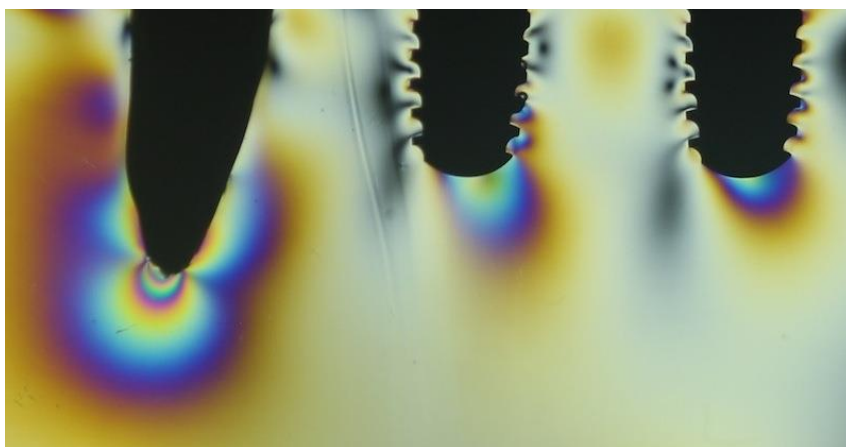


**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

ADRIANA VIEIRA MARTINS

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA UNIÃO DENTE-IMPLANTE COM
PLATAFORMA *SWITCHING*, SISTEMA DE RETENÇÃO TIPO CONE MORSE
E ROSCAS QUADRADAS**



Belo Horizonte
2013

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

ADRIANA VIEIRA MARTINS

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA UNIÃO DENTE-IMPLANTE COM
PLATAFORMA *SWITCHING*, SISTEMA DE RETENÇÃO TIPO CONE MORSE
E ROSCAS QUADRADAS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Luiz Thadeu de Abreu Poletto

Coorientador: Prof. Dr. Wellington Márcio dos Santos Rocha

Belo Horizonte
2013

Dedico este trabalho à minha pequena **Maria Clara**
e ao meu querido esposo, **Marcus Augusto**,
que durante todo o tempo simplesmente
me apoiaram, torceram e aliviaram os momentos difíceis.
Obrigada por compreenderem a ausência. Vocês são fundamentais em minha vida.

À minha irmã **Heloisa** e ao meu cunhado **Geraldo**,
por me oferecerem total tranquilidade durante todo o tempo deste projeto,
dedicando-se como verdadeiros pais aos cuidados de minha Maria Clara.

Aos meus pais, **Edson e Imaculada**,
verdadeiros exemplos a serem seguidos.

A **Deus**,
pela luz, força, saúde, felicidade e tranquilidade que me facultou.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Wellington Márcio dos Santos Rocha**, coorientador e idealizador desta pesquisa, agradeço pelos ensinamentos e dedicação nos momentos mais difíceis, porém necessários ao aprendizado e amadurecimento.

Ao **Prof. Dr. Wellington Antonio Soares (CDTN)**, nosso colaborador, mas que na prática dedicou-se com afinco a esta pesquisa. Profundo conhecedor da Técnica Fotoelástica e exímio mestre, disponibilizou seu tempo para acompanhar os ensaios, dúvidas, fazendo destas, oportunidade de aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque**, com quem estudei e me dediquei à Odontologia, agradeço por colaborar, acreditar e torcer por mais esta conquista. Exemplo de mestre, digno dos frutos que a odontologia lhe traz: admiração e exemplo a ser seguido.

Ao colaborador **Vlamiir Caio Estanislau de Almeida (CDTN)**, agradeço pela dedicação aos ensaios e por colocar-se inteiramente à disposição, além do Dr. Wagner Reis da Costa Campos, por também colaborar.

Aos mestres **Prof. Dr. Lincoln Dias Lanza** e **Prof. Dr. Marcos Dias Lanza**, os quais servem de exemplo a nós, seus eternos alunos.

Ao **Prof. Dr. Nelson França**, pela atenção e por disponibilizar seus conhecimentos.

À **Profa. Dra. Tulimar Machado Cornacchia** por acreditar no projeto e me guiar nos primeiros caminhos.

À amiga Mônica Las Casas Tavares, responsável pela ajuda final, agradeço pela paciência, capacidade e dedicação.

Como bolsista, agradeço ao **CNPq** pelo apoio, assim como à **CAPES**.

Ao **Colegiado de Pós-graduação**.

À **Gió, Laís** e **Beth**, pela presteza, competência e gentileza em ajudar.

Aos amigos **Giovani Lana, Rodrigo Cavalcante** e **Luis Fernando Morgan**, pelo companheirismo.

RESUMO

A união de dentes e implantes, inicialmente requerida como meio para compensar a falta de estabilidade das próteses implanto suportadas, tornou-se uma opção restauradora ao edentulismo parcial. O objetivo deste trabalho é avaliar, por meio da fotoelasticidade, a biomecânica da união dente-implante, apresentando estes implantes, plataforma restauradora reduzida (Plataforma *Switching*), sistema de retenção tipo Cone Morse, além de roscas quadradas. A partir de um estudo piloto, também pretendeu-se fornecer subsídios para escolha da resina fotoelástica mais adequada à construção de modelos com dentes e/ou implantes sob carregamento oclusal, a partir de quatro marcas de resinas muito utilizadas em ensaio fotoelástico bidimensional. Foram construídos quatro modelos mestres, sendo dois modelos de teste (primeiro pré-molar inferior esquerdo e um implante na região de primeiro molar inferior esquerdo restaurados com prótese fixa de três elementos em Ni-Cr; segundo pré-molar inferior esquerdo e dois implantes na região de primeiro e segundo molares inferiores esquerdos, restaurados com prótese fixa de cinco elementos em Ni-Cr, tendo um elemento suspenso anterior) e dois modelos controle (a mesma condição anterior, no entanto, implanto suportada). A partir dos modelos mestres e escolha da resina, foram obtidos quatro modelos em resina fotoelástica (Araldite® - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil), os quais foram submetidos a ensaio fotoelástico bidimensional. A carga aplicada foi concentrada, vertical e de 150 Newtons, no centro de cada elemento da prótese fixa. Os resultados indicaram menores intensidades de tensão na região de crista óssea dos pilares de implantes quando unidos a dentes naturais, ou até mesmo ausência de tensão naquelas regiões, quando comparadas à mesma condição implanto suportada. Dessa forma, foi possível concluir que a plataforma restauradora reduzida, associada à conexão cônica e roscas quadradas, no contexto da união dente-implante, tornou a distribuição das tensões favorável aos pilares de implantes. Além disso, das quatro marcas de resinas avaliadas, a resina Araldite foi a mais adequada à condição simulada.

Palavras-chave: União dente-implante; Biomecânica; Plataforma *Switching*; Cone Morse; Roscas Quadradas; Fotoelasticidade e Materiais Birrefringentes.

ABSTRACT

Photoelastic analysis union tooth-implant with Switching platform, Cone Morse retention system and square threads

The union of teeth and implants initially required as a means to compensate for the lack of stability of the prosthetic implant has become an option restoring the edentulous partial. The aim of this study is to evaluate, by means of photoelasticity, the biomechanics of implant-tooth union, presenting these implants, restorative reduced platform (Platform Switching), restraint Morse Taper and square threads. A pilot study also helped us to provide a basis for choosing the most appropriate photoelastic resin to build models with teeth and / or implants under occlusal loading from four brands of resins widely used in two-dimensional photoelastic test. Four models were constructed: two test models (lower left first premolar and an implant in the region of first molar lower left restored with fixed prostheses three elements in Ni-Cr and lower left second premolar and two implants in region of first and second molars lower left restored with fixed prosthesis five elements in Ni-Cr having a mesial cantilever) and two control models (the same condition above, however, Implant supported). From the master models and choice of resin, four models were obtained in photoelastic resin (Araldite® - Chemicals Ciba S/A of Brazil). They were subjected to two-dimensional photoelastic test. A vertical and concentrated load with magnitude of 150 N was applied at the center of each element of fixed prosthesis. The results indicate lower intensities of tension in the region of the crestal bone implant abutments when attached to natural teeth, or even absence of tension in these regions when compared to the same implant supported condition. Thus, it was concluded that the reduced restorative platform, associated with conical connection and square threads, in the context of union tooth-implant, made the stress distribution in favor of the implant abutments. Furthermore, the four brands of resins evaluated, the Araldite resin was the most suitable for the simulated condition.

Keywords: Union-tooth Implant; Biomechanics; Platform Switching; Cone Morse; Photoelasticity, Birrefringent Materials.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Modelos dos cinco implantes analisados	24
Quadro1	Relação dos modelos e marcas comerciais dos implantes pesquisados	24
Figura 2	Tipos de rosca	25
Figura 3	Direção das tensões resultantes na interface osso-implante para roscas em “V” e roscas planas ou quadradas	26
Figura 4	Imagem de garfo e faca descartáveis, obtida em polariscópio de transmissão (tensões residuais)	38
Figura 5	Onda Eletromagnética com seus campos elétricos e magnéticos associados	40
Figura 6	Retardo (δ) sofrido pela onda ao sair do meio cristalino	40
Figura 7	Fenômeno da birrefringência mecânica	41
Figura 8	Comportamento da luz ao penetrar em uma placa birrefringente	42
Figura 9	Planos de polarização da luz	43
Figura 10	Arranjo de um polariscópio plano	44
Figura 11	Arranjo de um polariscópio circular, campo escuro	44
Figura 12	Esquema ilustrando a completa extinção da luz a partir do posicionamento de 90° entre os eixos do polarizador e analisador	45
Figura 13	Sequência de franjas geradas com luz branca	47
Figura 14	Imagem de um disco sob compressão diametral, indicando o número inteiro de Ordem de Franja e suas transições	49
Figura 15	Modelos Mestres	54/55
Figura 16	Dentes humanos e pilares selecionados para a pesquisa	56
Figura 17	Reprodução dos blocos e verificação do paralelismo entre os pilares	57
Figura 18	Relação da altura do gesso com os pilares	57
Figura 19	Vista oclusal dos modelos mestres obtidos	58
Figura 20	Moldagem com casquete	58
Figura 21	Enceramentos	59
Figura 22	Próteses fixas total-metálicas	60
Figura 23	Preparação dos modelos mestres para obtenção dos modelos fotoelásticos	60/61
Figura 24	Moldagem de transferências das próteses e moldagem do disco metálico	61/62

Figura 25	Recuperação dos dentes incluídos nos modelos mestres	62
Figura 26	Reprodução do ligamento periodontal	63
Figura 27	Posicionamento dos pilares nos espaços das próteses	64
Figura 28	Vazamento da resina fotoelástica	65
Figura 29	Modelos fotoelásticos e disco de resina	65
Figura 30	Imagens do polariscópio de transmissão (CDTN)	66
Figura 31	Célula de carga	66
Figura 32	Tratamento térmico das tensões residuais	67
Figura 33	Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MT1, visto em polariscópio circular, campo escuro	68
Figura 34	MT1 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro	69
Figura 35	Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MC1, visto em polariscópio circular, campo escuro	70
Figura 36	MC1 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro	71
Figura 37	Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MT2, visto em polariscópio circular, campo escuro	72
Figura 38	MT2 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro	73/74
Figura 39	Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MC2, visto em polariscópio circular, campo escuro	75
Figura 40	MC2 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro	76
Figura 41	Imagens fotoelásticas dos modelos MT1 e MC1	81
Figura 42	Imagens fotoelásticas dos modelos MT2 e MC2 dento-implanto suportados de quatro elementos	82
Figura 43	Imagens fotoelásticas da prótese implanto suportada de quatro elementos	83/84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensionais ou duas dimensões
3D	Tridimensionais ou três dimensões
ATM	Articulação Temporo-Mandibular
BIC	<i>Bone-implant contact</i> (Contato Osso-Implante)
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
CP	Coeficiente de Poisson
CR	Conexão rígida
CRP	Conexão rígida com parafuso oclusal
CSR	Conexão semirrígida
ECC	Ensaio clínico controlado
ECR	Estudo controlado randomizado
<i>et al.</i>	Expressão em latim, corresponde à abreviatura de <i>et alii</i> (e outros)
HE	Hexágono externo
HI	Hexágono interno
ITI	<i>International Team of Implantology</i> (associação acadêmica internacional composta por clínicos e pesquisadores do ramo da implantodontia)
MBL	<i>Marginal bone level</i> (Nível Ósseo Marginal)
MD	Mobilidade dentária
ME	Módulo de Elasticidade
MEF	Método dos Elementos Finitos
MOF	<i>Maximum occlusal force</i> (Força Oclusal Máxima)
<i>p</i>	Valor- <i>p</i> ou probabilidade de significância. De um modo geral, na área médica, considera-se que valor- <i>p</i> menor ou igual a 0,05 indica que há diferenças significativas entre os grupos comparados.
PC	Plataforma restauradora convencional
PDIS	Prótese dento-implanto suportada
PIS	Prótese implanto suportada
PR	Plataforma reduzida
PRR	Plataforma restauradora regular
PS	Plataforma <i>Switching</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

f_{σ}	Constante fotoelástica
GPa	Giga Pascal. Equivale a 10^9 N/m ² ou 10 ³ MPa
MPa	Mega Pascal
μm	micrometro
N	Newton
N	Ordem de Franja
nm	Nanômetro
°C	Grau Celsius
pp	partes em peso

