os dados obtidos com a microdeformação do bloco. Houve uma clara evidência de que a posição *offset* foi capaz de reduzir o stress gerado ao redor dos implantes. Além disso, não houve variação da microdeformação quando avaliou o vetor axial e não axial se está for até 2 mm do implante.

O encaixe passivo da prótese é um dos pré-requisitos para a longevidade da osseointegração do implante dentário (Karl et al., 2008). Ligas de Cobalto-Cromo (CoCr) e Prata-Paládio (AgPd) são as mais utilizadas para realização confecção de infraestruturas em metal de prótese convencional ou prótese sobre implante. No momento de conectar o cilindro no pilar protético da prótese sobre implante, ocorrem forças ao longo da borda/periferia devido ao aperto do parafuso. .

Segundo Nishioka et al. (2010), não há diferença na microdeformação entre os tipos de conexões hexágono externo ou interno e entre coifas usinadas ou plásticas. Em seu estudo *in vitro* quantificou por meio da extensometria a deformação de uma prótese fixa de três elementos, variando o tipo de conexão e o tipo de coifa. Os grupos foram divididos em: G1 (implante hexágono externo e coifa plástica com cinta metálica), G2 (implante hexágono externo e coifa plástica), G3 (hexágono interno e coifa plástica com cinta metálica) e G4 (implante hexágono interno e coifa plástica). Para realização do teste, 2 blocos de poliuretano foram confeccionados com 3 implantes instalados em cada um deles e sobre os implantes

pilares microunit. Não houve diferença estatística entre os grupos, concluindo que apresentam um comportamento mecânico semelhante sobre as mesmas condições testadas.

Outro estudo comparativo entre coifas de plásticos e usinadas foi realizado utilizando 3 implantes, pilares microunit e copings que foram adaptados em um corpo em cera formando uma estrutura única metálica em Cobalto Cromo e que recebeu uma tensão vertical de 30 Kg. Com a utilização de extensômetros posicionados distalmente e mesialmente a cada implante foi possível aferir a deformação ocorrida no bloco de poliuretano no qual os implantes estavam posicionados linearmente. Comparações entre locais de aplicações de forças também foram realizadas, 5 locais diferentes foram designados: A (centro do parafuso de retenção do implante 1), B (ponto localizado na metade entre os orifícios dos parafusos implante 1 e 2), C (centro parafuso de retenção do implante 2), D (ponto localizado na metade entre os orifícios dos parafusos implante 2 e 3), E (centro do parafuso de retenção do implante 3). Quando comparados os locais de aplicação (A, B, C, D ou E) houve diferença estatística revelando uma influência na microdeformação (401.21 $\mu\epsilon$, 402.04 $\mu\epsilon$, 309.19 $\mu\epsilon$, 341.76 $\mu\epsilon$ e 390.44 $\mu\epsilon$ respectivamente). Não houve diferença estatística entre os dois *copings*, promovendo uma microdeformação similar, independente do local de aplicação das forças (Abreu et al., 2010). Vasconcellos et al., em 2011 obteve a mesma conclusão ao pesquisar sobre os tipos de cilindros: pré-fabricados e plásticos, não houve interferência na magnitude da microdeformação quando uma força é aplicado axialmente ao implante.

As próteses sobre implantes podem ser retidas ao implante por um parafuso ou cimentadas. Segundo um estudo *in vitro* utilizando a extensometria, não há diferença estatísticas entre o tipo de retenção observada em uma prótese unida de 3 ou 5 elementos. Em ambos os tipos houve certo nível de falta de encaixe passivo gerando tensões, de forma que esse encaixe não foi possível de ser verificado visualmente ou por sensibilidade táctil (Karl et al., 2008)

A interface osso-implante deve suportar as forças oclusais sem causar nenhum tipo de prejuízo ósseo (Isidor., 1997). Influência dos desenhos da união pilar e implante não atingem a perda óssea, que ocorrerá independente do desenho. Conexões protéticas foram comparadas entre sextavado externo e conexão interna

por meio da extensometria e fotoelasticidade. Sob a aplicação de força vertical, os modelos fotoelásticos apresentaram padrões semelhantes de franjas e uma maior concentração de tensão na região apical dos implantes, as tensões aferidas pela extensometria revelou que não houve diferença estatística. Ambas as conexões apresentaram uma distribuição semelhante do ponto de vista biomecânico, não sendo um fator primordial para escolha do tipo de pilar (Cehreli et al., 2004).

Vasconcellos et al. (2013) analisaram próteses fixas de 3 elementos sobre implantes em conexões externas e internas e coifas usinadas ou plásticas sobre uma força axial. Eles concluíram por meio da análise da extensometria que o tipo de coifa não interferiu na magnitude da microdeformação, apresentando o mesmo padrão de deformação quando uma carga é aplicada axialmente. A conexão hexágono interno exibiu maiores valores que hexágono externo.

2.1.1.1 Fotoelasticidade

Segundo Rubo e Souza (2001), na área odontológica a confecção e aplicação das próteses sejam sobre implantes ou sobre dentes são muito complexas pois envolvem fatores biomecânicos. O sucesso e a longevidade das próteses são influenciados pela geometria da prótese, dimensões e disposição dos implantes, tipo de material envolvido, adaptação dos componentes, identificação dos esforços provenientes da mastigação e osseointegração

Problemas como fratura do parafuso de retenção, fratura implante, lascamento da porcelana são tempo dependentes. Essas complicações e falhas colocam a estabilidade do conjunto protético em perigo (Jemt, 1991; Lekholm et al., 2006; Pjetursson et al., 2007; Wittneben et al., 2014).

O estudo sobre forças oclusais que incidem na prótese sobre implante pode ser estudada por meio da fotoelasticidade denominada também como fenômeno da birrefringência. Esta ferramenta descritiva permite a percepção geral da distribuição das tensões e deformações responsáveis por algumas falhas do sistema prótese implante. Através da utilização de modelos de resina sintética transparente, um equipamento óptico denominado polariscópio, uma fonte de luz e uma máquina

fotográfica acoplada ao polariscópio para capturar imagens é possível verificar a tensão gerada no bloco quando submetida carga. O polariscópio tem a função de trabalhar com a luz polarizada, possibilitando a visualização de franjas coloridas quando a luz branca é utilizada. A quantidade e a ordem das franjas estão intimamente relacionadas com o estado de tensão no modelo. O bloco de resina apresenta como característica a isotropia óptica passageira, ao ser submetido a tensões se torna anisotrópico ou birrefringente, exibindo o fenômeno da dupla refração possível de ser visualizado devido a uma luz polarizada plana ou circular (Souza, Araujo, 2007). A luz branca, ao passar pelo polarizador é polarizada em diferentes comprimentos, como cada comprimento de luz corresponde uma cor, haverá diferentes cores. (Souza, Araujo, 2007; Rubo, Souza, 2001).

Nas imagens da fotoelasticidade há presença de franjas ou bandas coloridas, a determinação da cor da franja fica limitada até a quinta franja ao usar luz branca, após esse número as cores ficam mais tênues dificultando a avaliação da imagem (Clelland et al., 1993). O modelo fotoelástico é tridimensional porém as franjas/bandas são observadas em duas dimensões e a representação de cada banda está relacionada com um nível diferente de birrefringência correspondente a tensão na parte testada (Çehreli et al., 2004) e quanto mais alto o número de franjas exibidas, maior é a intensidade da tensão (Pellizzer et al., 2010, 2011; Tonella et al., 2011; Goiato et al., 2014).

Goiato et al. (2009) descreveram a técnica e a importância da fotoelasticidade em uma revisão de literatura, como uma metodologia de confecção relativamente fácil, uso simples e com grande aplicabilidade. É uma técnica válida para verificar com precisão o local de concentração de tensões causada pelos diferentes tipos de prótese. A resposta mecânica de uma força aplicada a uma estrutura simuladora baseada em propriedades do material transparente em exibir bandas coloridas visualizadas em um polariscópio na luz branca como descrito anteriormente. Embora não seja possível diferenciar osso cortical e medular é fiel a reprodução original, podendo ser utilizado em situações em que corpos com complexas morfologias seriam de difícil reprodução em modelos matemático como a análise por elementos finitos.

Na odontologia esta metodologia vem sendo utilizada desde 1949 por Noonan, a descrição qualitativa do comportamento das tensões fez com que

diversos pesquisadores utilizassem essa técnica experimental para solucionar os eventos ao redor do implante ou da interação biomecânica com a prótese (Clelland et al., 1993; Akça et al., 2008; Menani et al., 2011; Goiato et al., 2009), uma vez que já foi comprovada em estudos a confiabilidade desta técnica com estudos histológicos (Brodsky et al., 1975) e pode ter uma melhor precisão em simular uma condição clínica (Lee et al., 2016).

Tonella et al. (2011), revelou pela fotoelasticidade que existem diferenças na distribuição de uma carga, tanto axial quanto oblíqua, entre uma única prótese sobre implante e um conjunto de prótese de três elementos suportada por dois implantes (com pântico central), que o tipo de conexão protética (hexágono externo, hexágono interno ou Cone Morse) também tem uma correlação direta com a biomecânica e com a quantidade de elementos suportada por implante (Tonella et al., 2011).

Em 1975 Brodsky et al. realizaram um estudo que correlacionou os dados obtidos pela técnica da fotoelasticidade associados com estudos histológicos, a correlação positiva entre eles fez com que validasse o modelo fotoelástico. Pela análise fotoelástica houve a percepção dos padrões de luz visíveis (franjas) que existiam no interior dos corpos testados. Nas regiões do bloco fotoelástico onde visualizou forças de tração, nos espécimes histológicos evidenciou se estiramento do ligamento periodontal; já nas áreas de pressão no modelo, verificou compressão do ligamento periodontal e nos locais de grande ordem de franjas no modelo, constatou se a hialinização do material histológico.

O estudo clássico de Clelland et al. em 1993 foi realizado para analisar as tensões geradas ao redor do sistema implante utilizando a fotoelasticidade e extensometria. As ilustrações da fotoelasticidade se igualaram aos resultados quantitativos aferidos pelos extensômetros, revelando ser um ótimo método de investigação, os resultados das imagens da fotoelasticidade ilustraram o local e a concentração de tensão e valores numéricos foram obtidos pelos extensômetros.

A controvérsia entre a união ou não das próteses sobre implantes foram estudadas por Tiozzi et al. (2014) pelo método da fotoelasticidade e pela Correlação de Imagem Digital, técnica que analisa a distribuição das tensões em 3D. Avaliaram a distribuição das tensões/stresses transferidas pela próteses suportadas por implantes, as quais apresentavam coroas unidas ou não. Dois modelos fotoelásticos distintos foram realizados e réplicas do primeiro pré-molar e segundo pré-molares,

primeiro molar e segundo molares foram confeccionadas, sendo que em um dos modelos não estava presente o segundo molar. Nestas duas situações (presença ou não do segundo molar nos modelos) foram avaliadas a aplicação de cargas estando presente ou não a união das coroas (segundo pré-molar com o primeiro molar). A carga estática foi aplicada axialmente ao implante somente na coroa do primeiro molar. Verificaram que as coroas unidas distribuem melhor a carga aplicada, gerando uma menor tensão no bloco de suporte e que a presença do segundo molar otimiza a transferência das cargas em qualquer uma das situações. Outros autores também obtiveram essa resposta quanto a união de coroas nas prótese sobre implante (Guichet et al, 2002; Clelland et al., 2010; Yilmaz et al, 2014; Goiato et al., 2014).

Segundo Frost (1994), fatores mecânicos afetam a arquitetura óssea tornando o osso um tecido adaptável. A biomecânica tem uma influência direta na longevidade do implante, as forças da mastigação são transmitidas para o implante que distribui para o osso de suporte e a cortical do osso tem um impacto importante na conservação do sistema de implante (Akça et al, 2008; Goiato et al., 2009; Aguiar Jr et al., 2013).