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	15
2.1 Objetivo geral	15
2.2 Objetivos específicos	15
3. REVISÃO DE LITERATURA	16
3.1 União dente-implante e fatores relacionados	16
3.2 Fotoelasticidade	38
3.2.1 <i>A Fotoelasticidade e a Odontologia</i>	39
3.2.2 <i>Descrição do método</i>	39
3.2.3 <i>A Fotoelasticidade e o equipamento utilizado</i>	43
3.2.4 <i>Ensaio fotoelástico</i>	45
3.2.5 <i>Formação das imagens</i>	46
3.2.6 <i>Interpretação das imagens</i>	48
3.2.7 <i>Cálculo da Ordem de Franja (N)</i>	48
3.2.8 <i>Calibração do material</i>	50
3.2.9 <i>Resinas Fotoelásticas – Propriedades requeridas e tipos disponíveis</i>	50
4. JUSTIFICATIVA	53
5. MATERIAIS E MÉTODOS	54
5.1 Obtenção dos modelos mestres	54
5.2 Confeção das próteses	59
5.3 Fabricação dos modelos fotoelásticos	61
6. RESULTADOS	67
7. DISCUSSÃO	77
8. CONCLUSÕES	88
REFERÊNCIAS	89
APÊNDICE A – Estudo Piloto: Relevância da resina no sistema fotoelástico	94

1. INTRODUÇÃO

A necessidade da reposição dos dentes ausentes é indiscutível para os pacientes quando a área edêntula é o segmento anterior, mas, da mesma forma, é reconhecido que as ausências dentárias posteriores devem ser reabilitadas. A perda de um dente pode promover o desequilíbrio do arco dental, na medida que os dentes antagonistas e os dentes adjacentes podem migrar para este espaço desdentado. Neste sentido, o caminho para restabelecer a integridade do arco dental é a reabilitação (SHILLINGBURG JÚNIOR *et al.*, 1998).

Em se tratando de pacientes que dispõem de um número reduzido de dentes pilares para uma reabilitação fixa, esta pode compreender desde próteses dento suportadas até reabilitações implanto e/ou dento-implanto suportadas (DALKIZ *et al.*, 2002; CORDARO *et al.*, 2005). O planejamento restaurador irá depender, principalmente, da quantidade e disposição dos dentes remanescentes, da área de inserção periodontal, quantidade de estrutura dental remanescente, custo, expectativa do paciente, disponibilidade óssea para os implantes, além de fatores relacionados à vontade do paciente em se submeter a procedimentos de enxerto ósseo (DALKIZ *et al.*, 2009; GREENSTEIN *et al.*, 2009). Na ausência das condições acima, a união de dentes e implantes pode ser uma opção para viabilizar o tratamento restaurador.

A conexão de implantes a dentes foi inicialmente requerida para compensar a falta de estabilidade das próteses implanto suportadas, cuja altura da plataforma hexagonal do implante (0,7 mm) era insuficiente para oferecer estabilidade mecânica ao conjunto pilar/implante. Dessa forma, necessário se fazia um meio auxiliar para corrigir tal condição. Por vezes, o preparo e esplintagem do dente adjacente ao implante eram providenciados (SPEAR, 2009).

Muitos estudos, no entanto, confirmam a elevada concentração de tensões ao redor de implantes rigidamente unidos a dentes naturais, quando submetidos a uma carga, além de intrusão dental (LAUFER & GROSS, 1998; DALKIZ *et al.*, 2002; MENICCUCI *et al.*, 2002; HITA-CARRILLO, HERNÁNDEZ-ALIAGA y CALVO-GUIRADO, 2010; DA SILVA *et al.*, 2010; HOFFMANN & ZAFIROPOULOS, 2012.).

As diferentes formas com que dentes e implantes se ancoram ao suporte ósseo e, por consequência, a diferença de mobilidade e os distintos mecanismos de absorção e dissipação das tensões ao osso alveolar são os pontos críticos deste tipo de planejamento. Como forma de favorecer a biomecânica da união de dentes e

implantes, a configuração do implante pode somar benefícios àquele planejamento, na medida em que esta configuração apresenta um efeito no nível de distribuição das tensões ao osso alveolar.

A concentração de tensão ao redor da interface osso-implante torna as primeiras roscas de um implante osseointegrado mais susceptíveis à reabsorção óssea (LAUFER & GROSS, 1998). Esta é uma alteração comumente observada após o implante ser colocado em função. Maeda *et al.* (2007) mostraram uma redução vertical da crista óssea de 1,5 a 2,0 mm a partir da junção pilar/implante após os implantes entrarem em função. Porém, esta reabsorção, em se tratando de próteses unitárias, pode mostrar-se diminuída ou até mesmo inexistente quando o pilar selecionado apresentar uma plataforma reduzida em relação à plataforma do implante, comparada à perda óssea marginal normalmente comum aos casos restaurados convencionalmente, onde a plataforma do pilar apresenta o mesmo diâmetro da plataforma do implante. Trata-se, portanto, do conceito de Plataforma *Switching*, que se caracteriza por esta diferença circunferencial entre componente protético e plataforma do implante. Acompanhamentos radiográficos mantidos por mais de 13 anos mostram que, onde foram selecionados pilares de diâmetros menores àqueles dos implantes, foi menor a alteração vertical na altura da crista óssea (LAZZARA & PORTER, 2006). Neste mesmo caminho, a conexão protética do tipo interna tem se mostrado mais favorável na dissipação dos esforços ao osso alveolar, tanto para cargas laterais quanto para cargas horizontais, já que o centro de atuação da força para este tipo de conexão, quando comparado à conexão do tipo externa, encontra-se melhor posicionado (MAEDA *et al.*, 2006).

O desenho das roscas participará também do mecanismo de transferência das cargas e, por consequência, até a longevidade desta terapia será influenciada. Especialmente às formas quadradas, são atribuídas melhores condições de dissipação das tensões ao osso alveolar, sob a forma compressiva, quando comparadas a outras formas de roscas (STEIGENGA *et al.*, 2004; MORAES *et al.*, 2009; CHOWDHARY *et al.*, 2013).

Dessa forma, para que a perda óssea ao redor dos implantes esteja dentro dos padrões clinicamente aceitáveis, ou seja, 0,4 a 1,6 mm no primeiro ano (média de 0,9 mm) e 0,0 a 0,2 mm nos anos seguintes (média de 0,1 mm anual), o planejamento protético é de fundamental importância (GOODACRE *et al.*, 1999).

Nesta dissertação, é utilizada a técnica fotoelástica, uma metodologia bastante antiga, mas que foi revigorada com o advento de computadores e processamento de imagens digitais. Ela permite a visualização e análise do campo global das tensões no interior de modelos que simulam o meio no qual são inseridos dentes e/ou implantes. Construídos com resina transparente à passagem da luz, esses modelos, quando carregados, permitem que o campo de tensões induzido na resina seja visualizado em um equipamento denominado polariscópio.

Como o citado substrato em resina dos modelos é constituído com materiais diferentes do corpo real em estudo, é necessário que se utilize um material fotoelástico com propriedades o mais próximas possível da condição ensaiada. Em busca desse material, foi realizado um estudo piloto para escolher a resina fotoelástica mais apropriada à construção de modelos com dentes e/ou implantes sob carga oclusal. No Apêndice A desta dissertação, são apresentados os resultados obtidos.

Reconhecendo os benefícios inerentes à Plataforma *Switching* na preservação da crista óssea, as vantagens biomecânicas do sistema de retenção tipo Cone Morse e a dissipação das tensões favorável às roscas quadradas, este trabalho tem o objetivo de, por meio do método fotoelástico, avaliar a biomecânica da união dente-implante, apresentando estes implantes plataforma restauradora reduzida, roscas quadradas e um sistema de retenção tipo Cone Morse.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Avaliar, com o uso do método fotoelástico, o comportamento biomecânico de implante – com Plataforma *Switching*, sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas – unido a dente natural.

2.2. Objetivos específicos

Analisar a distribuição das tensões nos modelos com implantes e dentes esplintados e comparar com os modelos implanto suportados.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. União dente-implante e fatores relacionados

Mühlemann & Zander (1954) analisaram o deslocamento intra-alveolar de raízes, comparando-o à correspondente excursão coronária durante as medições das mobilidades dentárias (MD). A partir de estudos em macacos, a posição da raiz *in vivo*, quando várias cargas foram aplicadas à coroa, foi observada através da inserção de parafusos na superfície palatina do incisivo superior ou pré-molares e molares de macacos Rhesus. A fim de se conhecer a carga que era aplicada ao parafuso (de 100 a 300 libras), após a manutenção da nova posição dentária com acrílico autopolimerizável, foi utilizado um aparelho indicador. Neste momento, os macacos eram sacrificados, sendo suas maxilas separadas do esqueleto e imersas em Zenkerformol. Seccionando-se os dentes no sentido lábio-lingual e tingindo-os com substância apropriada, foram construídas curvas de mobilidade a partir da espessura do ligamento periodontal e da correspondente força aplicada, estando o indicador no terço apical da coroa. Posteriormente, a posição do indicador foi alterada de tal forma que pudesse ficar em contato direto com o osso alveolar, e novamente a coroa foi submetida a cargas conhecidas. Os resultados mostraram que as excursões coronárias na região incisal são maiores que na região cervical, sugerindo um movimento ao redor de um eixo de rotação localizado apicalmente ao colo cervical, podendo mudar nas seguintes circunstâncias: entre os vários tipos de dentes; mediante variadas intensidades de forças; na presença ou ausência de contato proximal; dentes em atividade ou não, *in vivo* ou *pós-mortem*; e até mesmo de acordo com o tipo de arranjo das fibras periodontais. Os resultados também mostraram que a excursão coronária não aumenta proporcionalmente ao aumento da intensidade da força numa condição linear, permitindo uma separação da MD em primária e secundária. Esta última foi atribuída à diferença na resistência dos tecidos. Conforme a metodologia empregada e os resultados obtidos, os autores concluíram que cargas entre 50 e 100 libras são suficientes para deixar a membrana periodontal em estado de prontidão funcional a partir de uma orientação intra-alveolar dos seus feixes de fibras (MD inicial). E, quando estas cargas são superiores a 100 libras, os feixes de fibras do lado da tensão não mais permitem o deslocamento intra-alveolar da raiz, passando agora para um segundo estágio da MD, a MD secundária,

onde todo o periodonto sofrerá uma compressão, incluindo distorção óssea e compressão dos tecidos moles.

Mühlemann (1954), ainda no mesmo ano, levantou a hipótese de que a interpretação da mobilidade dentária poderia estar sendo analisada de maneira incorreta, uma vez que dois outros fatores, ainda não considerados, possibilitariam inferir erros na interpretação da mesma. O estudo também foi realizado em macacos Rhesus, primeiramente avaliando a interferência dos pontos de contato proximal na MD, quando os dentes recebiam a carga tanto na presença quanto na ausência de mobilidade. Observou-se que estes contatos não interferiam na MD inicial, e sim na MD secundária, permitindo maior excursão coronária. O segundo fator considerado foram as múltiplas medições tomadas continuamente, determinando um aumento nas medidas de mobilidade de um mesmo dente.

Asckar (1977) avaliou a distribuição das tensões ao suporte periodontal de próteses parciais fixas com extremo livre, a partir do método fotoelástico. Os modelos consistiam de dentes pilares artificiais, representados por um primeiro molar inferior direito e um segundo pré-molar inferior direito em todos os modelos. Foram construídas próteses fixas de extremo livre sendo: cinco modelos com dentes pilares longos e pântico por mesial, outros cinco modelos com dentes pilares curtos e pântico por mesial. E da mesma forma, outros cinco modelos com dentes longos e pântico por mesial, como também cinco modelos com dentes curtos e pântico por distal. Foi utilizada a resina fotoelástica Sylgard 182 e a análise fotoelástica foi conduzida em fotoelasticímetro de transmissão (série 060). A determinação do espectro fotossensível foi conduzida a partir de um dispositivo fotossensível. O carregamento foi tanto distribuído quanto localizado exclusivamente no pântico. Os resultados indicaram que, numa condição de pântico por mesial, a força necessária para que se produza alterações semelhantes a uma condição de pântico por distal deve ser maior, indiferentemente da localização da carga para dentes do mesmo comprimento. O comprimento dos dentes pilares influenciou a quantidade de força necessária para a mesma resposta fotoelástica. Dentes longos necessitaram de maior intensidade de força em relação à mesma condição com pilares curtos. Numa condição de carregamento distribuído, independente da localização do pântico, as tensões localizaram-se no ápice dos dentes pilares. Já numa condição de aplicação de carga diretamente sobre o elemento suspenso, o pilar mais solicitado é aquele adjacente ao pântico, sendo que o pilar mais distante da área suspensa mostrou-se praticamente não solicitado. Dessa forma, foi possível concluir

que as tensões resultantes no suporte periodontal foram menores numa condição de extremo livre mesial. Numa condição de carregamento distribuído, a transmissão das tensões foi favorecida para o longo eixo dos dentes, com ligeira tendência para méso-apical nos casos dos dentes adjacentes ao elemento suspenso. Já numa condição de carregamento localizado no pântico, tensões laterais puderam ser observadas. Um braço de cantiléver foi capaz de induzir um movimento de torção na prótese fixa e, por fim, o dente pilar mais solicitado na condição experimentada foi sempre aquele adjacente ao pântico.

Richter (1989) enfatizou que a maior mobilidade dos dentes em relação aos implantes deve-se à presença do ligamento periodontal, devendo esta diferença de ancoragem ser considerada no momento de se esplintar dentes e implantes. Nos dentes, o movimento inicial é rápido, e se dá pela ativação das fibras do ligamento periodontal mediante um carregamento. Já o segundo estágio do movimento é mais lento, e se dá às expensas da deformação das paredes do alvéolo. Este segundo estágio assemelha-se ao padrão de movimentação de um implante osseointegrado.

Weinberg & Kruger (1994) esquematizaram a distribuição das tensões nas diversas opções de suporte para prótese fixa. Explicaram os autores que – como um sistema de suporte combinado pode ter seus elementos verticais sob a forma de implantes, dentes ou combinação de ambos, em um meio suporte (ligamento periodontal ou superfície osseointegrada), além da prótese unindo todo o conjunto – a rigidez/flexibilidade dos componentes irá influenciar a distribuição das tensões. Segundo afirmam, se a prótese for rígida, a distribuição das tensões dependerá da rigidez/flexibilidade dos elementos verticais e meio suporte. E, na medida em que a rigidez desse elemento vertical vai diminuindo, as tensões vão sendo distribuídas aos outros componentes verticais e estruturas de suporte. Numa condição implanto suportada, ou seja, elementos verticais e meio suporte rígidos, uma força aplicada resultará em máxima concentração de tensão do lado do carregamento e mínima distribuição aos outros componentes do sistema. Por outro lado, numa condição de elementos verticais flexíveis (dentes), as tensões passam a ser distribuídas ao meio suporte de todos os outros elementos verticais. Unindo-se rigidamente dentes e implantes, a diferença de mobilidade de 5:1 faz com que o implante suporte todo o carregamento. As tensões, além de se concentrarem no implante, por consequência, concentram-se na região de crista óssea.

Dalkiz *et al.* (2002) analisaram os efeitos ao tecido de suporte dos diferentes movimentos apresentados por dentes e implantes, quando esplintados sob a forma de uma prótese fixa. Foram construídos modelos matemáticos 3D de mandíbula humana dentada até o canino do lado direito, com área edêntula até o segundo molar direito, sendo que na região do segundo molar foi instalado um implante com 13 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro. Foram construídos três modelos de prótese fixa dento-implanto suportada de 5, 6 e 7 elementos, tendo como pilares o implante na região distal dos três modelos e canino (modelo A), canino e incisivo lateral (modelo B), e canino, incisivo lateral e incisivo central como pilares naturais (modelo C), respectivamente. O pilar protético apresentou 4 mm de diâmetro e 6 mm de altura. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos. Para aplicação das cargas, foram considerados os três eixos, sendo que o eixo X foi perpendicular à secção mandibular, o eixo Y paralelo à direção da mandíbula, e o eixo Z dirigido para o centro da superfície oclusal da ponte fixa. Ao longo do eixo Z, foram aplicadas cargas de 720 N, 600 N e 450 N, para o primeiro molar, segundo molar e primeiro pré-molar, respectivamente. Ao mesmo tempo, cargas de 360 N e 260 N foram aplicadas no sentido vestibulo-lingual com 30° de inclinação em relação ao eixo vertical dos pilares, tanto no canino, quanto nos incisivos, respectivamente. De maneira geral, as tensões ao redor das raízes dos pilares naturais foram mais elevadas em relação às outras partes da mandíbula e ao redor do implante, e o canino mostrou-se o mais solicitado dos pilares naturais. Além disso, o canino apresentou mais esforço no modelo A, em relação aos outros dois modelos. No modelo C, as tensões no canino e implante foram distribuídas de maneira similar. Em todos os três modelos, os maiores valores de tensão foram registrados para a carga localizada no pântico do primeiro molar. Ao comparar os modelos A e B, os valores maiores de tensão se localizaram no incisivo lateral, e comparando-se os modelos A, B e C, o incisivo central foi mais solicitado. De acordo com os resultados, os autores concluíram que a primeira escolha para a restauração de áreas edêntulas deve ser a partir de prótese implanto suportada. Caso não seja possível e o profissional opte pela união dente-implante, a execução deste tipo de terapia deve ser precedida por um criterioso planejamento, na tentativa de minimizar os riscos inerentes.

Menicucci *et al.* (2002) investigaram, com o auxílio do Método dos Elementos Finitos (MEF), a distribuição das tensões no osso alveolar para próteses com dentes e implantes rigidamente conectados, tanto para uma condição de carregamento estático

por 10s, como também para uma condição dinâmica, de 5 m/s. Partiu-se de uma circunstância onde todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, excluindo o ligamento periodontal, onde seu comportamento visco-elástico não linear foi mantido. Foram construídos um modelo 2D e um modelo 3D. O modelo 3D consistiu de uma mandíbula dentada a partir do incisivo central inferior esquerdo até primeiro pré-molar esquerdo, sendo este último, o pilar mesial de uma ponte fixa de três elementos. O pilar distal consistia de um implante na região de primeiro molar. O modelo 2D compreendeu, de forma bastante simplificada, um dente rigidamente unido a um implante, nas mesmas condições do modelo 3D (os autores não descreveram o tipo de plataforma restauradora, mas os desenhos sugeriram uma plataforma convencional). Dessa forma, foi construída uma ponte fixa de três elementos em liga de ouro. O carregamento foi de 50 N, vertical, variando apenas o tempo de aplicação do mesmo em 10s e 5 m/s. Foi observado no modelo 2D, sob carga estática localizada no dente, áreas de altas concentrações de tensão (70 a 150 N) no colo do implante, e áreas de baixas tensões (10 a 30 N) ao longo de todo o comprimento do implante. Valores baixos (30 a 50 N) também foram observados circundando o pilar natural e no seu ápice. Mediante o carregamento com velocidade de 5 m/s, os maiores valores (21 N) concentraram-se na crista óssea do implante e em torno da raiz do pilar natural. Valores ainda mais baixos (6 a 12 N) foram encontrados ao longo de todo o implante. Para o modelo 3D, sob carregamento estático, áreas de concentrações de tensões na crista perimplantar e na crista óssea do implante foram observadas. Já para o carregamento de 5 m/s, os locais de concentração das tensões se mantiveram como no modelo 2D, porém com menores intensidades (cerca de 50% menos intensas). As conclusões indicaram uma distribuição de tensões em dentes e implantes rigidamente espiantados mais associada ao tempo do que à intensidade do carregamento. Além disso, a crista óssea perimplantar foi altamente solicitada na condição de carregamento estático, de acordo com as observações do modelo 3D. Por fim, concluiu-se que as propriedades visco-elásticas do ligamento periodontal são relevantes no comportamento biomecânico de dentes e implantes conectados.

Steigenga *et al.* (2004) analisaram as distintas formas das roscas de implantes quanto à porcentagem e qualidade de osseointegração, além da resistência oferecida ao torque reverso. Para tal, 72 implantes de titânio comercialmente puro (3,25 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento) foram instalados na tíbia de 12 coelhos, sendo três implantes com roscas distintas instalados em cada área receptora, a saber: em forma

de “V”, quadrada e transversal reversa. A única variação entre os implantes foi o desenho da rosca. Passadas 12 semanas do pós-operatório, os coelhos foram sacrificados. O lado direito foi submetido à análise do contato osso-implante (BIC) e também às análises histológica e histomorfométrica, além da densidade radiográfica do osso circundante. O lado esquerdo foi submetido ao teste do torque reverso. Os resultados evidenciaram maior BIC para aqueles com desenho de roscas quadradas e também um maior torque reverso, comparado aos dois outros tipos de roscas, sendo que, quanto à resistência ao torque reverso, as formas “V” e transversal reversa não mostraram diferenças estatisticamente significantes. Em relação à densidade radiográfica, nenhuma diferença foi observada para os diferentes tipos de rosca. Concluiu-se que, do ponto de vista da resistência ao toque reverso e porcentagem de BIC, a forma mais efetiva para as roscas de implantes osseointegrados é o desenho quadrado.