A perda óssea marginal poderia estar relacionada com o desenho da microrrosca da cervical (pescoço) do implante. Modelos foram produzidos com dois tipos de resinas fotoelásticas de forma a simular o osso cortical e o osso trabecular, um tipo de bloco apresentava osso cortical e trabecular intactos e outro bloco apresentava o osso trabecular e uma falha no osso cortical. Neles foram inseridos 3 tipos diferente de implantes: Straumann (4.1 mmx12 mm), AstraTech (4.0 mmx13 mm) e 3i (3.75 mmx13 mm); as superfícies foram tratadas com jateada/ataque ácido, jateada TiO₂ e machined respectivamente. Nos pilares foram aplicadas forças axiais e oblíquas (ângulo de 20°) e a tensão/deformação (estresses) gerada no bloco foi registrada por meio de imagens fotográficas. Os locais que apresentaram maior tensão foram ao redor da crista e na região apical, sem diferença na magnitude ou distribuição para todos os implantes. Acredita-se que o osso cortical influencia na distribuição das tensões, em modelos com falha na cortical apresentaram maiores níveis de tensão para todos os tipos de implantes testados. Em relação a aplicação de força oblíqua, o 3i foi o que apresentou um menor padrão de compressão ao redor do ápice no implante (Akça et al., 2008).

Pellizzer et al. (2010) também encontraram maiores concentrações de tensão ao redor do terço apical do implante através da performance dos modelos fotoelásticos quando uma carga é aplicada em implantes tanto em coroas parafusadas quanto nas cimentadas. Para o registro das imagens dos modelos fotoelástico uma câmera fotográfica digital foi utilizada e dois observadores realizaram a análise da direção e da intensidade da tensão, nesta análise estabeleceram que: maior é o número de franjas, maior a tensão e quanto mais próximas as franjas, maior é a concentração de tensões. Ao aplicar uma carga vertical, as próteses cimentadas apresentaram um número mais baixo de franjas distribuídas ao redor do corpo do implante; além disso, o grupo com prótese parafusadas exibiu maiores concentrações de tensões do que as cimentadas. No estudo realizado por Karl et al. (2008), eles também obtiveram níveis menores de tensão por meio da extensometria nas coroas cimentadas do que parafusadas, conferindo fidelidade no trabalho de Millen et al. (2015) que encontrou os mesmos resultados.

Ao verificar o comportamento biomecânico de próteses parafusadas sobre implantes hexágono externo de diferentes diâmetros: 2.5 mm, 3.3 mm, 3.75 mm, utilizando-se a fotoelasticidade, Goiato et al. (2014) obtiveram nas imagens como resultado de uma carga aplicada axialmente, que o número das franjas foi inversamente proporcional ao diâmetro do implante nas coroas unitárias. Nas próteses fixas de três elementos o implante de diâmetro 3.75 mm promoveu um menor número de franjas. Ao aplicar cargas oblíquas (45°) observou-se um suave aumento no número de franjas em todas as situações. Concluíram que o implante de diâmetro padrão apresentou os melhores resultados em relação a distribuição das tensões e que as coroas unidas (prótese fixa) favorecem uma distribuição mais uniforme, principalmente nas cargas oblíquas. Os autores recomendaram que implantes estreitos devem ser indicados com precaução principalmente em áreas com grande esforço mastigatório.

Zanardi et al. (2015), verificaram por meio da fotoelasticidade três aspectos que estão relacionados com a perda progressiva do osso na cervical no implante: profundidade de inserção, conexão protética e o tipo de carga aplicada na distribuição de tensão ao redor do implante. Três blocos foram confeccionados com resina fotoelástica para cada tipo de conexão (hexágono externo, interno e Cone

Morse). Cada bloco se diferenciou pela posição da plataforma do implante em relação a margem superior do bloco. O bloco 1 ficou 2 mm abaixo, o bloco 2 ficou no nível e o bloco 3 ficou 2 mm acima do nível da superfície. Para confirmação de que no bloco não havia nenhuma tensão residual foi registrado por uma imagem inicial. Uma força de 100 N foi aplicada por cinco minutos, tempo avaliado para estabilizar as franjas durante o teste piloto. Em seguida uma nova imagem foi registrada para análise da distribuição das tensões. A conclusão foi que, quanto mais profunda foi a inserção, menor foi a concentração das tensões.

Um estudo comparativo utilizando implantes unitários estreitos de hexágono externo e cone morse foi realizado por Galvão et al. em 2016. Relataram que não foi possível comparar os dois tipos de conexão devido aos diferentes posicionamentos superficiais da plataforma dos implantes, pois o implante cone morse foi posicionado 2 mm mais apical em relação ao hexágono externo. Contudo, concluíram que o tipo de pilar protético utilizado pré fabricado ou personalizado (metal ou zircônia) influenciaram na distribuição das tensões. Para ambas as conexões o pilar protético metálico evidenciou melhor distribuição das franjas, ou tensões ao redor dos implantes. Em relação aos pilares personalizados de metal ou de zircônia ficou evidenciado um baixo nível de tensões desenvolvidas numa menor área ao redor dos implantes.

O número e a posição de implantes também influenciam a distribuição de tensões ao redor do implante, com a diminuição do número de implantes, um aumento da tensão ocorre geralmente. Esta análise foi estudada por Lee e colaboradores através de um modelo fotoelástico da maxila humana: se a qualidade óssea é pobre há uma maior chance de ocorrer reabsorção óssea (Lee et al., 2016).

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram avaliar por meio de análise qualitativa e quantitativa as tensões e deformações entre uma prótese fixa de três elementos suportada por três implantes ou dois implantes com pântico central por meio da extensometria e fotoelasticidade. A seguir serão descritos outras hipóteses que foram estudadas com os registros obtidos deste estudo:

- a) Correlacionar os resultados obtidos pelo método da extensometria com o da fotoelasticidade;
- b) Comparar a microdeformação ao redor dos implantes nos locais de aplicação de carga: A, B e C;
- c) Comparar os padrões de tensão ao redor do implante nos locais de aplicação de carga: A, B e C.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os materiais e equipamentos utilizados para a execução deste estudo estão listados nos Quadros 1 e 2.

Quadro 1 - Descrição dos materiais e fabricantes utilizados no estudo

(continua)

Material	Fabricante
Adesivo a base de cianoacrilato	Super Bond Loctite, São Paulo, SP, Brasil
Agente redutor de tensão superficial	Waxit, Degussa, São Paulo, SP, Brasil
Anel de silicone de 90g	DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil
Base formadora de cadinho	DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil
Disco de carborundum	Dentorium Products Co. Inc, Nova Iorque, EUA
Disco de corte 25 Ø X 0,6mm	Ninja Gold, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil
Espátula nº24	Duflex, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ
Extensômetro: KFG-02-120-C1-11N30C2 e terminais	Kyowa Electronic Instruments Co., Tokyo, Japão
Implantes hexágono externo. Pilares microunit. Coifas plásticas. Parafusos protéticos. Transferentes	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, SP, Brasil
Jato de óxido de alumínio	Asfer industria química LTDA, São Caetano do Sul, SP, Brasil

Quadro 1 - Descrição dos materiais e fabricantes utilizados no estudo

Material	Fabricante
Kit Cirúrgico e Protético	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX, São José dos Campos, SP, Brasil
Liga metálica NiCr	Wironia Light Bego, Bremen, Alemanha
Lixas para acabamento	3M ESPE, Minneapolis, EUA
Óleo mineral	Lucheti Lubrificantes Ltda., São Paulo, SP, Brasil
Poliuretano	F16 Axson, Cergy, França
Pote dappen	Angelus Indústria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina, PR Brasil
Recipiente plástico	Proplastik, Santos, SP, Brasil
Recipiente em acrílico	Eikonal do Brasil, São Paulo, SP, Brasil
Resina epóxi fotoelástica Araldite GY 279 e endurecedor Aradur HY 2963	Araltec Produtos Químicos Ltda., Guarulhos, SP, Brasil
Resina acrílica autopolimerizável incolor	JET – Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil
Resina acrílica autopolimerizável vermelha	Duraley Reliance Dental MFG Co., Worth IL, EUA
Revestimento refratário	Bellavest SH Bego, Bremen, Alemanha
Silicone duplicador	Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil
Sonda exploradora nº 5	Duflex, SSWhite, Rio de Janeiro, RJ

Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 2 - Descrição dos equipamentos utilizados no estudo

Equipamentos	Fabricante
Aparelho condicionador de sinais elétricos – Model 5100B.Scanner – System 500	Instruments Division Measurements Group, Inc. Vishay, Raleigh, Carolina do Norte, Eua
Aparelho de Jateamento	Easyblast Bego, Bremen, Alemanha
Ar condicionado	Samsung Eletrônica da Amazônia LTDA, Manaus, AM, Brasil
Câmera fotográfica digital-Canon EOS Rebel XT e lente	Canon Inc, Tokyo, Japão. Lente 105mm.
Centrífuga para ligas metálicas	Universal OGB, Bragança Paulista, SP, Brasil
Contra-ângulo	Intra MX 20:1, Dentscler, SP, Brasil
Espatuladora à vácuo	Equipamentos VRC, Guarulhos, SP, Brasil
Estufa por calor a seco	Olidef CZ, Ribeirão Preto, Brasil
Forno elétrico	Vulcan 3-550, Degussa-Ney, Hanau, Alemanha
Maçarico para fundição convencional	EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil
Martelete pneumático	Essence Dental, Araraquara, SP, Brasil
Multímetro	Minida ET 2055, Minida, São Paulo, SP, Brasil
Motor elétrico	MC 101 Omega, Dentscler, SP, Brasil
Negatoscópio	Macrosul, Curitiba, PR, Brasil
Panela ortodôntica	Protécni, Araraquara, SP, Brasil
Polariscópio	Eikonal do Brasil, São Paulo, SP, Brasil

Fonte: Elaborado pelo autor.

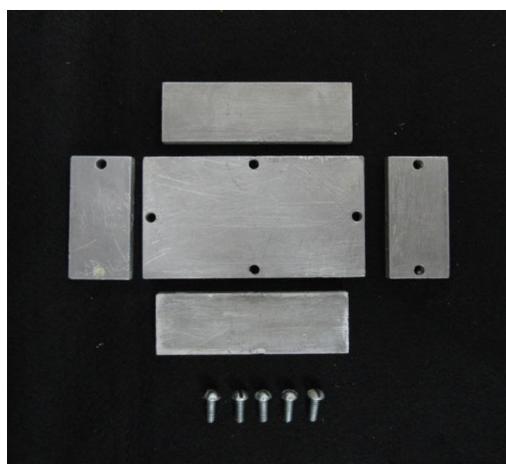
4.1 Confeção dos blocos experimentais

Para este estudo foi realizado a confecção de dois tipos de blocos, os blocos de poliuretano para a análise da extensometria e blocos a base de material fotoelástico para os ensaios de imagem no polariscópio.

4.1.1 Confeção dos blocos de poliuretanos

A fim de simular o tecido ósseo humano para análise por meio da extensometria foram obtidos 2 blocos em poliuretano que apresentam propriedades elásticas uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser; 1999) e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Wiskott, Belser; 1999). Tais blocos foram confeccionados a partir de duas configurações de um mesmo modelo de matriz metálica de aço inoxidável de dimensões internas: 95 x 45 x 30 mm (Figura 1). Inicialmente, a matriz foi montada na configuração 1 (Figura 2), obtendo-se um bloco de poliuretano com dimensões: 95 x 30 x 16 mm. Posteriormente, a configuração 2 (Figura 3) foi realizada no intuito de obter a base do bloco de poliuretano com as seguintes dimensões: 95 x 5 x 45 mm.