Srinivasan & Padmanabhan (2005), com auxílio do método fotoelástico, analisaram as tensões transmitidas pelas próteses parciais aos tecidos de suporte, a partir de distintas circunstâncias: apoiada sobre dentes, sobre implantes e combinando dentes e implantes. Além disso, variaram os tipos de conexão, rígida e semirrígida, além de considerarem pilares com suporte periodontal reduzido. A condição simulada compreendeu um edentulismo de primeiro molar inferior esquerdo. O primeiro conjunto de simulações consistiu de modelos cujos pilares eram um segundo pré-molar com 12 mm de comprimento de raiz e um segundo molar com uma única raiz. No segundo conjunto de modelos, o segundo molar foi substituído por um implante de 4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (EZ – Sistemas de Implantes). Já no terceiro conjunto de modelos, ambos os pilares eram implantes e, em todas as condições, o espaço edêntulo foi padronizado em 9 mm. Em todos os três conjuntos de modelos, as condições de suporte periodontal foram simuladas: normal – 0% de perda óssea, tendo a resina fotoelástica cobrindo a raiz a partir de 2 mm da junção cimento-esmalte; grau I – 20% de perda óssea e resina fotoelástica 4 mm apical à da junção cimento-esmalte; e grau II – 35% de perda óssea e a resina cobrindo a raiz a partir de 5,5 mm da junção cimento-esmalte. Para os implantes, as condições de perda óssea foram reproduzidas cobrindo-se o implante até o nível do parafuso de cobertura, 2 mm e 3,5 mm apical ao parafuso de cobertura, para as condições normal, grau I e grau II, respectivamente. Os dentes receberam preparos para coroa total metálica e as próteses foram construídas convencionalmente, sobre modelos de gesso, com liga de Ni-Cr, tendo sua superfície oclusal plana. Cada modelo recebeu duas próteses com

diferentes tipos de conexão, rígida e semirrígida (semiprecisão do tipo conector móvel, localizado entre o pilar anterior e o pântico). Os dentes foram duplicados a partir de resina fotoelástica (Araldite – CIBA), dando origem a dentes coloridos de resina. O ligamento periodontal foi reproduzido com material de moldagem de consistência leve (Speedex, Coltene) e foi utilizado um adesivo para viabilizar a aderência do material à superfície radicular. A espessura do ligamento periodontal reproduzido foi de 3 mm. O tecido ósseo foi construído com resina fotoelástica Araldite (CIBA). As restaurações foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. O carregamento foi localizado no centro de cada pilar e pântico, numa direção vertical e com intensidade de 2,2 N e 444,8 N. A partir dos registros fotográficos, observou-se que, ao carregar o pilar anterior na condição de conector rígido, as ordens de franja aumentaram no pilar anterior na medida em que o suporte periodontal reduzia. Condição semelhante foi observada para a conexão semirrígida. A diferença foi um ligeiro aumento das ordens de franja no pilar anterior. Ao carregar o pântico, a conexão rígida e semirrígida mostraram-se semelhantes no pilar anterior e posterior. Ao reduzir o suporte periodontal, mais franjas se formaram no pilar anterior e o contrário foi observado no pilar posterior. Alterando-se o carregamento para o pilar distal, as ordens de franja aumentaram na região do pilar anterior na medida em que se reduzia o suporte periodontal, indiferente do tipo de conexão. E na região do pilar posterior, as imagens mostraram-se constantes para as distintas condições de suporte periodontal. A distribuição da franjas, neste caso, foi semelhante, indiferente do tipo de pilar. No entanto, na condição de suporte reduzido, a magnitude das tensões para as próteses implanto suportada e dento-implanto suportada foi superior. Os autores concluíram que: i) A conexão rígida é superior em relação à distribuição das tensões aos pilares de prótese fixa, além de auxiliar na estabilização de pilares comprometidos periodontalmente; ii) A união de dentes e implantes é melhor do que a condição de prótese implanto suportada; iii) Nos casos de suporte periodontal reduzido, a conexão semirrígida fica contraindicada; e, por último, iv) Dentes com suporte periodontal reduzido unidos a implantes podem ser uma situação benéfica por um curto período de tempo, além de ser uma opção conservadora de tratamento.

Akça *et al.* (2006) avaliaram o nível ósseo ao redor de pilares naturais e implantes restaurados com plataforma convencional, em pacientes com próteses fixas dento-implanto suportadas, a partir de um estudo clínico prospectivo. A Força Oclusal Máxima (MOF) e as mudanças no Nível Ósseo Marginal (MBL) ao redor dos implantes

sob carga funcional foram avaliadas. Vinte e nove indivíduos parcialmente edêntulos participaram do estudo. Foram confeccionadas 34 próteses fixas dento-implanto suportadas de três unidades com implantes terminais. Miniaturas de células de carga (alcance de 0 a 500 N), conectadas ao sistema de aquisição de dados para mensuração de MOF, foram instaladas diretamente na superfície oclusal *para cada um dos implantes e dentes pilares, estando os pacientes sentados*. O período de avaliação foi de 24 meses com acompanhamento radiográfico. Os resultados mostraram taxa de sucesso de 100% após o carregamento funcional, baseados em critérios pré-estabelecidos. A MOF foi maior para os implantes ($353,61\text{N} \pm 14,71\text{N}$), comparada àquela dos dentes naturais ($275,48 \pm 13\text{N}$) e, quanto ao MBL, o acompanhamento radiográfico revelou manutenção da altura óssea ao redor dos implantes.

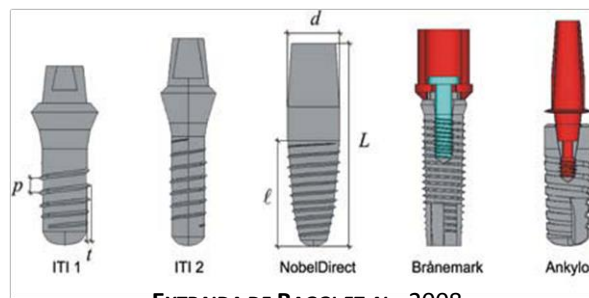
Maeda & Sogo (2006) avaliaram as diferenças das conexões do tipo interna e externa quanto à distribuição de tensão ao osso alveolar. Para tal, três implantes de diâmetro 3,75 mm e 13 mm de comprimento com conexões interna e externa foram posicionados em uma resina acrílica autopolimerizável e, posteriormente, um pilar de 7 mm de altura foi conectado, recebendo um torque de 20 N. Calibradores de força foram instalados em três posições distintas a saber: superfície do pilar e sobre a resina acrílica, tanto na cervical do implante quanto na sua porção apical. O pilar recebeu carga lateral e no seu longo eixo, ambas de 30 N. Os resultados evidenciaram maior concentração de tensão na região cervical para a conexão externa, tanto para cargas verticais quanto para o carregamento lateral. Já a conexão interna mostrou-se mais favorável na dissipação de tais esforços, de modo que as tensões foram menos concentradas. Sendo assim concluíram que a conexão do tipo interna é capaz de distribuir melhor as tensões ao osso alveolar.

Maeda *et al.* (2007) avaliaram a distribuição das tensões para a plataforma *Switching* em 3D, a partir do Método dos Elementos Finitos. Para tal, simularam uma plataforma restauradora convencional (PC) por meio de um pilar de 4 mm de diâmetro e uma plataforma reduzida (PS) a partir de um pilar de 3,25 mm de diâmetro, ambos conectados em um implante de 4 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento. Foram aplicados 10 N de carga vertical aos pilares. Os resultados mostraram diferenças no padrão de distribuição das tensões ao osso alveolar. Altos valores de tensão foram observados em torno da região de crista óssea e na região lateral do implante para a PC. Já para o modelo PS, esta área de altas tensões deslocou-se para o centro do implante. Portanto, o estudo permitiu concluir que a plataforma restauradora reduzida

apresenta vantagens biomecânicas em relação à plataforma convencional, já que concentrou os maiores valores de tensão à distância da crista óssea.

Baggi *et al.* (2008), a partir de modelos 3D em elementos finitos, compararam os mecanismos de transmissão de carga e sobrecarga no osso perimplantar de cinco marcas comerciais de implantes disponíveis no mercado. Foram avaliados os tipos de conexão protética, incluindo a Plataforma *Switching*, além da influência exercida pelo local cirúrgico, como por exemplo na região da maxila e mandíbula. Os implantes testados foram: dois implantes ITI Standard (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), dois sistemas de implantes Nobel Biocare (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), e um implante Ankylos (Dentsply Friadent, Mannheim, Germany), conforme ilustração que se segue (fig.1). As medidas de cada uma das configurações estão relacionadas no Quadro 1.

Figura 1 – Modelos dos cinco implantes analisados



EXTRAIDA DE BAGGI ET AL., 2008

L se refere ao comprimento total, ℓ ao comprimento da interface óssea, d ao diâmetro máximo do implante, p ao passo médio de rosca e t à profundidade média de rosca.

Quadro 1: Relação dos modelos e marcas comerciais dos implantes pesquisados

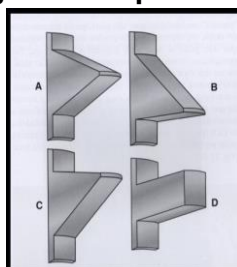
IMPLANTE	L (mm)	ℓ (mm)	d (mm)	p (mm)	t (mm)	FABRICANTE
ITI Standart	16	7,5	4,10	1,50	0,24	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
ITI Standart	17	9,0	3,30	0,98	0,20	Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
Nobel Direct	16	9,0	4,50	0,73	0,21	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden
Branemark System	14	12,0	3,75	0,60	0,27	Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden
Ankylos	11	11,0	4,50	1,06	0,20	Dentsply Friadent, Mannheim, Germany

A forma das roscas era trapezoidal para o implante Ankylos e triangular para todos os outros. Foram considerados nos modelos ósseos os parâmetros fisiológicos com 2 mm de espessura, tanto para o osso cortical quanto para o osso esponjoso. Os tecidos moles não foram modelados. Em relação ao modelo da crista óssea, esta foi desenhada de forma semelhante à sua manifestação radiográfica para cada um dos sistemas. Os modelos foram gerados a partir de elementos tetraédricos com 10 nós

e 3 graus de liberdade por nó. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Implantes e pilares foram assumidos serem de liga de titânio com Módulo de Elasticidade (ME) e Coeficiente de Poisson (CP) iguais a 114 GPa e 0,34, respectivamente. O ME para o osso cortical tanto da maxila quanto da mandíbula foi 13,7 GPa; para o osso medular da maxila, 0,5 GPa; e para o osso medular da mandíbula considerou-se 1 GPa. O CP para ambos tecidos ósseos foi 0,3. Os modelos foram carregados de forma estática, verticalmente (250 N) e angulado em 22° em relação ao eixo vertical (100 N). Os resultados indicaram comportamentos biomecânicos bastante variados, considerando o local de implantação e a forma dos implantes. Os picos de tensão para o osso maxilar foram cerca de 140% superiores em relação àqueles picos para o osso mandibular, o que pode justificar o maior índice de falhas de implantes maxilares. O comprimento e diâmetro dos implantes influenciaram diretamente o mecanismo de transmissão das cargas e, quando um remodelamento ósseo estava presente na região de crista óssea, o diâmetro influenciou de maneira mais expressiva. Considerando os implantes com diâmetros semelhantes, a sobrecarga foi observada nos casos onde houve remodelação cônica da crista óssea, ao passo que na configuração da plataforma *Switching*, foi verificado melhor desempenho para o osso compacto; para o osso medular, os valores de tensão foram considerados aceitáveis. As regiões de crista óssea foram muito solicitadas, na medida em que uma sobrecarga nesta região pode ser observada em todos os modelos. Os autores concluíram, por fim, que: i) O implante Ankylos, baseado no conceito de plataforma restauradora reduzida, é capaz de reduzir a sobrecarga na região de crista óssea perimplantar; ii) O comprimento e diâmetro do implante se relacionam diretamente com a biomecânica dos implantes osseointegrados; e iii) Os implantes maxilares apresentam maior risco em relação aos mandibulares.

Conforme Misch *et al.* (2008), o tipo de rosca (fig. 2), desenho do implante e tratamento de superfície também influenciam a quantidade de perda óssea.

Figura 2 – Tipos de rosca

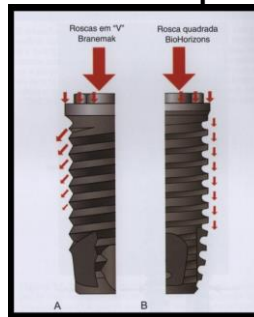


EXTRAÍDA DE MISCH *ET AL.*, 2008

A – rosca em “V”; B – rosca trapezoidal; C – rosca trapézio reverso; D – rosca quadrada ou plana

Roscas quadradas ou em forma de “V” mostraram diferentes padrões de distribuição das tensões na interface osso-implante, o que se traduz em uma maior ou menor quantidade de perda óssea, mesmo padronizando os protocolos de cicatrização e carga. Enquanto roscas quadradas ou planas distribuem as tensões sob a forma compressiva ao aplicar-se força no longo eixo sobre a coroa do implante, roscas tipo “V”, com 30° de face de rosca, convertem a direção da carga para um ângulo de 30° na interface do implante, resultando em tensões de cisalhamento em torno de 10 vezes superiores às geradas pelas roscas quadradas. E, para uma face de 15° das roscas tipo “V”, essa tensão será cinco vezes maior quando comparada às roscas planas.