Figura 1 - Matriz desmontada utilizada para a confecção do bloco de poliuretano



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 2 - Matriz na configuração 1



Fonte: Elaborado pelo autor.

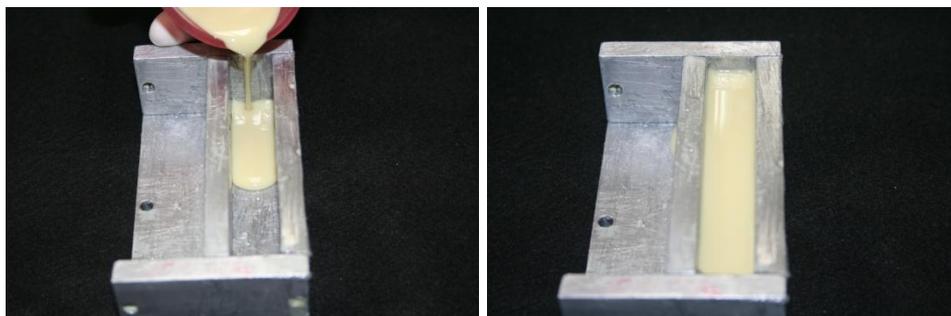
Figura 3 - Matriz na configuração 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Assim, com auxílio de uma espátula, foram homogeneizados em uma cuba plástica (grau de borracha) dois líquidos do poliuretano (80 ml de base e 80 ml de catalisador). Em seguida, estes foram vertidos na matriz montada na configuração 1 preenchendo-a completamente. Aguardou-se pela a perda do brilho o que caracterizou a polimerização total do material para retirá-lo da matriz (Figura 4).

Figura 4 - Confeção da primeira parte do bloco de poliuretano



Fonte: Elaborado pelo autor.

As superfícies do bloco foram trabalhadas com lixa d'água com granulação decrescente (220, 400 e 600) até a obtenção do menor número de irregularidades. Este bloco foi posicionado no centro da matriz com configuração de número 2. Em seguida, foi preenchido o fundo da matriz com uma nova mistura de resina de poliuretano para formar a base do bloco (Figura 5). O conjunto formado foi removido da matriz após a polimerização, recebendo o mesmo tratamento de alisamento e polimento com as lixas d'água. Neste estudo foram confeccionados dois blocos idênticos, de dimensões finais: 95 mm de comprimento, 16 mm de largura, 30 mm de altura.

Figura 5 - Confeção da base do bloco



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.1.1 Realização das perfurações, instalações dos implantes e dos pilares protéticos

A instalação temporária de um dispositivo foi necessária para padronizar o local da perfuração para inserção dos implantes e determinar a distância entre eles. O dispositivo foi fixado nas extremidades do bloco e, após a fresagem, foi removido o que facilitou uma perfuração perpendicular à superfície do bloco (Figura 6).

Figura 6 - Matriz de alumínio fixa no bloco



Fonte: Elaborado pelo autor.

Utilizando-se um contra-ângulo 20:1 com velocidade 1800 rpm para realizar as perfurações no bloco seguindo o kit de fresas: ponta de lança e as helicoidais de 2.0, 2.5, 2.8, 3.0 e 3.2 mm de diâmetro associado a um motor elétrico MC 101 Omega. Os implantes foram inseridos com 14 rpm e finalizados com a catraca manual.

No primeiro bloco (bloco 1) foram realizadas três perfurações e no outro bloco (bloco 2) duas, simulando um evento de prótese fixa com pântico central (Figura 7)

Figura 7 - Implantes instalados no bloco 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Implantes hexágono externo com medidas de 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento foram inseridos paralelamente a uma distância de centro a centro de 7 mm e 14 mm para o bloco 1 e 2, respectivamente. Sobre a plataforma de assentamento dos implantes foram rosqueados os pilares MicroUnit (Figura 8A) com cinta metálica de 3mm de altura, com torque de 20 Ncm. Em seguida, coifas plásticas foram dispostas sobre os pilares protéticos (Figura 8B), a uma altura de 6 mm a partir da superfície do bloco para uma nivelção com o Dispositivo Aplicador de Carga.

Figura 8 - Pilares posicionados (A). Coifas plástica sobre os pilares (B)



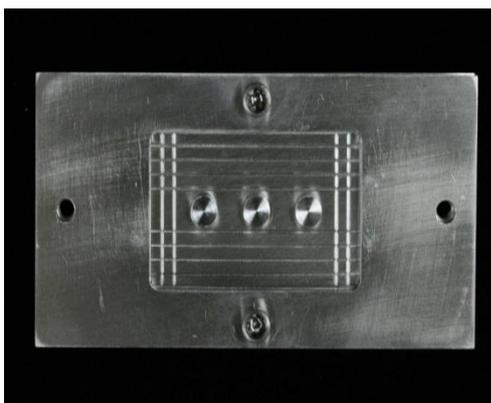
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Preparação das estruturas em resina acrílica

O componente retangular (Figura 9) usinado em aço inoxidável formado a partir de duas partes (Figura 10A e 10B) foram utilizados para confeccionar as estruturas em resina acrílica. A base do componente possui na sua parte central 3 cilindros fixos de 4 mm de altura, 75 mm de comprimento, 40 mm de largura e 4 mm de diâmetro, de posição equidistantes a 3 mm.

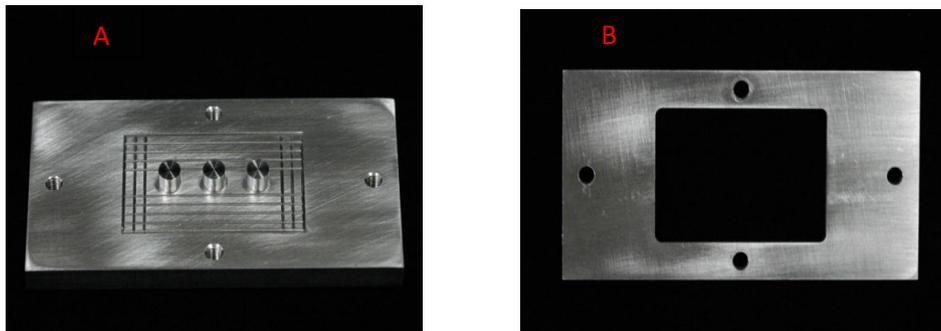
Após a montagem do componente (Figura 9), um isolante (vaselina sólida) foi aplicado no seu interior. Ver-teu-se a resina acrílica incolor cuidadosamente no interior do componente. Após a polimerização, foi removida delicadamente do componente passando por etapas de acabamento e polimento com lixas d'água. E resultou na confecção de um retângulo com as seguintes dimensões: 35 x 15 x 3 mm (Figura 11). Este processo produziu 20 estruturas com as mesmas dimensões, sendo que 10 delas tiveram o orifício central fechado para que se simulasse uma prótese de três elementos suportada por dois implantes.

Figura 9 - Componente montado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 10 - Base da matriz (A). Parte superior de encaixe da matriz (B)



Fonte: Elaborado pelo autor.

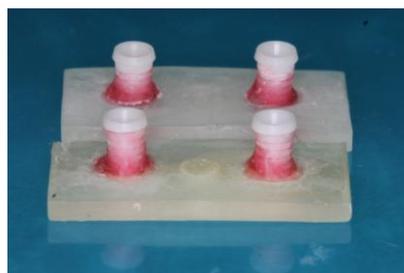
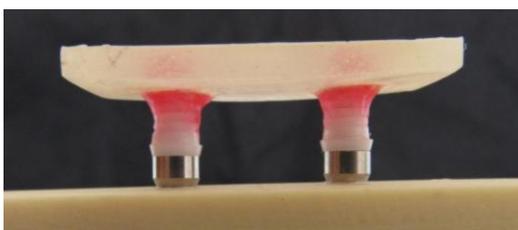
Figura 11 - Estrutura em resina acrílica para o bloco 2



Fonte: Elaborado pelo autor.

Cada peça produzida em resina acrílica foi posicionada sobre as coifas plásticas que estavam no bloco de poliuretano e fixados pela resina acrílica autopolimerizável vermelha (Figura 12A e 12B) .

Figura 12 - União das coifas plásticas com os corpos de resina acrílica.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Inclusão, fundição e acabamento das estruturas

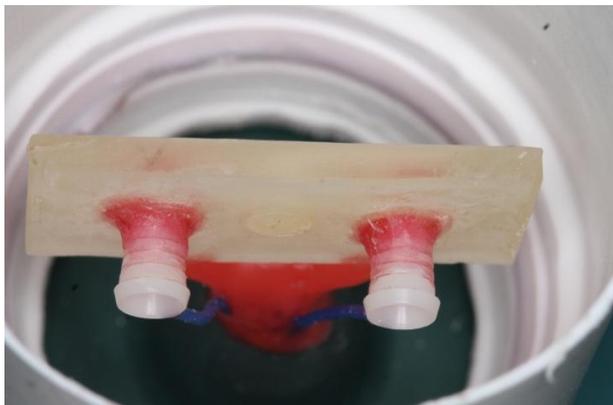
A inclusão do padrão de resina utilizou anéis de silicone que tinham capacidade máxima de 90 g. Adaptou-se um conduto de alimentação fixado à base formado de cadinho e posteriormente foi aplicado um agente redutor de tensão superficial (Figura 13 e 14). O revestimento utilizado foi do tipo fosfatado (B), preparado na proporção de 22,5 ml/90 g e em seguida vertido no anel de silicone de acordo com as instruções do fabricante. Após 20 minutos, removeu-se a base formadora de cadinho e o anel de silicone e o bloco foi levado ao forno elétrico para aquecimento, seguido da volatilização da cera e resina. O aquecimento do forno aconteceu em três patamares diferentes de temperatura seguindo a sequência: 250°C por 45 minutos, 580°C por 45 minutos e 900°C por 1 hora.

Figura 13 - Adaptação do conduto de alimentação a base formadora de cadinho



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 - Adaptação do conduto

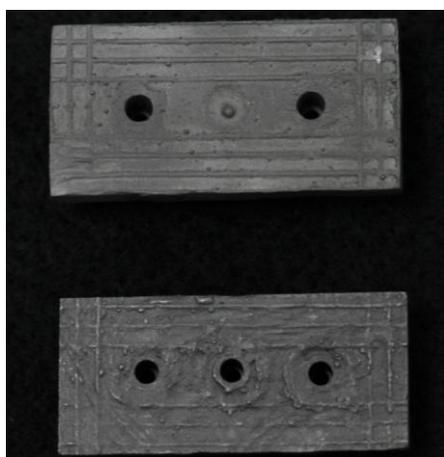


Fonte: Elaborado pelo autor.

As fundições ocorreram por intermédio de um maçarico convencional com gás etileno e ar. A liga utilizada foi níquel-cromo (Wironia Light Bego, Bremen, Alemanha). Foram utilizados 18,7 g (3 botões) para cada anel.

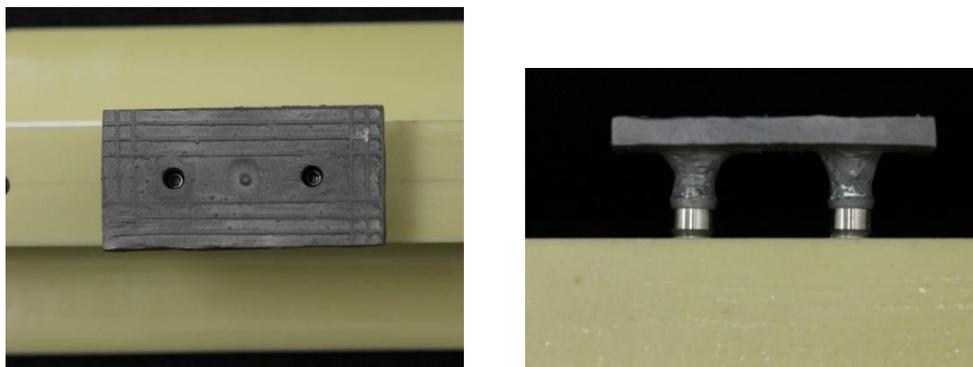
Os canais de alimentação foram removidos com disco de carborundum espessura de 0,5 mm (Dentorium, New York, EUA) e com o martelo pneumático separou-se parcialmente o revestimento. A usinagem do metal foi realizada com disco de corte carborundum, seguindo para o acabamento jato óxidos de alumínio de 50 μm (Figura 15). Cada estrutura finalizada foi levada ao bloco de poliuretano individualmente, verificou-se a adaptação, estabilidade do conjunto, em realização do aperto do parafuso (Figura 16).

Figura 15 - Corpo de prova fundido após acabamento



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 - Estruturas no bloco de poliuretano



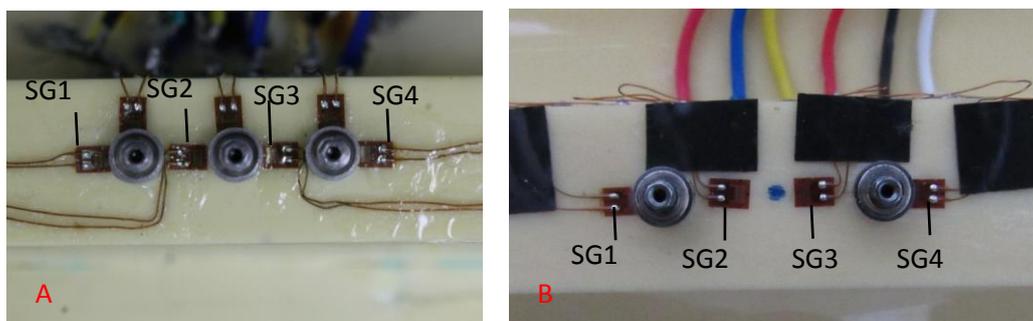
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 Extensometria

A limpeza da superfície dos blocos de poliuretano que continham os implantes foi realizada com álcool isopropílico. Quatro extensômetros foram posicionados tangenciando os pilares. A colagem dos mesmos ocorreu com uma quantidade reduzida de adesivo (a base de cianoacrilato) que permaneceu no local pré determinado sob pressão por 3 minutos até a colagem final (Figura 17A e 17B).

- Extensômetro 1: esquerda do implante 1
- Extensômetro 2: direita do implante 2
- Extensômetro 3: esquerda do implante 2
- Extensômetro 4: direita do implante 3

Figura 17 - Extensômetros colados em posição. Bloco 1 (A). Bloco 2 (B)

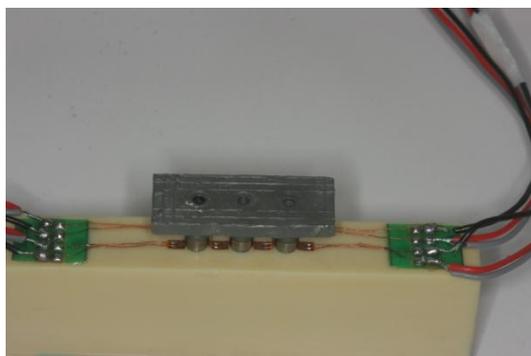


Fonte: Elaborado pelo autor.

Os extensômetros foram aferidos por um multímetro verificando se a voltagem estava correta. Na superfície do bloco também foram coladas placas terminais onde foram adaptadas conexões elétricas. Por meio de soldas em cabos elétricos blindados, os extensômetros foram ligados a um aparelho modificador de sinais elétricos. O registro das informações adquiridas foi transformado em unidades de deformação pelo *software* (Strain Smart), que estava instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1 Ghz, 256 MB de memória RAM. A análise e o processamento dos dados obtidos foram realizados por módulos independentes, ou seja, cada extensômetro correspondeu a um canal do aparelho, sendo (Figura 18):

- Canal 1 (C1)- esquerda do implante 1
- Canal 2 (C2)- esquerda do implante 2
- Canal 3 (C3)- direita do implante 2
- Canal 4 (C4)- direita do implante 3

Figura 18 - Extensômetros e placas terminais fixados no bloco de poliuretano



Fonte: Elaborado pelo autor.

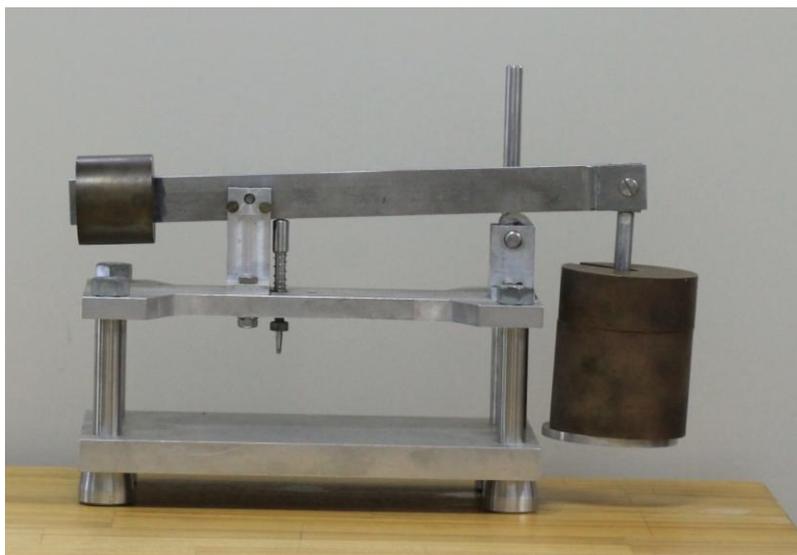
Anteriormente a cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado pelo programa computacional. Sendo que a magnitude da deformação em cada extensômetro foi registrada em microdeformação ($\mu\epsilon$). As estruturas metálicas foram posicionadas sobre as conexões dos implantes no bloco experimental e os

parafusos de retenção da prótese foram apertados inicialmente com chave manual e em seguida com o torquímetro com o torque de 10 Ncm.

4.5 Aplicação da carga

O ensaio mecânico foi realizado utilizando-se uma ponta arredondada de 2mm de diâmetro acoplada a um dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka et al., 2015) (Figura 19), onde uma carga constante de 30 Kg por 10 segundos foi aplicada no modelo experimental.

Figura 19 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Foram selecionados 3 pontos para determinar as microdeformações pelo carregamento da barra: ponto A, localizado no orifício do parafuso de retenção da prótese no implante 1; ponto B, identificado sobre o orifício do parafuso de retenção da prótese do implante 2 e o ponto C, esteve posicionado sobre o orifício do parafuso de retenção da prótese do implante 3. O carregamento foi aplicado de

maneira vertical, três vezes em cada ponto (A, B e C) da estrutura metálica fundida (Figura 20).

Figura 20 - Aplicação de carga nos pontos A, B e C



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.6 Obtenção dos blocos em resina fotoelástica

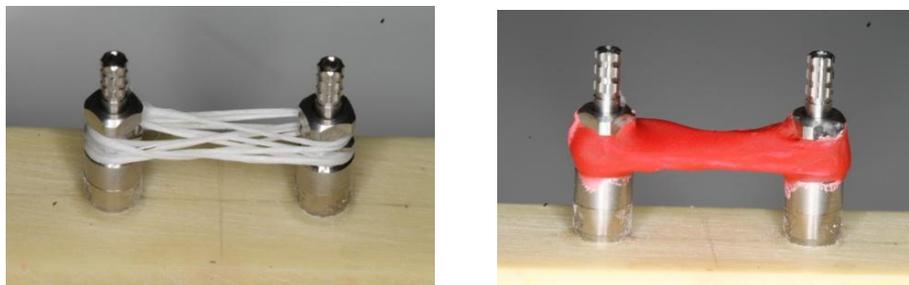
A obtenção dos blocos em resina fotoelástica foi feita a partir da duplicação do bloco de poliuretano, no qual transferentes foram posicionados e apertados (Figura 21). Com um fio dental e resina acrílica vermelha de rápida polimerização foi realizado a união dos transferentes, determinando assim a exata posição e forma dos implantes no bloco de poliuretano (Figura 22A e 22B).

Figura 21 - Transferentes em posição



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 - Fio dental formando um arcabouço (A). Resina acrílica vermelha sobre o fio dental



Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir das instruções do fabricante, os dois líquidos de silicone (200 ml de silicone e 15 ml de catalisador) (Silicone Master- Talladium Brasil) foram manipulados cuidadosamente em um recipiente plástico por aproximadamente 60 segundos e inseridos em uma caixa molde confeccionada em cera 7 (dimensões: 13 x 7 x 15 cm) que continha o bloco de poliuretano (Figura 23 e 24).

Figura 23 - Caixa molde em cera contendo o bloco de poliuretano



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 - Silicone sendo vertido dentro da caixa molde



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao final de 24 horas ocorreu a polimerização do silicone, removeu-se os parafusos dos transferentes e desuniu-se o bloco de poliuretano do molde de silicone que continha os transferentes em posição. Adaptou-se pilares Microunit em cada transferente, com os parafusos passantes. Implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo com medidas de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento foram posicionados nesses pilares.

Os dois líquidos da resina fotoelástica foram inseridos em recipientes graduados para uma dosagem correta (em uma proporção de 50 g de resina epóxi para 21 g de endurecedor) seguido de uma homogeneização por 2 minutos por uma espatuladora a vácuo para remoção de quase todo ar. A solução, então, foi depositada no interior do molde de silicone já com os implantes previamente posicionados. As mínimas bolhas encontradas foram removidas com o auxílio de uma sonda exploradora que mobilizou cuidadosamente essas bolhas até a superfície. O conjunto foi mantido em repouso em um ambiente fechado por 72 horas para completa polimerização dentro de uma panela ortodôntica com pressão de 40 psi a temperatura ambiente, sendo destacado do molde após esse período (Figura 25).

Figura 25 - Blocos de fotoelasticidade com os implantes em posição.