Figura 3 – Direção das tensões resultantes na interface osso-implante para roscas em “V” e roscas planas ou quadradas



EXTRAÍDA DE MISCH *ET AL.*, 2008

Segundo Misch *et al.* (2008), as causas mais comuns para as complicações dos implantes dentais baseiam-se, principalmente, nas tensões que atuam sobre o sistema. O módulo de elasticidade que se traduz na relação “tensão x deformação” é dez vezes maior para o titânio, comparado ao osso alveolar. Dessa forma, quando osso e implante estão unidos, uma carga incidindo no implante gera tensão na interface, e esta tensão será de magnitude superior na crista óssea. Os autores ainda fizeram saber que as diferenças na mobilidade de dentes e implantes irão, em primeira análise, definir a indicação da união de um dente natural a um implante. A mobilidade total de um sistema rígido considera os cinco componentes da prótese, a saber: o osso alveolar, o implante (movimentos verticais e horizontais), os componentes protéticos do implante, a prótese (ambos se flexionam) e o dente natural (movimentos apicais e laterais). Por isso, a conexão rígida está indicada desde que o dente não apresente mobilidade, pois o tecido ósseo, o implante e a prótese acabam por compensar o leve movimento dentário. A oclusão também deverá ser de tal forma que os primeiros contatos oclusais incidam sobre o dente natural, pois, além da ausência de forças laterais, diminuirá assim o momento de força no implante, sob a forma de tensão mesial. Sendo assim, é crítica a união de implantes a pilares naturais anteriores, pois as cargas laterais aumentam

o movimento dos dentes e diminuem o movimento dos implantes, e a maior mobilidade vestibulo-lingual dos dentes anteriores é mais difícil de ser tolerada pelo implante.

Vedovatto *et al.* (2008) objetivaram estabelecer critérios para indicação da conexão de dentes naturais a implantes e avaliação dos fatores de risco envolvidos. A justificativa para este tipo de planejamento é a possibilidade de se evitar as próteses parciais removíveis e os prejuízos de um cantiléver. Sendo assim, revisaram a literatura quanto aos aspectos biomecânicos que envolvem a união dente-implante. A diferença quanto à forma que dentes e implantes se ancoram ao processo alveolar e suas consequentes mobilidades foram os pontos críticos que conduziram a criteriosa análise dos trabalhos consultados. As conexões semirrígidas ou não rígidas foram indicadas como opção lógica para os problemas biomecânicos, pois permitem a mobilidade do conjunto e a possibilidade de movimento apical do dente natural. Mas por outro lado, apresentam desvantagens tais como a intrusão dental, fratura de parafusos e pilares, e a distribuição desigual das cargas oclusais. Quanto mais rígido o sistema, menos o dente pilar participa do movimento, permitindo assim uma concentração de tensão ao redor do implante, sendo esta, portanto a principal justificativa para a conexão não-rígida, ou seja, uma situação onde se aceite uma mobilidade do sistema. Porém, trabalhos que preconizaram uma conexão rígida mostraram vantagens como maior taxa de reabsorção óssea ao redor dos implantes e altas taxas de sobrevida. Mediante tantas controvérsias e falta de padronização nos estudos clínicos, os autores concluíram que a bioengenharia vem mostrando altos níveis de concentração de *stress* ao redor dos implantes conectados a dentes naturais, que a conexão não rígida ou semirrígida não significa um ganho biomecânico e que os estudos ainda apresentam limitações e, por isso, os resultados ainda não devem ser tidos como uma verdade.

Carli *et al.* (2009), através do Método dos Elementos Finitos, analisaram a distribuição das tensões ao osso alveolar para implantes restaurados por meio da Plataforma *Switching*. Os modelos fotoelásticos compreenderam 3 implantes unitários restaurados, como se segue: Modelo A – implante de 5 mm de diâmetro restaurado com pilar de 4.1 mm de diâmetro (Plataforma *Switching*); Modelo B – implante de 4.1 mm de diâmetro restaurado com pilar de 4.1 mm de diâmetro; e Modelo C – implante de 5 mm de diâmetro restaurado com pilar de 5 mm de diâmetro. Foi observado, para o carregamento axial, que a distribuição das franjas foi semelhante para os três modelos, localizando-se principalmente na região do terço médio e apical dos implantes. No entanto, na região apical, franjas relacionadas a maiores valores de tensão foram

observadas, e para os modelos B e C, franjas podiam ser observadas na região de crista óssea, o que não foi observado para o modelo A. Maior intensidade de tensão foi observada para o modelo B. Já para cargas oblíquas, o padrão de distribuição foi semelhante nos três modelos. No entanto, para os modelos A e B, maiores concentrações das franjas foram observadas na região apical e oposta ao carregamento. E no modelo C, as concentrações foram mais baixas. As conclusões foram de que houve ausência de tensão na região cervical do modelo restaurado com plataforma *Switching* e o modelo B mostrou maior intensidade e concentração das tensões.

Moraes *et al.* (2009) revisaram a literatura num período compreendido entre 1977 a 2008, no que tange a geometria das roscas dos implantes osseointegráveis e sua relação com os aspectos biomecânicos e biológicos. As bases consultadas foram Medline e Biblioteca Cochrane e as palavras chaves foram “*Dental Implant*” e “*Thread*”. Estudos clínicos, laboratoriais e Revisões, publicados na língua inglesa, espanhola e portuguesa, foram incluídos. Ao final, totalizaram 31 estudos. A incorporação de roscas ao desenho dos implantes foi considerada, por unanimidade, como meio de transformar tensões de cisalhamento em tensões de compressão na interface osseointegrada. As mais variadas formas e características, tais como profundidade, espessura, ângulo e passo das roscas interferiu de maneira particular no comportamento biomecânico dos implantes. E a forma quadrada, apesar da maior dificuldade de inserção do implante no alvéolo cirúrgico, foi associada a ótimo travamento inicial do implante e ótima distribuição das tensões ao osso alveolar.

De acordo com Spear (2009), a união de dentes naturais a implantes foi inicialmente requerida como uma maneira de compensar a falta de estabilidade dos primeiros pilares que apresentavam uma conexão de extremidade plana para serem encaixados em uma plataforma de implante hexagonal, conhecido como sistema rotacional. Tornava-se, por vezes, necessário o preparo e espiantagem do dente natural ao implante quando este último não poderia ser unido a outro(s) implante(s). Inúmeros problemas foram detectados, mesmo melhorando o desenho e encaixe dos pilares aos implantes, pois o maior problema residia nas diferenças de mobilidade entre implantes e dentes naturais. O ponto crítico não é a consequência aos dentes naturais sob a forma de intrusão e sim, os danos observados aos implantes, que se traduzem em perda óssea, afrouxamento e fratura do parafuso e do implante. A união dente-implante somente é viável a partir de um planejamento criterioso e embasado, pois se trata de uma opção que pode aumentar a previsibilidade e qualidade restauradora.

Greenstein *et al.* (2009) objetivaram rever as evidências científicas com relação à indicação de próteses que compreendem a união de dentes e implantes. Os problemas relacionados a este planejamento envolviam desde complicações mecânicas aos pilares naturais, implantes e aos componentes protéticos, até perda óssea marginal. A maior parte dos trabalhos consultados associaram a intrusão dental e as complicações técnicas à conexão não-rígida, onde a porção fêmea localizava-se no pilar natural. A taxa de sucesso de próteses dento-implanto suportadas foi equiparada com a mesma taxa de próteses implanto suportadas quando uma conexão rígida estava associada. No entanto, o tempo de acompanhamento dos estudos variou de maneira significativa. Ainda em se tratando da conexão rígida, a intrusão dental foi associada à presença de coroas telescópicas no dente. Observaram que os dados de um estudo não podem ser extrapolados a todos os outros, na íntegra, e sim uma tendência pode ser observada. Concluíram, em se tratando da intrusão dental, que a seleção do caso é de extrema relevância, por exemplo, contraindicando este tipo de terapia a pacientes bruxômanos. No que tange à perda óssea ao redor dos implantes conectados a dentes, esta foi também equiparada à perda óssea de implantes unitários. Por fim, resumiram um protocolo para um planejamento de união de dente-implante que compreendeu: seleção de dentes periodontalmente saudáveis, conexão rígida, evitar o uso de coroas telescópicas, preparos dentais com um máximo de retenção friccional, paralelismo entre os pilares, próteses cimentadas, um pântico apenas entre dois pilares – exceto na presença de pilares adicionais de dente e/ou implante e próteses de arco cruzado –, oclusão balanceada, terapia contra indicada a bruxômanos e extensões de cantiléver utilizadas com precaução.

Com o intuito de avaliar a influência que o desenho de Plataforma *Switching* exerce na crista óssea de implantes osseointegrados e tecidos perimplantares, além das taxas de sobrevivência, López-Marí *et al.* (2009) revisaram a literatura em um período compreendido entre janeiro de 2000 a agosto de 2008, incluindo tanto estudos em humanos quanto em animais. O carregamento inicial do implante e a inflamação proveniente da localização da interface pilar-implante colocaram-se como responsáveis pelo remodelamento da crista óssea do implante. À plataforma *Switching* foi atribuída melhor distribuição das cargas oclusais. A partir desta revisão, os autores concluíram que a plataforma restauradora reduzida (PS) é capaz de reduzir ou até mesmo eliminar a perda óssea perimplantar.

Canay & Akça (2009) avaliaram numericamente a distribuição das tensões nos implantes e nos tecidos circunvizinhos quando restaurados com plataforma

Switching. A simulação foi executada em modelos tridimensionais a partir do Método dos Elementos Finitos. Um implante cilíndrico de 4 mm de diâmetro e 12 mm de comprimento foi modelado a fim de receber 8 pilares protéticos de PS e um pilar com plataforma convencional (PC). Foram consideradas, para a plataforma *Switching*, três variáveis, a saber: distância horizontal entre a extremidade do implante e o pilar (Modelos 1, 2, 3 e 4 com 0,5 mm e 5, 6, 7 e 8 com 0,75 mm), ângulo de emergência do pilar em relação ao implante (Modelos 3, 4, 7 e 8 angulados e 1, 2, 5 e 6 em ângulo reto) e altura da plataforma (Modelos 1, 3, 5, 7 de 1,5 mm e 2, 4, 6, 8 de 2 mm). Partiu-se de uma condição em que todos os componentes dos modelos apresentavam homogeneidade, isotropia e comportamento elástico linear. O Módulo de Elasticidade (ME) e Coeficiente de Poisson (CP) considerados foram, respectivamente: pilar e implante 114 GPa e 0,369; osso cortical 22,5 GPa e 0,3; osso medular 13,4 GPa e 0,3. Os modelos foram submetidos a um carregamento 150 N tanto no sentido vertical como inclinado em 30° em relação ao eixo do implante. Para fins didáticos, a análise dos resultados considerou separadamente o osso alveolar de todos os outros componentes. De modo geral, o carregamento oblíquo gerou altos valores de tensão, indiferente do modelo. No caso dos modelos de PS, as cargas oblíquas mostraram distribuição de tensões semelhante entre os mesmos, excluindo o modelo PS6 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência reto e 2 mm de altura da plataforma), o qual apresentou altos valores de tensão. O modelo PS4 (0,5 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência não reto e 2 mm de altura da plataforma), por outro lado, mostrou os menores valores. E o modelo PC apresentou maiores valores em relação ao modelo PS6. O carregamento vertical mostrou valores semelhantes entre os modelos para as tensões de tração. Já as tensões de compressão variaram entre os modelos. Os modelos PS5 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência reto e 1,5 mm de altura da plataforma) e PC foram semelhantes em relação às tensões de tração apresentando os maiores valores, e os modelos PS7 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência não reto e 1,5 mm de altura da plataforma) e PS8 (0,75 mm de distância entre extremidade do pilar e do implante + ângulo de emergência não reto e 2 mm de altura da plataforma) evidenciaram os menores valores, ambos para o carregamento vertical.