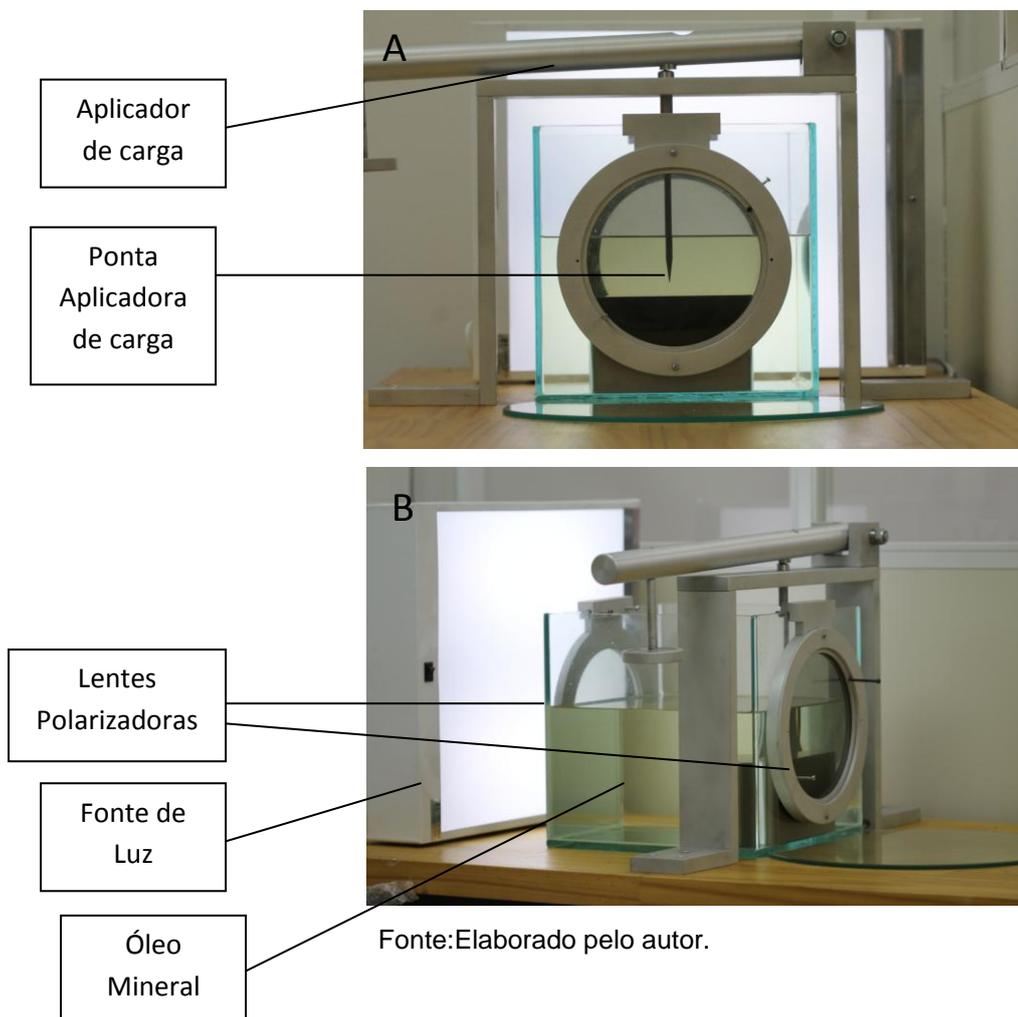
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.7 Análise fotoelástica

4.7.1 Montagem do polariscópio

Para a análise fotoelástica optou-se pelo polariscópio na configuração circular. Assim, foi confeccionada uma caixa de vidro quadrada com dimensões de 25 cm x 25 cm x 25 cm (Eikonal do Brasil, São Paulo, SP, Brasil) com óleo mineral (Lucheti Lubrificantes Ltda, São Paulo, SP, Brasil) em seu interior, a fim de reduzir a refração superficial e facilitar a visualização das imagens fotoelásticas. Externamente a caixa foi montada uma fonte luminosa monocromática externamente a caixa (negatoscópio- Macrosul, Curitiba, PR, Brasil), um filtro difusor de luz fixo e uma câmera fotográfica (Canon EOS Rebel XT, Canon Inc, Tokyo, Japão). Neste método, a aplicação de carga foi através de um novo dispositivo (DACF), acoplado ao polariscópio (FAPESP proc 13 16695-8), localizado na parte superior da caixa e perpendicular ao filtro polarizador (Figura 26).

Figura 26 - Polariscópio Vista frontal (A) e lateral (B)



4.7.1.1 Verificação das tensões residuais

Os modelos fotoelásticos foram condicionados em estufa por calor a seco para confirmar a ausência de tensões residuais e, assim, permitir o carregamento dos blocos. Foi idealizado um protocolo para o alívio das tensões segundo o qual cada bloco foi colocado no interior de uma estufa a 50°C por 20 minutos e, em seguida, resfriado na bancada por 10 minutos a uma temperatura de 23°C controlada por ar condicionado. Este protocolo provou ser competente para eliminar as tensões além de ser seguro à manutenção das propriedades da resina, uma vez que está abaixo da decomposição térmica do material informada pelo fabricante (200°C).

4.7.1.1.1 Ensaios mecânicos

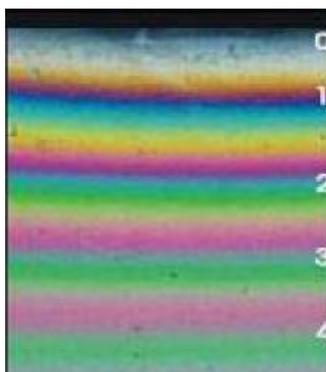
O dispositivo para aplicar carga (DACF) continha uma ponta puntiforme de 2 mm de diâmetro que permitiu um carregamento vertical e constante de 10 kgf sobre os pontos de aplicação (A, B e C) da estrutura metálica.

Selecionou-se aleatoriamente uma amostra de estrutura metálica fundida de cada grupo para o ensaio, sendo, então, parafusada em 10 Ncm sobre o bloco de resina fotoelástica. Após o protocolo de alívio das tensões, o bloco foi completamente submerso em óleo mineral da caixa de vidro para o ensaio mecânico. Durante o período em que a carga foi aplicada, a fonte de luz monocromática foi naturalmente polarizada pelo polariscópio. Notaram-se regiões de concentração de tensões, denominada como franjas ou bandas. A observação e o registro das imagens foram feitas antes e durante o carregamento. A representação de cada uma das franjas está relacionada com o nível de birrefringência correspondente a tensão testada e, portanto, quanto maior o valor da ordem de franjas exibidas, maior é a intensidade da tensão.

Ainda, é válido ressaltar que o ensaio mecânico e o registro fotográfico foram realizados para ambos os blocos.

Na análise qualitativa em um polariscópio de luz branca é possível verificar o espectro com a apresentação de colorações típicas para as ordens de franjas (Figura 27) (Souza, Araujo, 2007).

Figura 27- Padrão de franjas: N=0 (Preta), N=1 (Transição violeta/azul), N=2 (Transição de vermelho/verde), N=3 (Transição de vermelho/verde)



Fonte: Elaborado pelo autor.

5 RESULTADO

5.1 Análise pela extensometria

A comparação dos dados obtidos pelos 4 extensômetros entre o bloco 1 com 3 implantes (I3) e o bloco 2 com dois implantes (I2) então representados nos resultados a seguir por meio dos programas computacionais: MINITAB, GraphPad Prism e Statistix. Na extensometria os valores negativos se referem a uma natureza de compressão e positivos a tensão, e por isso o valor em negativo não significa um valor abaixo de zero, logo, todos os dados em microdeformação ($\mu\epsilon$) estão em módulo, ou seja, os valores estão na escala absoluta. A tabela 1 revela uma análise geral das etapas executadas, fornecendo a média total de deformação em cada ponto de aplicação (PA) dos 10 corpos-de-prova em cada grupo (I2 e I3).

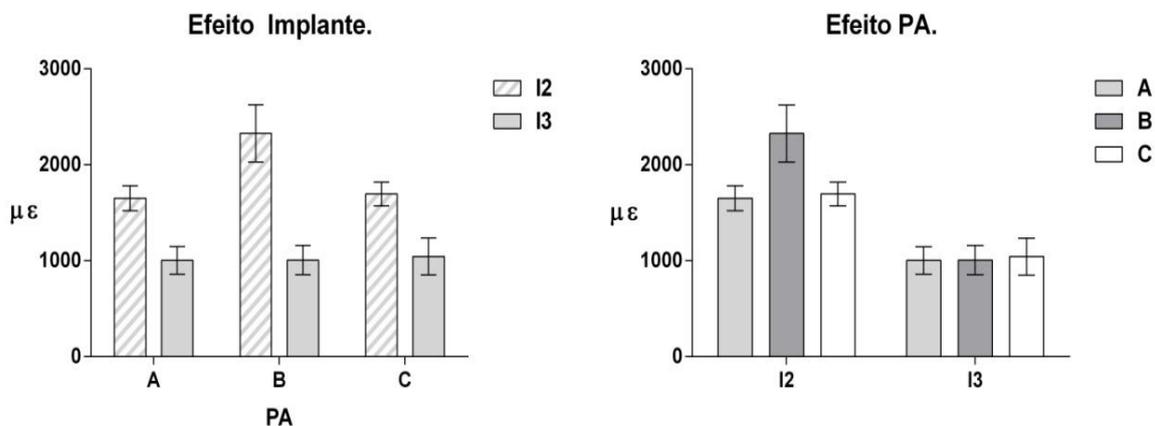
Tabela 1- Estatística descritiva dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$), segundo o grupo estabelecido pelo tipo de implante (I2 e I3) e pelo ponto de aplicação de carga

PA	I2			I3		
	média	Desvio padrão	n	média	Desvio padrão	n
A	1650,557	130,4651	10	1002,842	144,3748	10
B	2326,950	297,9705	10	1006,574	152,1417	10
C	1695,049	124,2435	10	1043,200	192,1425	10

Fonte: Elaborada pelo autor.

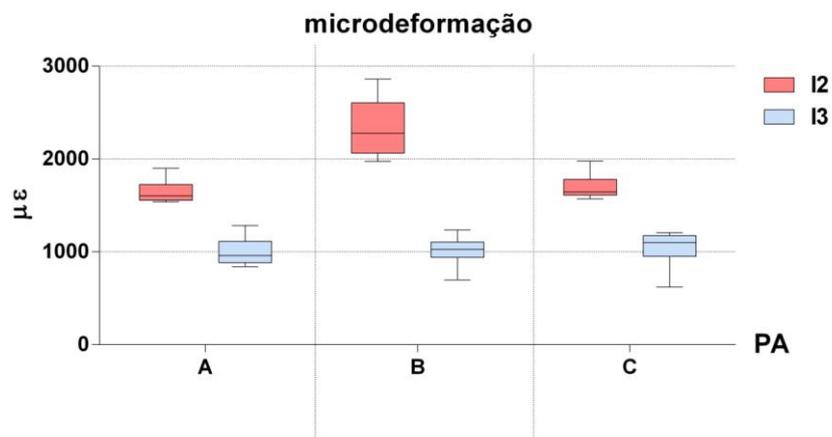
A análise estatística indica haver diferença entre os grupos com 3 implantes e 2 implantes (Figura 28 e 29). No grupo com dois implantes há uma maior deformação no ponto B em relação aos demais pontos, já no de 3 implantes, houve uma maior homogeneidade dos valores. Nota-se também valores mais elevados para qualquer ponto (A, B ou C) do bloco 2 (implante 2).

Figura 28- Comparação das médias e desvios padrões dos grupos implante 2 e implante 3



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 29 - *Box Plot* das 6 microdeformações ($\mu\epsilon$) por ponto de aplicação (A, B e C)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida foi aplicado o teste estatístico: Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores que está representado na tabela 2 e posteriormente, na tabela 3, o teste de Tukey para comparação múltipla de médias de experimentos foi aplicado, sendo o nível de significância escolhido foi o convencional de 5%.

Tabela 2– Análise: ANOVA de medidas repetidas dois fatores para os dados obtidos

Efeito	GL	SQ	QM	F	P-valor
Implante	1	11440000	11440000	182,82	0,0001*
Resíduo I	18	1126398	62577,7		
PA	2	1373536	686768	35,68	0,0001*
Interação	2	1499030	749515	38,94	0,0001*
Resíduo II	36	692987	19249,6		
Total	59	16130000			

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

* $p < 0,05$

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 3- Formação de grupos homogêneos de mesmo desempenho de desajuste marginal. Teste de Tukey (5%) para a comparação de médias de todos os seis grupos entre si

Implantes	PA	Média	Grupos Homogêneos		
I2	B	2327,7	a		
I2	C	1695,0		b	
I2	A	1650,6		b	
I3	C	1043,2			c
I3	B	1006,6			c
I3	A	1002,8			c

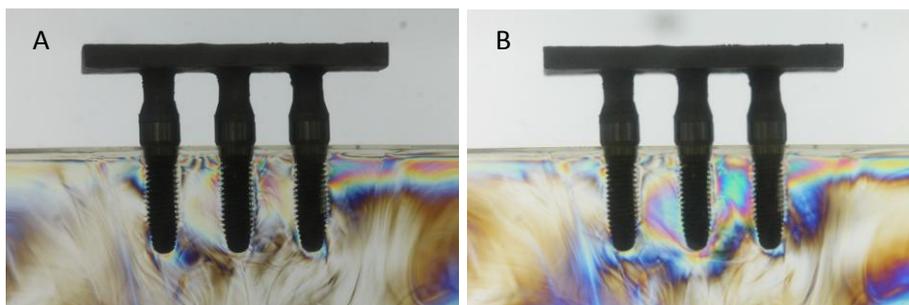
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Análise fotoelástica

No bloco 1, o tratamento térmico de alívio de tensões foi realizado, seguido do posicionamento das infraestruturas sem torque e depois com torque de 10 Ncm

(Figura 30A e 30B). Para os ensaios mecânicos 10 Kg foram aplicados de maneira vertical e estática (Figuras 31, 32 e 33) nos pontos A, B e C do bloco 1.

Figura 30 - Bloco após o protocolo de alívio de tensões. Infraestrutura apenas posicionada (A) e infraestrutura após o torque de 10 Ncm (B)



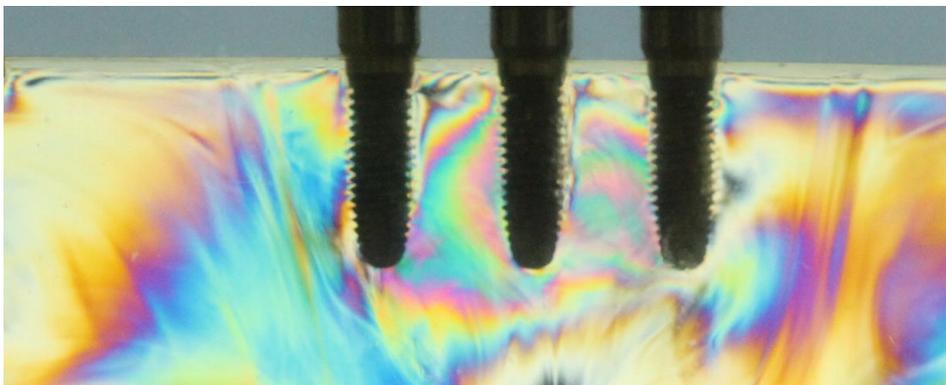
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 31 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto A)



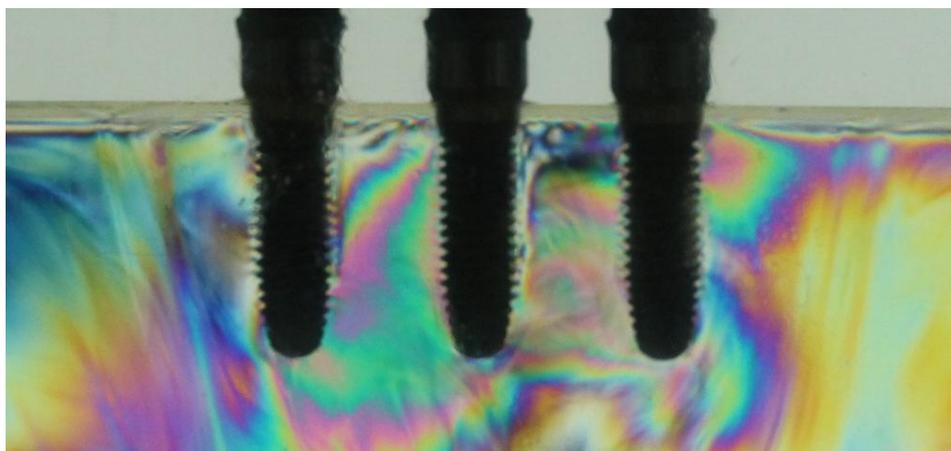
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 32 - Ensaio mecânico no segundo implante (ponto B)



Fonte: Elaborado pelo autor.

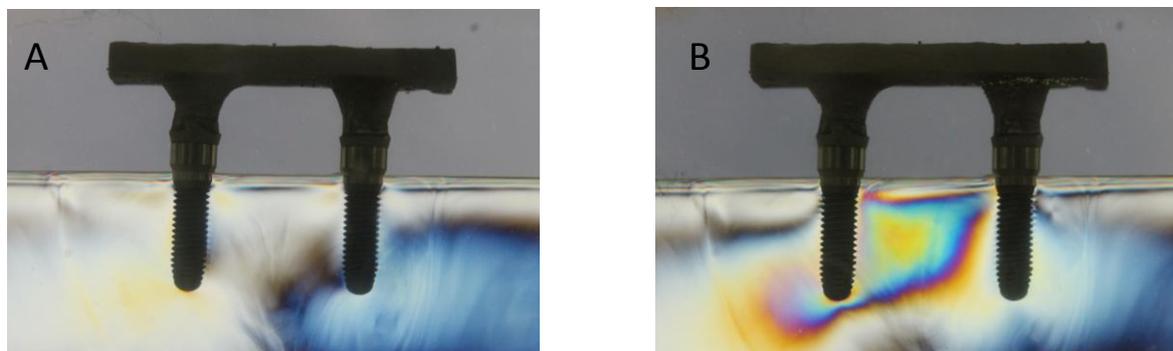
Figura 33 - Ensaio mecânico no terceiro implante (ponto C)



Fonte: Elaborado pelo autor

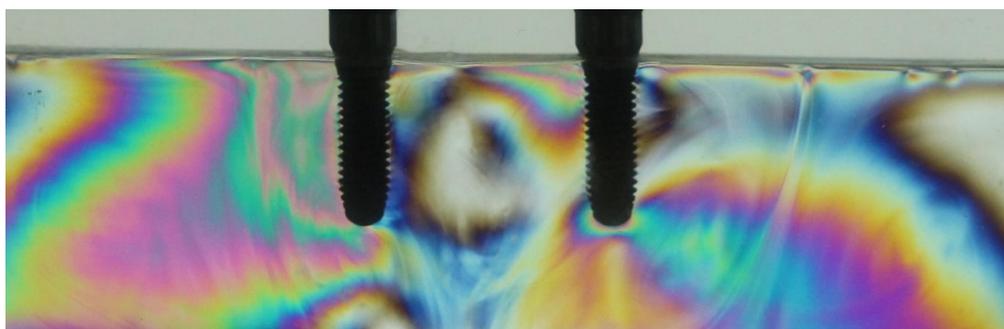
O procedimento de alívio de tensões também foi realizado no bloco 2, assim como o registro do efeito do torque (Figura 34A e 34B) e a aplicação de carga nos pontos A, B e C (Figura 35, 36 e 37).

Figura 34 - Bloco 2 após o protocolo de alívio de tensões. Infraestrutura apenas posicionada (A) e infraestrutura após o torque de 10 Ncm (B)



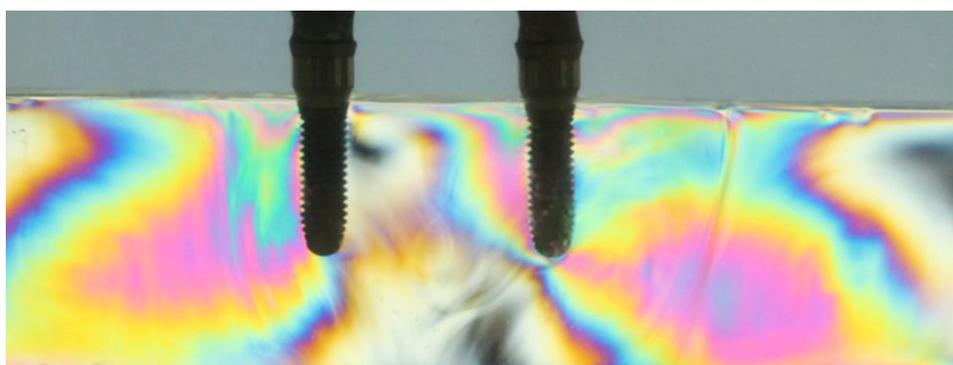
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 35 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto A)



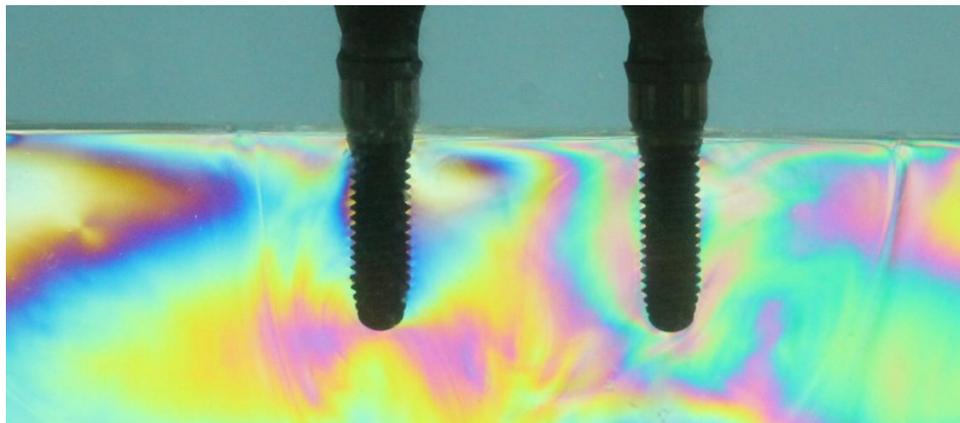
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 36 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto B)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 37 - Ensaio mecânico no primeiro implante (ponto C)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Observou-se que em ambos os blocos a aplicação do torque padronizado de 10 Ncm levou a presença de tensão. O padrão de distribuição das franjas quando a carga foi aplicada nos diferentes pontos (A, B e C) não foi a mesma entre o bloco 1 e bloco 2; a implantação de um implantes por elemento favoreceu uma melhor distribuição das tensões.

6 DISCUSSÃO

O sucesso da implantodontia já está consagrado para diversos tipos de tratamento reabilitador (Menassa et al., 2016). Não está claramente definida na literatura quais as características fundamentais para restaurar um espaço edêntulo de mesmas dimensões, com 2 ou 3 implantes. Para uma perda de 3 unidades dentárias, a implantação de dois implantes distais e um pântico central é suficiente para gerar estabilidade do conjunto (Belser et al., 2000). Em casos onde a limitação anatômica está presente ou a condição socioeconômica é desfavorável, este tipo de resolução pode ser um caminho para solução da reabilitação (Kim Y et al., 2014).

Porém muitos clínicos optam por inserir números de implantes para cada elemento dental perdido, quando essa situação é possível. Com o intuito de maximizar a dissipação de forças geradas pela mastigação, uma crença não comprovada. Assim sendo, este axioma deve ser esclarecido por uma pesquisa em biomecânica, onde os resultados forneçam dados para solidificar esta conduta.

A aplicação dos conhecimentos da bioengenharia tem ajudado a compreender os mecanismos da osseointegração dos implantes dentários. Varias técnicas podem ser utilizadas como: a fotoelasticidade, a correlação de imagem digital, análise de elemento infinito e extensometria (Rubo, Souza, 2001; Goiato et al., 2009; Pesqueira et al., 2014). Com o objetivo de simular o comportamento da estrutura óssea in vivo, e repetir uma situação clínica, optou-se por um modelo artificial com propriedades elásticas uniformes (isotrópicas) e características mecânicas comparáveis ao trabeculado ósseo humano (Moretti Neto et al., 2011) para ser utilizado na extensometria. O poliuretano apresenta uma média de módulo de elasticidade de 3,6 GPa e o osso medular uma média de 3,9 GPa, densidade média trabecular de 1.14 g/cm^3 (Misch et al., 1999; Wiskott, Belser, 1999). A limitação do poliuretano é ser um material homogêneo, diferente do osso que contém trabeculado e diversas densidades (Misch et al., 1999).