Da Silva *et al.* (2010) avaliaram, a partir do método fotoelástico, a distribuição das tensões de próteses fixas dento-implanto suportadas, tanto para conexões rígidas quanto semirrígidas, com implantes de hexágono externo (HE) e interno (HI). Um

manequim odontológico foi duplicado em gesso e os segundos pré-molares inferiores, de ambos os lados, receberam preparos para coroa total metalocerâmica. Foram realizadas perfurações paralelas aos preparos dentais na região de segundo molar, também de ambos os lados. Réplicas de implante de 4,1 mm de diâmetro foram coladas às perfurações por meio de Duralay. Em seguida, o modelo foi moldado com silicona para obtenção dos modelos fotoelásticos. As resinas fotoelásticas utilizadas variaram de acordo com as estruturas a serem reproduzidas. Os caninos e primeiros pré-molares foram duplicados com resina PL1 (Measurements Group, Inc., Raleigh, NC, USA). Implantes de hexágono externo e interno (3i) de 4,0 mm de diâmetro, 4,1 mm de plataforma e 13 mm de comprimento foram adaptados na região de segundo molar do lado direito e esquerdo, respectivamente. Finalmente o molde foi preenchido com a resina PL2 (Vishay Micro- Measurements, Raleigh, NC, USA). As próteses foram confeccionadas com liga de Prata-Paládio, tendo a superfície oclusal plana. O tipo de conexão variou da seguinte maneira: conexão rígida (CR); conexão semirrígida (CSR), na posição mesial ao implante; e conexão rígida com parafuso oclusal (CRP), entre o implante e o pântico. A passividade de adaptação da prótese aos modelos foi verificada no polariscópio. As próteses foram cimentadas com cimento temporário e aplicou-se um carregamento de 100 N a cada um dos modelos nas regiões de pilares e pânticos. Para o modelo de implante HE e CSR, quando carregado no pilar natural, as franjas se concentraram no terço apical deste pilar e nenhuma tensão foi observada no implante. Ao mudar o carregamento para o pilar de implante, as tensões diminuíram no pilar natural, mantendo-se ainda no terço apical, e iniciaram-se a formação de franjas no terço apical do implante; houve demasiada concentração de tensão no pilar de implante, distribuída por distal e ao longo de todo o comprimento do implante e nenhuma imagem no pilar natural. Para o modelo HE e CRP, quando carregado no pilar natural, houve concentração de tensão no terço apical do dente, disto-apical e mesial do implante, sendo que na mesial, franjas vermelhas foram observadas. Ao mudar o carregamento para o pântico, as franjas vermelhas da mesial do implante passaram para o terço apical, além das franjas azuis anteriormente localizadas na distal do implante terem desaparecido. Franjas amarelas também foram observadas no terço apical mesial do implante. Ao carregar o implante, as franjas desapareceram do dente e passaram a se concentrar no implante. Em se tratando do modelo HE e CR, o carregamento do pilar natural promoveu a formação de franjas no terço mesial, em toda a distal e na região apical deste. Quando carregado no pilar, as tensões foram aliviadas no pilar

natural e passaram a se concentrar no terço apical do implante. Ao transferir o carregamento para o implante, as imagens fotoelásticas praticamente desapareceram. Para o modelo HI e CSR, quando carregado no pilar natural, as franjas se concentraram na disto-cervical e mésio-apical do dente e disto apical do implante. Mudando o carregamento para o pântico, as tensões diminuíram na mesial e se mantiveram no terço apical e disto-cervical do dente, além de aumentarem na disto-apical do implante. E mediante o carregamento do implante, as tensões se mantiveram apenas no terço cervical do dente e passaram a se concentrar ao longo de toda a extensão do implante. Em se tratando do modelo HI e CRP, quando o carregamento se localizou no dente, praticamente nenhuma tensão foi observada no implante, localizando-se somente no terço apical, mesial e distal, do dente natural. Mudando o ponto de aplicação da carga para o pântico, as franjas do dente praticamente desapareceram e iniciaram-se no terço apical do implante. Quando carregado no implante, uma grande quantidade de franjas se formou no implante, principalmente do terço apical mesial. Por fim, para o modelo HI e CR, o carregamento do dente evidenciou a formação de tensões ao longo de toda a mesial deste pilar e não houve imagem no implante. Ao carregar o pântico, as tensões na mesial do pilar natural diminuíram e o implante apresentou-se com franjas em toda a região distal e mesial. Quando se concentrou o carregamento no implante, as tensões mesiais do dente praticamente desapareceram e passaram a se concentrar no implante. Os autores perceberam que o modelo HE e CSR, quando carregado na região dos pilares da prótese, comportou-se como pilares individuais, aliviando a sobrecarga nas outras estruturas da prótese. E quando carregado no pântico, as tensões se distribuíram semelhantemente aos pilares. De maneira similar se comportou o modelo HE e CR, excluindo o momento em que a carga se localizou no pântico, onde altas tensões foram observadas em relação ao modelo anterior nas mesmas condições. Para os modelos com HI, indiferentemente do tipo de conexão, todos se comportaram de maneira similar. Em se tratando da CRP, a concentração de tensões na região disto-cervical do pilar natural foi associada ao possível micro movimento que caracteriza este tipo de conexão. Para o modelo de HI e CR, percebeu-se que, uma vez unidos rigidamente, o implante é mais exigido. No entanto, as diferenças de tensões entre os pilares não foram significativas, fato este associado novamente à conexão interna. Ao associar as conexões interna e externa, observa-se que, quando o carregamento se localizou no implante, no caso do HI, a concentração das tensões manifestou-se mais no terço apical, ao contrário dos modelos de HE, que concentraram suas tensões

no terço cervical. Por outro lado, quando o carregamento se localizou no dente natural ou no pântico, a conexão externa mostrou-se mais favorável à distribuição das tensões aos implantes. Sendo assim, os autores concluíram que, em se tratando de implantes de HE, as conexões semirrígidas e rígidas são mais favoráveis para a distribuição das tensões e, no caso de implantes de HI, a mais favorável seria a conexão semirrígida. Por fim, em relação à união de dentes e implantes, a conexão externa supera a interna, devido à melhor distribuição das tensões ao osso alveolar.

Lanza *et al.* (2010) avaliaram a biomecânica da união de dentes e implantes a partir do Método dos Elementos Finitos, com a intenção de conhecer a influência que o comprimento do implante exercia na dissipação das tensões ao osso alveolar. Assim, consideraram implantes de 6 e 10 mm de comprimento, unido a um dente natural com um pântico intercalado, carregados de forma distribuída com 100 N. Os resultados indicaram menores valores de tensão para o implante de maior comprimento, sendo que a distribuição destas tensões manteve-se de maneira similar. Os autores concluíram que a utilização de implantes de tamanho reduzido para união de dentes e implantes produz um momento de torção no pilar natural e, desta forma, sobrecarregam este elemento. Além disso, indicaram ligas de maior módulo de elasticidade para confeccionar próteses que envolvessem a união dente-implante, já que esta terapia foi considerada viável e biomecanicamente previsível, quando adequadamente planejada.

Tabata *et al.* (2010) objetivaram avaliar a distribuição das tensões ao tecido ósseo perimplantar e a componentes protéticos, para implantes unitários restaurados com duas peças e Plataforma *Switching*. Foi proposta uma análise a partir do Método dos Elementos Finitos de modelos bidimensionais. Construíram modelos de implante restaurados convencionalmente (plataforma do implante e plataforma do pilar com o mesmo diâmetro de 4,1 mm) e, também, restaurados com plataforma *Switching* (plataforma do implante e do pilar com 5,0 e 4,1 mm respectivamente). Os conjuntos pilar/implante foram seccionados longitudinalmente e escaneados, a fim de produzir imagens digitais, a partir das quais os modelos matemáticos seriam criados. Esses modelos apresentaram um total de 17.198 nós e 8.328 elementos em se tratando da plataforma convencional e 18.404 nós e 8.930 elementos para o modelo de plataforma *Switching*. O modelo de tecido ósseo envolveu toda a superfície do implante e também a interface prótese-pilar. Os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos. Foram utilizadas as propriedades mecânicas desses materiais (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson). Um carregamento oclusal de 100 N foi aplicado do lado

direito da coroa protética. A análise da distribuição das tensões evidenciou alta concentração de esforços na porção cervical da coroa protética de ambos os modelos, sendo 6.574 MPa para a plataforma restauradora regular (PRR) e 10.566 MPa para a plataforma *Switching* (PS). Os parafusos protéticos concentraram as tensões na sua “cabeça” e, conseqüentemente, nas primeiras roscas, tanto para PRR (479 MPa) quanto para PS (568 MPa). Em se tratando dos implantes, ambos os modelos mostraram distribuição de tensões semelhantes, localizada na extremidade da plataforma protética próxima à cortical óssea e, conseqüentemente, próximo às primeiras roscas do implante. No entanto, o modelo de PRR apresentou níveis mais altos de tensão (1.610 MPa) em relação ao modelo de PS (649 MPa). Os autores concluíram que a PS foi capaz de diminuir em até 80% a concentração das tensões de maneira geral, em relação à PRR. Além disso, a localização para PS foi mais favorável na medida em que não se concentrou na superfície de osseointegração, como observado na PRR. Já o parafuso protético mostrou-se mais sobrecarregado para o modelo de PS.

Atieh, Ibrahim & Atieh (2010) conduziram, recentemente, uma revisão sistemática dos implantes restaurados com plataforma restauradora reduzida. A revisão foi conduzida pelos seguintes questionamentos em relação aos desfechos: 1- O uso da Plataforma *Switching* comparado à plataforma restauradora convencional trouxe resultados favoráveis em relação ao nível ósseo marginal? (desfecho primário); 2- Este fato interferiu na sobrevida dos implantes? (desfecho secundário). Os critérios de inclusão foram estudos em humanos publicados na língua inglesa, estudos controlados randomizados (ECR) ou ensaios clínicos controlados (ECC) com ambas as técnicas restauradoras, além de apresentar mais de dez implantes restaurados com Plataforma *Switching* com período médio de acompanhamento de 12 meses. A pesquisa compreendeu as bases MEDLINE, EMBASE, COCHRANE, U.K. National Research Register, Australian New Zealand Clinical Trials Registry, Database of Abstracts of Reviews of Effectiveness e Conference Proceedings Citation Index, num período compreendido entre 1969 a 2010. Foram incluídas buscas manuais em outras 14 revistas com publicações relacionadas nos últimos sete anos. As palavras pesquisadas foram Plataforma *Switching*, plataforma convencional, implante imediato, carga imediata, nível ósseo marginal e taxa de sobrevida. A qualidade metodológica dos estudos e possíveis vieses foram analisados e ponderados. A pesquisa inicial levantou 146 publicações, das quais 43 foram selecionadas após leitura dos títulos, resumos e/ou palavras-chave. Mediante leitura completa dos estudos, restaram 17, dos quais apenas

10 foram incluídos. Destes, 1239 implantes estavam presentes. O período compreendido dos estudos incluídos foi de 2007 a 2010, sendo que sete eram ECR e três, ECC. A média das alterações ósseas e taxa de sobrevida dos implantes foram calculadas com intervalo de confiança de 95%. Os resultados mostraram que os implantes restaurados com Plataforma *Switching* perderam menos osso marginal em relação aos implantes restaurados convencionalmente (média de 0,37 mm; 0,55 a 0,20 com $p < 0,0001$) num período de observação de 12 a 60 meses. Em relação à taxa de sobrevida, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada ($p = 0,89$). Quando se comparou implantes imediatos e em alvéolos cicatrizados, houve diferença estatisticamente significativa a favor da plataforma *Switching* (média de 0,05 mm, $p = 0,0001$). Os autores concluíram quanto à eficácia da plataforma restauradora reduzida em preservar a altura do tecido ósseo perimplantar e alertaram quanto à taxa de sobrevida, necessitando este aspecto de estabelecer melhor os critérios a longo prazo.