Alguns estudos na literatura utilizaram outros tipos de suporte para a análise extensométrica com implantes dentais, o osso bovino seria uma alternativa porém a comparação direta com o osso humano revelou propriedades físico-química diferentes, além da dificuldade em fixar os extensômetros na presença de

umidade, comprovado no primórdio desta linha de pesquisa. Diversas limitações estão associadas com o uso de cadáver humano como espécime nos estudos biomecânicos dos ensaios *in vitro* (Krafft et al., 2012), sendo também inadequado por apresentar uma grande variabilidade no módulo de elasticidade e densidade do osso, além de ter uma superfície que dificulta a colagem dos extensômetros (Miyashiro et al., 2011). Extensômetros *in vivo* foram utilizados sob pânticos (Heckman et al., 2006), contudo a deformação avaliada não é do osso, mas sim da peça protética.

Mesmo com algumas restrições, o poliuretano permitiu um travamento dos implantes comparado ao travamento clínico preconizado (40 Ncm). Diversos autores salientaram existir uma correlação dos resultados obtidos de modelos artificiais e das situações clínicas, de forma a validar positivamente o uso do poliuretano (Kim WD et al., 1999; Moretti et al., 2011; Krafft et al., 2012).

Neste estudo foi padronizada a posição dos extensômetros (Abreu et al., 2012; Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013, 2015 na superfície do bloco de poliuretano (região cervical tangenciando os implantes) assim como a localização das grades desses extensômetros (direcionadas para o pilar ou para o centro do pântico) para que os sinais elétricos captados por eles e processados pelo software pudessem ser comparados entre os blocos 1 e 2.

De acordo com estudos prévios não foi encontrado diferença entre as coifas usinadas e coifas plásticas em prótese implantossuportadas por 3 implantes (Vasconcellos et al., 2010, 2015; Nishioka et al., 2010), logo, preferiu-se por coifas plásticas devido ao custo mais acessível. Os implantes foram inseridos de maneira linear para submeter os dois grupos em um padrão de estudo, sendo que alguns artigos não encontraram diferença entre linear e compensado (Nishioka et al., 2011; Batista et al., 2015)

Na etapa da moldagem de transferência para a confecção do bloco de resina fotoelástica, optou-se somente pela união dos transferentes com resina acrílica de polimerização rápida por acreditar que a contração da resina acrílica é mínima não interferindo no estudo, técnica também descrita clinicamente na moldagem de transferência de implantes (Valle et al., 2013).

Essa configuração do modelo experimental vem sendo apresentada em diversos estudos com o objetivo de investigar as microdeformações ao redor de

implantes (Abreu et al., 2012, Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013).

Uma das propostas desse estudo foi comparar a microdeformação ao redor dos implantes nos locais de aplicação de carga, pontos: A, B e C. O teste ANOVA revelou resultados estatísticos que indicaram diferença entre próteses suportada por 2 ou 3 implantes ($p=0,0001$), todos os pontos de aplicação de carga apresentaram uma média maior em microdeformação no bloco com 2 implantes do que com 3. O ponto B foi o local com maior diferença entre os grupos, sendo $2326,95 \mu\epsilon$ (no bloco com 2 implantes) e $1006,57 \mu\epsilon$ (bloco com 3 implantes). Os registros obtidos nesta pesquisa reforçam os dados obtidos por Vasconcellos et al. (2015) utilizando se da extensometria, que compararam a utilização de implantes de implantes de hexágono interno e interno, para os mesmos pontos de aplicação de carga e obtiveram valores de deformação muito próximos, encontrando apenas diferença estatística entre os pontos de aplicação de cargas não axiais, ressalta se que, não mencionaram diferenças entre os dois tipos de conexão protética utilizada.

Chen et al. (2012) analisaram pelos elementos finitos e ressaltaram que uma prótese de 3 elementos deve ser usada em conjunto com 3 implantes quando custo e espaço anatômico permitem e que 2 implantes sobre uma prótese unida deva ser evitada, devido aos altos valores de tensão para dois implantes $4167\mu\epsilon$. Os valores encontrados por eles foram superiores ao deste estudo, uma das razões pode estar relacionado com as diferenças do material utilizado nas próteses (liga-titânio puro recoberta com cerâmica feldspática), a direção (45°) de aplicação de cargas nos modelos, assim como o comprimento dos implantes (10 mm). O efeito de uma quantidade maior de pilares protético influenciou também na redução das cargas axiais e não aumentou o movimento de alavanca, para este obter estes resultados, Naconecy et al. (2010) utilizaram da extensometria para avaliar simulações clínicas com três, quatro e cinco pilares.

Contudo, o desajuste na margem após a instalação da infraestrutura está relacionado com um aumento na tensão na região ao redor dos implantes (Markarian et al., 2007), em próteses suportadas por 3 implantes esse desajuste poderia também ter uma presença mais significativa do que nas próteses suportadas por 2 implantes, porém neste estudo esse fator aparentemente não foi evidenciado. Os resultados encontrados por Karl et al. 2006, revelam que em

próteses clinicamente aceitáveis, nenhuma delas evidenciou uma completa passividade de adaptação, todas tiveram diferentes graus de deformação.

O diâmetro da plataforma utilizada neste estudo foi padrão (4.1 mm), e foi verificado em estudos prévios que o diâmetro dos implantes tem uma influência na redução da tensão na crista alveolar das próteses suportada por 2 implantes e que essa carga pode ser reduzida em até 37% (Huang et al., 2005).

Algumas diferenças dos valores de microdeformação encontradas nos testes *in vitro* e *in vivo* podem ser pelo fato de que, no bloco de poliuretano o implante está inserido de maneira mais rígida do que o osso humano (Hackman et al., 2006). Os testes *in vitro* são simulações das situações clínicas, mas refletem com condições ideais aspectos biomecânicos.

Tal como o modelo de poliuretano utilizado na extensometria, o modelo fotoelástico possui uma estrutura homogênea e isotrópica diferente dos tecidos biológicos que são constituídos por um osso cortical e medular de diferentes densidades (Kim et al., 1999; Mahler, Peyton, 1995). A microdeformação do bloco de poliuretano está em conjunto com as tensões da resina fotoelástica, tanto a extensometria como a fotoelasticidade são ensaios mecânicos que se complementam. Mesmo com suas limitações, é uma técnica *in vitro* que apresenta confiabilidade dos resultados (Brodsky et al., 1975)

Para a análise fotoelástica os modelos devem apresentar dimensões e morfologia que facilitem a visualização de franjas e bandas pelo polariscópio (Gennari Filho et al., 2014). Os modelos fotoelásticos apresentaram-se livre tensão após o tratamento de alívio de tensão como podemos observar nas Figuras 30A e 34A. Esse tratamento foi fundamental para aliviar qualquer tensão que poderia estar relacionado com os implantes ou com a instalação do aperto do parafuso da prótese sobre implante.

As imagens de fotoelasticidade revelaram uma melhor distribuição de carga quando a prótese de 3 elementos foi suportada por 3 implantes. É possível visualizar um menor número de franjas, o que correspondeu a uma magnitude de força menor (uma menor intensidade de tensão). Segundo Aguiar et al. (2013), na fotoelasticidade, a magnitude de tensão gerada até pode ser modificada mas o local da concentração das franjas e bandas substancialmente não se alteraram.

Observamos que na prótese suportada por 2 implantes, foi encontrada um

maior número de franjas no terço apical e na cervical destes implantes. Esse achados estão de acordo com outros estudos que observaram a tensão em coroas unidas apoiadas por 2 implantes com pântico central (Heckman et al., 2006; Goiato et al., 2014; Pellizzer et al., 2013). Comparando com as imagens de uma prótese suportada por 3 implantes, verificamos que esta revelou uma melhor distribuição das tensões, o que pode ser corroborado em outro estudo sobre o efeito da união de próteses sobre implantes (Guichet et al., 2002). Além disto, na simulação com dois implantes a amplitude das franjas é mais vasta, originando uma profusa onda de tensão tanto no local onde é aplicado a carga, como também no implante adjacente.

Sabe-se que do ponto de vista biomecânico, que a transmissão de forças pode influenciar a longo prazo o sucesso do implante, desde que haja sucesso na osseointegração (Quirynen et al., 1992; Leucht et al., 2007; Goiato et al., 2014). Tal como o estudo de Goiato et al. (2014), foi possível verificar a transmissão de força axiais ou oblíquas principalmente na região apical e região cervical dos implantes.

Os resultados deste estudo estão em consonância com os resultados encontrados no estudo de Mahshid et al. (2014) que revelaram com elementos finitos que uma prótese implanto suportada apresenta uma melhor dissipação da carga se estiver suportada por 3 implantes do que com 2.

Devido às limitações dos ensaios com fototelasticidade, foi difícil determinar a quantidade de tensão aceita clinicamente (Goiato et al., 2014); contudo, a extensometria complementou com resultados quantitativos nesta pesquisa.

Variações inerentes aos procedimentos técnicos realizados como a fundição pode levar a uma distorção da peça protética, moldagem de transferência que dificultam uma padronização do corpo-de-prova , limitações que podem interferir na interpretação dos resultados obtidos.

A aplicação de carga oclusal e axial foi simulada nestes testes, porém sabe-se que outras formas de cargas ocorrem em uma condição normal de mastigação. Existem regiões com maior susceptibilidade a perda de implantes, assim como a densidade óssea também influenciar (Lee et al., 2016).

Os resultados obtidos desta pesquisa encontraram-se nos parâmetros da fisiologia óssea, compartilhado com os dados de Wiskott e Belser (1999) que determinaram que os valores entre 100 $\mu\epsilon$ a 2000 $\mu\epsilon$ são referentes a um

carregamento normal (homeostasia óssea), já um carregamento moderado, 2000 $\mu\epsilon$ a 4000 $\mu\epsilon$ pode levar ao aparecimento de uma massa óssea; todos os valores de microdeformação encontrados nesse estudo não ultrapassam o limite fisiológico do osso, sendo indicada para reabilitação oral.

Toda fundamentação de uma pesquisa, idealmente deveria ser extrapolada para a atividade clínica; pesquisa clínica, pois á partir desta conduta, sairíamos do empirismo prático para o exercício clínico com solidificação científica. Com esta vertente de raciocínio, com segurança podemos transportar os registros obtidos deste trabalho, com a simbiose de duas metodologia a extensometria e a fotoelasticidade, para o cotidiano. Esta diretriz irá respaldar a confiança no planejamento protético de que, a biomecânica que reside em prótese suportada por três implantes irá determinar uma menor quantidade de tensão\ deformação, quando comparada com a mesma configuração de prótese suportada por dois elementos. Além disto, esta conduta assevera o postulado que um número maior de implantes é imprescindível para o sucesso da reabilitação protética sobre implantes.

Um futuro claro para completar esta análise biomecânica seria incorporar a análise por elementos finitos, que de maneira categórica iríamos solidificar este protocolo de tratamento

7 CONCLUSÃO

Baseado nos resultados apresentados, independente do local do ponto de aplicação de carga, as próteses suportadas por 3 elementos tiveram um comportamento biomecânico mais favorável em relação a distribuição das microdeformação e tensão ao redor do implante.

Dentro das limitações desse estudo e com a metodologia empregada podemos concluir que:

- a) As análises extensométrica e fotoelastica obtiveram resultados compatíveis nas microdeformações e tensões geradas pelo carregamento axial;
- b) Os dados da extensometria apontaram a maior deformação ao redor das próteses suportada por 2 implantes, principalmente na região do pântico, ponto B;
- c) As imagens fotoelásticas revelaram uma melhor dissipação de tensão no bloco com 3 implantes para qualquer local de aplicação de carga.

REFERÊNCIAS*

- 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;21(7):535-9. PMID: 22905920 Doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x.
- Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of micro strain around three-morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz. J Oral Sci.* 2010;(9):11-5.
- Aguiar Jr FA, Tioffi R, Macedo AP, Mattos MGC, Ribeiro RF, Rodrigue RCS. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant-supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(5):397-402. PMID: 24212984 PMCID: PMC3881849 Doi: 10.1590/1679-775720130049.
- Akça K, Fanuscu M, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont.* 2008;17(8):616-20. PMID: 18798784 Doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00365.x.
- Baracat LF, Teixeira AM, dos Santos MBF, da Cunha VPP, Marchini L. Patients' expectations before and evaluation after dental implant therapy. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;13(2):141-5. Doi 10.1111/j.1708-8208.2009.00191.x.
- Batista VE, Santiago Junior JF, Almeida DA, Lopes LF, Verri FR, Pellizzer EP. The effect of offset implant configuration on bone stress distribution: a systematic review. *J Prosthodontic.* 2015;24(2):93-9. PMID: 25220644 Doi: 10.1111/jopr.12221.
- Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11(1):126–5. PMID: 11168262.
- Bonachela WC, Rosseti PHO. Overdenture: das raízes aos implantes osseointegrado- planejamento, tendências e inovações. São Paulo: Santos; 2002. 216 p.
- Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pietursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16(3):326-34. PMID: 15877753 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01105.x.
- Branemark, P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132. PMID: 356184.
- Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod.* 1975;67(1):1-10. PMID: 803022.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Cehreli MC, Duyk J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15(2):249-57. PMID: 15008938.

Cehrelli MC, Kökat AM, Comert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Akça K. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(10):1163-9. PMID: 19681964 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01758.x.

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;27(2):341-5. PMID: 22442773.

Chen XY, Zhang CY, Nie EM, Zhang MC. Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent.* 2012 Aug;21(4):340-3. PMID: 22814561 Doi: 10.1097/ID.0b013e31825cbc67.

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. PMID: 8112794.

Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(5):953-9. PMID: 20862409.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88. PMID: 8060014 Doi: 10.1043/0003-3219(1994)064<0175:WLABSA>2.0.CO;2.

Galvão GH, Grossi JA, ZielaK JC, Giovanni AF, Furuse AY, Gonzaga CC. Influence of metal and ceramic abutments on the stress distribution around narrow implants: a photoelastic stress analysis. *Implant Dent.* 2016;25:1-5. PMID: 26963745 Doi: 10.1097/ID.0000000000000406.

Gennari Filho GH, Silva CR, Goiato MC, Mazaro JVQ. Influência das variáveis morfológicas em modelosfotoelásticos com implantes, submetidos a carga axial. *Rev Odontol Araçatuba.* 2014;35(1):14-7.

Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferraçp R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg.* 2009;20(2):561-4. PMID: 19305257 Doi: 10.1097/SCS.0b013e31819ba3a6.

Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Haddad MF, Moreno A. Photoelastic stress analysis in prosthetic implants of different diameters: mini, narrow, standard or wide.

J Clin Diag Res. 2014;8(9):ZC86-90. PMID: 25386531 PMCID: PMC4225983 Doi: 10.7860/JCDR/2014/8489.4902.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent. 2002;87(5):528-35. PMID: 12070516.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on *in vitro* and *in vivo* strain measurements. Clin Oral Implants Res. 2006;17(3):345-50. PMID: 16672032 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01177.x.

Hollweg H, Jacques LB, da Silva Moura M, Bianco VC, Souza EA, Rubo JH. Deformation of implant abutments after framework connection using strain gauges J Oral Implantol. 2012 Apr;38(2):125-32. Doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00068.

Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):466-72. PMID: 16117772 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01124.x.

Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(4):475-80. PMID: 1687920.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res. 1997;8(1):1-9. PMID: 9586450

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res. 2006;17(2):8-18. PMID: 16968378 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6(3):270-6. PMID: 1813395.

Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. Clin Implant Dent Relat Res. 2006;8(2):61-9. PMID: 16774591 DOI: 10.1111/j.1708-8208.2006.00003.x.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. *In vivo* stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. J Prosthodont. 2006;15(1):20-4. PMID: 16433647 Doi: 10.1111/j.1532-849X.2006.00064.x.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont*. 2008;17(1):3-8. PMID: 17927737 Doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00236.x.

Kim Y, Park JY, Park SY, Oh SH, Jung Y, Kim JM, et al. Economic evaluation of single-tooth replacement: dental implant versus fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(3):600-7. PMID: 24818198.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. *In vitro* stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent*. 1999;8(2):141-51. PMID: 10635156.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):401-12. PMID: 15248874 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x.

Krafft T, Winter W, Wichmann M, Karl M. *In vitro* validation of a novel diagnostic device for intraoperative determination of alveolar bone quality. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(2):318-28. PMID: 22442770.

Lee J, Lee Y, Kim YL, Cho HW. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *J Prosthet Dent*. 2016;115(2):161-9. PMID: 26548878 Doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.021.

Lekholm U, Gröndahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8(4):178-86. PMID: 17100743 Doi: 10.1111/j.1708-8208.2006.00019.x.

Leucht P, Kim JB, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB, et al. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone*. 2007;40(4):919-30. PMID: 17175211 PMCID: PMC1987325 Doi: 10.1016/j.bone.2006.10.027.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. 1955;34(6):831-8. PMID: 13271653.

Mahshid M, Geramy A, Ejlali M, Sedaghat Monfared M, Rezvani Habib Abadi S. Effect of the number of implants on stress distribution of anterior implant-supported fixed prostheses combined with a removable partial denture: a finite element analysis. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(3):335-42. PMID: 25628669 PMCID: PMC4290762. PMID: 25628669 PMCID: PMC4290762.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22. PMID: 17362421 Doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00161.x.

Menani LR, Tiossi R, de Torres EM, Ribeiro RF, de Almeida RP. Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. *J Craniofac Surg.* 2011;22(2):674-8. PMID: 21415635 Doi: 10.1097/SCS.0b013e3182074571.

Menassa M, de Grandmont P, Audy N, Durand R, Rompré P, Emami E. Patients' expectations, satisfaction, and quality of life with immediate loading protocol. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(1):83-9. PMID: 25376858 Doi: 10.1111/clr.12515.

Merheb J, Graham J, Coucke W, Roberts M, Quirynen M, Jacobs R, et al. Prediction of implant loss and marginal bone loss by analysis of dental panoramic radiographs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(2):372-7. PMID: 25830397.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):345-53. PMID: 7615331.

Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):535-47. PMID: 11105009 Doi: 10.1067/mpr.2000.110264.

Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(1):110-24. PMID: 25615920.

Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;54(6): 700-6. PMID: 10368096.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(3):244-8. PMID: 21625741 PMCID: PMC4234337.

Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(1):47-51. PMID: 21437469 PMCID: PMC4245863.

Naconecy MM, Geremia T, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci.* 2010;15:178-85. PMID: 20485930.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(3):225-30. PMID: 20856998.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011;20(2):24-32. PMID: 21448016 Doi: 10.1097/ID.0b013e318211fce8.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015;26(3):258-62. PMID: 26200149 Doi: 10.1590/0103-6440201300321.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of a cavity preparation. *J Dent Child.* 1949;16(4):24-8. PMID: 15408452.

Oates TW. Do implants really help? A look at how implants enhance the quality of life for our patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(3):542-5. PMID: 24932465.

Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ, Wilson R. A prospective clinical trial of single Astra Tech 4.0 or 5.0 diameter implants used to support two-unit cantilever bridges: results after 3 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(1):35-40. PMID: 21443587 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02160.x.

Pellizzer EP, Tonella BP, Ferração R, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg.* 2010;21(4):1110-3. Doi: 10.1097/SCS.0b013e3181e1b46e.

Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Sánchez DM, Rinaldi GA, de Aguirre CC, et al. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg.* 2011;22(2):434-7. PMID: 21403571 Doi: 10.1097/SCS.0b013e318207477c.

Pellizzerl EP, Santiago Junior JF, Batista VES, Mello CC, Lopes LFTPV, Almeida DAF, et al. Influence of increasing the length in dental implants. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.* 2013;13(3):87-94. ISSN 1808-5210.

Pesqueira AA, Goiato MC, Gennari Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014;40(2):217-28. PMID: 24779954 Doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(6):667-76. PMID: 15533127 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01120.x.

Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(3):97-113. PMID: 17594374 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x.

Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success of Branemak system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3:104-11. PMID: 1290790.

Rezende CE, Cjase-Diaz M, Costa MD, Albarracin ML, Paschoeto G, Sousa EA, et al. Stress Distribution in Single Dental Implant System: Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on an *In Vitro* Experimental Model. *J Craniofac Sur.* 2015;26(7):2196-200. PMID: 26192032 Doi: 10.1097/SCS.0000000000001977.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001;9(3/4):97-103.

Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:69-85. PMID: 19885435.

Souza FL, Araujo CA. Fotoelasticidade automatizada utilizando luz polarizada elíptica. *Horizonte Científico.* 2007;1(1):1-13.

Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(2):114-20. PMID: 27119758 PMCID: PMC4836917 Doi: 10.1590/1678-775720150297.

Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(2):196-200. PMID: 19191796 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01609.x.

Takemae R, Uemura T, Okamoto H, Matsui T, Yoshida M, Fukazawa S, et al. Changes in mental health and quality of life with dental implants as evaluated by General Health Questionnaire (GHQ) and Health Utilities Index (HUI). *Environ Health Prev Med.* 2012;17(6):463-73. PMID: 22528208 PMCID: PMC3493630 Doi: 10.1007/s12199-012-0275-9.

Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11(Suppl.1):101-7. PMID: 11168260.

Tiossi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, Fok AS, et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(2):276-84. PMID: 24461947 Doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029.

Tiossi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater.* 2013;29(7):788-96. PMID: 23694844 Doi: 10.1016/j.dental.2013.04.010.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraco R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011;22(6):2060-3. PMID: 22067856 Doi: 10.1097/SCS.0b013e3182319812.

Ueda M, Niimi A, Murakami I, Kaneda T. Masticatory improvement using osseointegrated implants: analysis of Japanese patients' responses through questionnaires. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):568-72. PMID: 8112798.

Valle AL. Moldagem e modelo de trabalho. In: Pegoraro LF, Valle AL, Araujo CRP, Conti PCR. *Prótese Fixa: bases para planejamento em reabilitação oral*. São Paulo: Artes Médicas; 2013:227-74

Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Pral Sci*. 2011;19(6):610-5. PMID: 22230995 PMCID: PMC3973462.

Vasconcellos LG, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, *in vitro* strain gauge analysis. *J Craniofac Surg*. 2013;24(6):546-51. PMID: 24220463 Doi: 10.1097/SCS.0b013e31829ac83d.

Vasconcellos LG, Kojima AN, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I. Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: strain gauge analysis. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):149-54. PMID: 23574373 Doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00174.

Vigolo P, Mutinelli S, Zaccaria M, Stellini E. Clinical evaluation of marginal bone level change around multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 10-year randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):411-8. PMID: 25830402.

Walton TR. An Up-to-15-Year Comparison of the Survival and Complication Burden of Three-Unit Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses and Implant-Supported Single Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(4):851-61. PMID: 26252025.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003;91(1):31-6. PMID: 14505187 Doi: 10.1007/s10266-003-0029-7.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31. PMID: 8468083.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(6):429-44. PMID: 10740452.

Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(3):356-64. PMID: 23551688 Doi: 10.1111/cid.12066.

Yilmaz B, Seidt JD, Clelland NL. Displacement of screw-retained splinted and nonsplinted restorations into implants with conical internal connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(6):1289-92. PMID: 25397792.

Zanardi PR, Stegun RC, Sesma N, Costa B, Shibli JA, Laganá DC. Stress Distribution Around Dental Implants Placed at Different Depths. *J Craniofac Surg*. 2015;26(7):2163-6. PMID: 26468803 Doi: 10.1097/SCS.0000000000002119.