Da mesma forma, Sánchez *et al.* (2011) revisaram a literatura com o objetivo de avaliar a influência que uma plataforma restauradora reduzida exerce sobre os tecidos duros e moles. Os critérios de inclusão compreenderam todos os artigos sobre Plataforma *Switching*, de diferentes técnicas cirúrgicas, indexados na base Medline publicados na língua inglesa. As palavras-chave compreenderam “Plataforma *Switching*”, “plataforma expandida”, implantes dentais, “preservação da crista óssea”, “pilares não correspondentes” e “pilares”. Não houve limitação em relação ao período da publicação. O primeiro artigo indexado datou de 2005 e, em seguida, outros 30 foram publicados. Casos clínicos, estudos experimentais e não experimentais além de artigos de revisão foram selecionados. Os aspectos considerados mais relevantes foram o comportamento biomecânico do conjunto pilar/implante mediante carregamento oclusal, preservação da crista óssea marginal e reposicionamento do espaço biológico. No que diz respeito ao comportamento biomecânico, vários foram os resultados, desde redução na dissipação das tensões ao osso alveolar, variando de 10 a 80% nos diversos estudos, até não redução dessas tensões, e sim melhor distribuição das mesmas. No quesito altura da crista óssea, houve unanimidade na manutenção da altura do tecido perimplantar. Por fim, em relação aos tecidos moles, o maior espaço criado no plano horizontal favoreceu maior largura da distância biológica, fato este associado à maior proteção microbiana. Dessa forma, concluíram que este deslocamento horizontal da plataforma protética preserva a altura do tecido ósseo, mantém o nível dos tecidos moles adjacentes, além de favorecer melhor resultado estético.

Hoffmann & Zafiropoulos (2012), a partir de uma revisão bibliográfica, se propuseram a avaliar as taxas de sucesso a longo prazo da terapia envolvendo a união de dentes e implantes, além da influência exercida pelo tipo de conector e as tensões envolvidas. Vinte e cinco estudos foram incluídos nesta pesquisa, desde pesquisas clínicas, estudos biomecânicos e artigos de revisão. O período dos estudos compreendeu entre 1995 a 2009, com acompanhamento entre 2 e 10 anos. A taxa de sucesso dos implantes ficou entre 79,5% a 100%. As complicações dos pilares naturais compreenderam de 5,45 a 11,8% dos casos, representadas sob a forma de fraturas, cáries, complicações periodontais e endodônticas. Fratura da superestrutura compreendeu entre 5% a 90% dos casos. A intrusão dental foi observada em 0% a 66% dos pilares naturais, além de ter sido mais associada à conexão não rígida, independentemente do desenho da mesma (0% - 66% para a conexão não-rígida e 0% - 44% para a conexão rígida). Por outro lado, a conexão não-rígida diminuiu a sobrecarga na superestrutura, mas sobrecarregou tanto os pilares naturais quanto os implantes. Já a conexão rígida permitiu sobrecarga ao redor dos implantes e, por consequência, favoreceu a perda óssea, mas não interferiu na taxa de sobrevivência destes pilares. A maior parte dos estudos associou perda óssea mais acentuada para os casos de união de dentes e implantes em relação aos casos implanto suportadas. Em se tratando do tipo de conexão protética, perceberam que, apesar da conexão interna ter aumentado a estabilidade de prótese, foram associadas a este tipo de conexão protética a sobrecarga tanto ao pilar natural quanto ao implante. Além disso, sugeriram que a conexão do tipo externa pode ser mais favorável ao planejamento envolvendo a união de dentes e implantes, aliada ao planejamento que compreenda uma conexão rígida e dentes saudáveis periodontalmente. Concluíram que, a longo prazo, os resultados desta terapia são limitados e, quando comparadas com próteses dento suportadas e implanto suportadas, altas taxas de insucesso estão relacionadas. A conexão rígida se mostrou mais favorável nos quesitos estabilidade a longo prazo, complicações e intrusão dental, apesar da perda óssea na região perimplantar. E por fim pronunciaram-se a favor das próteses implanto suportadas em relação à união de dentes e implantes, por produzirem resultados mais duradouros.

Recentemente, Chowdhary *et al.* (2013) objetivaram pesquisar a melhor configuração de roscas dos implantes osseointegráveis, a fim de reduzir as tensões no osso tanto numa condição de carregamento imediato quanto tardio. O MEF foi escolhido e modelos matemáticos de diferentes desenhos de roscas foram modelados na seguinte ordem: modelo 1 – roscas quadradas; modelo 2 – roscas em “v” com

extremidades quadradas; modelo 3 – rosca triangular; modelo 4 – rosca trapezoidal; modelo 5 – rosca trapezoidal reversa; modelo 6 – rosca com ranhura vertical; modelo 7 – rosca espiral; e modelo 8 – rosca arredondada. O diâmetro externo de todos os modelos era 4 mm e o comprimento, 12 mm. Num primeiro estágio, avaliaram a transferência das tensões ao osso alveolar tanto para uma condição de carregamento imediato, quanto para carregamento tardio sob carga axial. Para tal, oito modelos 2D foram providenciados de tal modo que a porção apical e coronal dos implantes fossem removidas, a fim de que somente a forma das roscas interferisse na distribuição das tensões. A simulação de carregamento imediato foi providenciada a partir de uma menor proximidade de contato osso-implante, e o tardio, através de um contato íntimo. Todos os implantes foram inseridos na malha do osso alveolar e, além disso, considerou-se uma espessura óssea suficiente de modo a não interferir na distribuição das tensões. Os modelos foram posicionados verticalmente e submetidos a um carregamento de 100 N. Num segundo estágio, modelos 3D de todo o corpo do implante foram analisados. Tanto carga vertical quanto oblíqua (45°) foram aplicadas. A malha de elementos finitos se formou a partir de elementos tetraédricos, com 4 nós. Nos modelos 2D, foi observado que, na condição de carregamento tardio, as distintas formas das roscas distribuíram as tensões de maneira particular. A forma triangular gerou os menores níveis de tensão ao osso perimplantar (14 MPa), ao passo que as formas quadradas, espiral e trapezoidal atingiram entre 22 a 26 MPa. O modelo com ranhura vertical gerou altos valores de tensão, cerca de 80 MPa, mas o maior valor foi associado à rosca trapezoidal reversa, que atingiu um pico de 107 MPa. A análise dos modelos 3D evidenciou que a forma do implante interfere diretamente na distribuição das tensões ao osso alveolar. Sob carregamento vertical, as formas que mostraram os menores picos de tensão foram as trapezoidal e espiral, respectivamente entre 8 e 5 MPa, enquanto a forma em “V” com extremidade quadrada gerou os picos mais elevados. Sob carga oblíqua, a forma espiral também se comportou da melhor forma (13 MPa) e a Power Acme gerou os maiores níveis de tensão (57 MPa). O modelo com ranhura vertical foi selecionado, com a hipótese de que a dissipação das tensões seria melhor e haveria uma menor concentração de tensão na crista óssea. Este estudo evidenciou que as roscas em “V” apresentaram uma melhor dissipação das tensões. Os autores concluíram que a forma das roscas interfere mais efetivamente numa condição de carregamento imediato e que as distintas formas se relacionam a variadas respostas biomecânicas. Por fim, os maiores valores de tensão foram observados na crista óssea perimplantar.

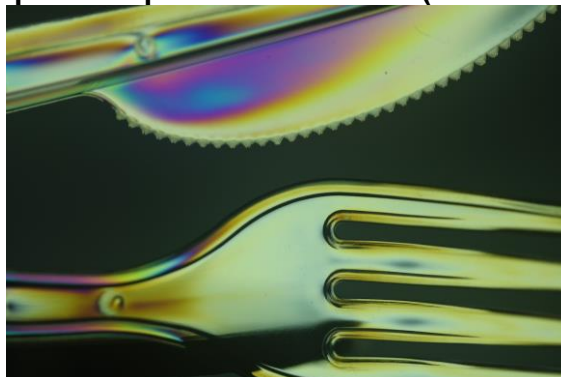
3.2. Fotoelasticidade

A Fotoelasticidade é definida como uma técnica de análise de tensões baseada na propriedade de birrefringência mecânica, inerente a diversos polímeros transparentes. Também faz uso das propriedades de polarização da luz e de esforço mecânico nos corpos de interesse (DOLAN & MURRAY, 1966). A distribuição de tensões no interior dos materiais constituídos de resina flexível transparente, quando submetidos a um carregamento, pode ser visualizada por meio da Técnica Fotoelástica, onde “foto” remete ao uso da luz e de técnicas óticas, e “elástica” implica em que as tensões nesses materiais se dão dentro do regime elástico. Os materiais utilizados nesta técnica são chamados de resinas fotoelásticas (DALLY & RILEY, 1991).

A teoria da fotoelasticidade foi inicialmente descoberta por Sir David Brewster em 1816, quando percebeu que substâncias transparentes de caráter isotrópico poderiam se tornar anisotrópicas quando submetidas a esforços mecânicos. Este fenômeno foi também chamado de refração dupla ou birrefringência (DOLAN & MURRAY, 1966).

Inúmeras são as vantagens do método fotoelástico, dentre elas, identificação imediata da distribuição geral das tensões em um corpo carregado e simultânea visualização dos pontos mais solicitados, viabilizando uma análise quantitativa e a determinação da direção dessas tensões, além de permitir a simulação de variadas condições de carregamento (Vishay Micro-Measurements). Isso explica porque o método continua sendo muito solicitado na indústria como instrumento de controle de qualidade (DASARI & RAMESH, 2012). A figura 4 mostra dois objetos muito consumidos no mercado, visualizados ao polariscópio de transmissão: as cores indicam grande quantidade de tensão residual, evidenciando sua fragilidade e seus pontos mais sobrecarregados.

Figura 4 – Imagem de garfo e faca descartáveis, obtida em polariscópio de transmissão (tensões residuais)



FOTOGRAFADA NO CENTRO DE DESENVOLVIMENTO
DA TECNOLOGIA NUCLEAR - CDTN, 19/03/2013

3.2.1. A Fotoelasticidade e a Odontologia

O primeiro estudioso a aplicar este método na Odontologia foi ZAK (1935), ao analisar as tensões induzidas nos dentes sob movimentos ortodônticos distintos. A partir de então, a fotoelasticidade passou a ser extensamente aplicada às diversas áreas da Odontologia.

De acordo com Freitas Júnior *et al.* (2007), a Odontologia em muito se beneficiou da multidisciplinaridade, envolvendo-se com a Engenharia e as Ciências da Computação. Tanto o método experimental representado pela Fotoelasticidade, quanto o método analítico representado pelo Método dos Elementos Finitos viabilizaram melhor compreensão da distribuição das tensões no interior de corpos tensionados, especialmente nos caso das estruturas dentais e periodontais, as quais se manifestam como formas complexas.

A principal vantagem da técnica reside na visualização simultânea das tensões geradas no interior de modelos carregados, sendo que estas tensões podem ser visualizadas e calculadas. Além disso, mesmo que estes modelos simulem formas complexas, tais como as estruturas dentais e periodontais, pode-se estabelecer uma correlação positiva entre a distribuição das tensões nos modelos e a situação biológica. Dessa forma, consegue-se que os resultados sejam extrapolados à condição real (GLICKMAN *et al.*, 1970).

3.2.2. Descrição do método

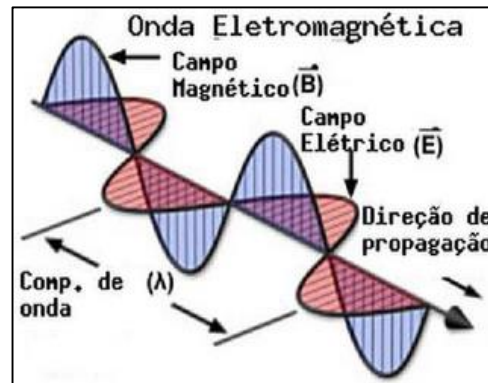
Oportuno se faz a compreensão de vários conceitos, previamente à interpretação do método fotoelástico. Os princípios de propagação da luz de acordo com a teoria de Maxwell, o fenômeno da refração dos materiais transparentes e a birrefringência mecânica, a polarização da luz, o retardo sofrido pelas ondas luminosas e as tensões residuais são alguns exemplos, como evidencia Ribeiro (2001).

Propagação da luz

Os conceitos da teoria fotoelástica partem da teoria de Maxwell, proposta em 1853 (BURGER, 1993). A luz é definida como uma radiação eletromagnética que se propaga no espaço em altíssima velocidade (aproximadamente 3×10^8 m/s), tendo seu comprimento de onda e frequência variando em função do tipo de radiação. Possui

também campos elétricos e magnéticos associados, conforme ilustra a figura 5. Os campos elétrico e magnético são perpendiculares entre si, e também em relação ao sentido de propagação da luz (DALLY & RILEY, 1991).

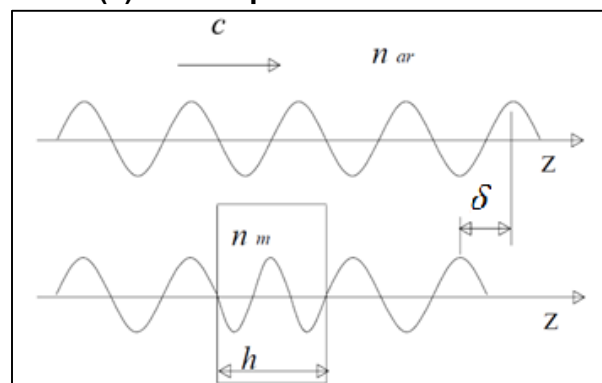
Figura 5 – Onda Eletromagnética com seus campos elétricos e magnéticos associados



EXTRAÍDA DE GOOGLE IMAGENS, 2013

A velocidade de propagação da luz depende do meio em que percorre e, em um meio isotrópico, sua velocidade é constante. Dessa forma, quando a luz passa do ar para um meio cristalino transparente, sofre uma diminuição na sua velocidade. O comprimento de onda também diminui, proporcionalmente, e sua frequência permanece inalterada. Ao voltar para o ar, sua velocidade retoma seu valor inicial. Entretanto, ao sair do meio cristalino, acontece um retardo da onda emergente em relação à incidente, conforme ilustrado na figura 6.

Figura 6 – Retardo (δ) sofrido pela onda ao sair do meio cristalino

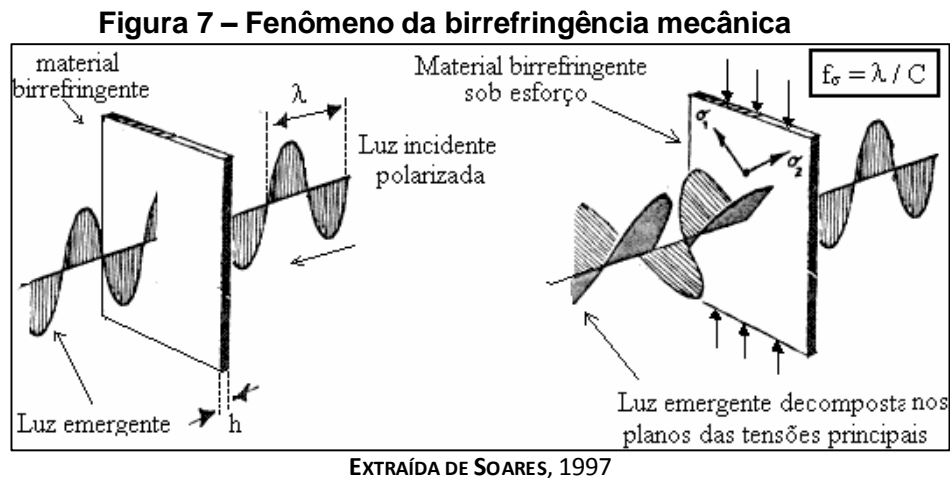


EXTRAÍDA DE RIBEIRO, 2001

Refração da luz e os materiais birrefringentes

A refração de um raio de luz se dá quando ele atravessa uma superfície de separação entre dois meios, o que provoca a mudança de sua direção de propagação. O índice de refração (n) é a relação entre a velocidade de propagação da luz no ar (n_{ar}) e a velocidade de propagação noutro meio (n_m).

Os materiais birrefringentes (fig. 7) apresentam dois diferentes índices de refração em função da sua anisotropia ótica (BURGER, 1993).



Quando um raio de luz atravessa um material birrefringente tensionado, ocorrerá uma dupla refração, sendo que estes índices refrativos irão depender do material. A teoria que descreve estas mudanças nos índices de refração é atribuída a Maxwell, quando em 1853 percebeu que estas alterações seriam proporcionais às cargas. Estas duas componentes apresentam velocidades diferentes. São paralelas às direções das tensões principais (σ_1 e σ_2) e perpendiculares entre si, a partir de um ponto de interesse (DALLY & RILEY, 1991).

A birrefringência resulta, portanto, em um material que, quando submetido a um carregamento, vai apresentar dois índices diferentes de refração (n_1 e n_2). Na maioria dos materiais, estes índices se mostram constantes, mas em se tratando das resinas fotoelásticas, eles variam em função da carga aplicada. Esta condição deu origem à lei de Brewster, que relaciona os índices de refração e as tensões principais:

$$n_1 - n_2 = f_{\sigma} (\sigma_1 - \sigma_2) \text{ (equação 1)}$$

Onde:

n_1 = índice de refração do meio transparente

n_2 = índice de refração do ar

f_{σ} = coeficiente ótico de tensão do material transparente ou constante fotoelástica

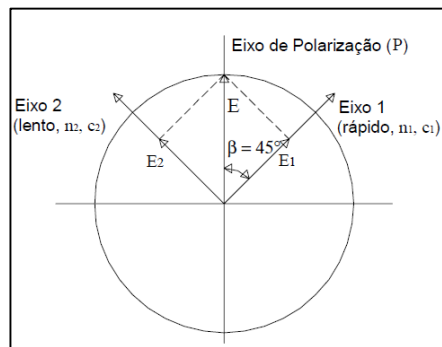
σ_1 = tensão no eixo X

σ_2 = tensão no eixo Y

De acordo com a Lei de Brewster, a mudança nos índices de refração é proporcional à diferença entre as tensões principais.

As duas componentes do feixe de luz apresentam velocidades diferentes (c_1 e c_2), caracterizando os feixes rápido (Eixo 1) e lento (Eixo 2), conforme figura 8.

Figura 8 – Comportamento da luz ao penetrar em uma placa birrefringente



ADAPTADA DE DALLY & RILEY,

Ao atravessar o material, o retardo (d) que esses feixes sofrem, dividido pela espessura do material (t), é proporcional à diferença entre os índices de refração:

$$d / t = n_1 - n_2 \text{ (equação 2)}$$

A partir das duas equações anteriores (1 e 2) a tensão (σ) no material pode ser calculada como se segue:

$$(\sigma_1 - \sigma_2) = d / t f_\sigma$$

Onde:

σ_1 = tensão no eixo X (MPa)

σ_2 = tensão no eixo Y (MPa)

d = retardo (nanômetros)

t = espessura do material (mm)

f_σ = coeficiente óptico de tensão do material transparente ou constante fotoelástica

Estado plano de tensão

Em cada ponto de um corpo carregado, segundo Dally & Riley (1991), existem três planos perpendiculares entre si, nomeados planos de tensão principal, que correspondem às tensões máximas normais, referidas como σ_1 , σ_2 e σ_3 . Em se tratando da análise fotoelástica bidimensional, a tensão paralela ao eixo Z pode ser desconsiderada, ou seja, a tensão normal na terceira dimensão passa a ser nula e são consideradas somente as tensões nos planos de aplicação da carga.

Polarização da luz

Burger (1993) explica que um feixe de luz consiste de uma emissão rápida e desorganizada de moléculas, referindo-se, portanto a uma luz não polarizada. Caso todos os componentes do vetor de luz estejam orientados na mesma direção, esta luz é dita linearmente polarizada ou polarizada plana. Uma luz polarizada plana é a forma mais simples de polarização e seu campo elétrico está paralelo ao plano de polarização da onda. Outras formas de polarização: i) luz circularmente polarizada – obtida quando seu vetor descreve uma trajetória circular num plano perpendicular ao

seu sentido de propagação; ii) luz elipticamente polarizada – o vetor descreve uma forma de elipse num plano perpendicular ao de propagação da onda. Burger (1993) conclui que o tipo de polarização é classificado de acordo com a direção que a vibração assume em relação ao seu sentido de propagação, conforme mostra a figura 9.

Figura 9 – Planos de polarização da luz



Ao atravessar um polarizador plano, as ondas luminosas são decompostas em duas componentes perpendiculares entre si, e somente a componente de onda paralela ao eixo de polarização do polarizador é transmitida. A outra componente é absorvida por este elemento ótico.

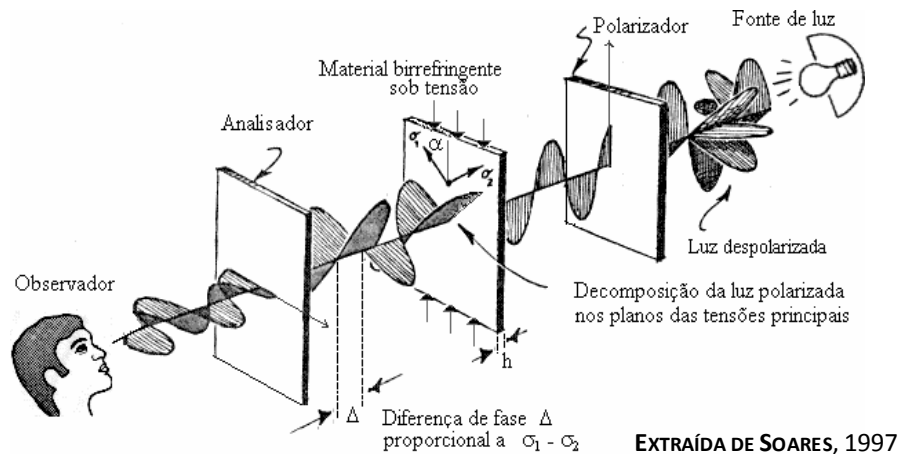
Em se tratando de uma montagem de filtros polarizadores como em um ensaio fotoelástico, o instrumento ótico mais próximo à fonte de luz é conhecido como polarizador e o mais distante, analisador. Estando os eixos de polarização das duas lentes do polarizador e analisador, alinhados entre si, uma maior intensidade de luz atravessará o conjunto. E, ao contrário, caso o eixo do analisador esteja defasado em 90° em relação ao eixo do polarizador, toda a luz será absorvida por este segundo elemento ótico. Trata-se, neste caso, do arranjo clássico de um ensaio fotoelástico. De maneira análoga, variando-se o ângulo de ambos os elementos óticos, uma maior, menor ou nenhuma intensidade de luz será observada.

A introdução de lentes de quarto de onda à montagem anterior produz uma nova montagem, a qual será discutida e ilustrada posteriormente.

3.2.3. A Fotoelasticidade e o equipamento utilizado

A análise fotoelástica envolve a utilização de um dispositivo denominado polariscópio, composto basicamente de lentes polarizadoras da luz e de uma fonte luminosa, no qual um modelo fotoelástico é analisado. Como já explicado, a lente mais próxima à fonte luminosa é chamada de polarizador e a mais distante, analisador (fig. 10). Na figura, ilustra-se o polariscópio plano, pois há outras configurações com presença de lentes adicionais.

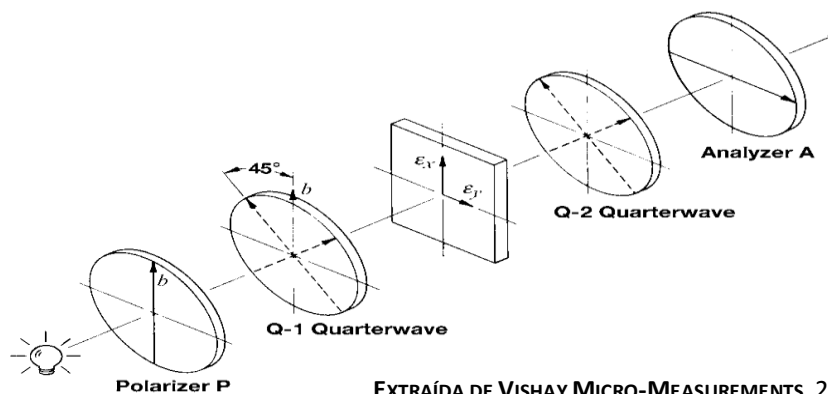
Figura 10 – Arranjo de um polariscópio plano



Na Análise Experimental de Tensão, dois modelos de polariscópio podem ser empregados. A classificação desses modelos depende apenas da presença ou ausência de lentes de quarto de onda.

- **Polariscópio plano:** em se tratando de um polarizador plano, assim que a luz é decomposta em duas componentes perpendiculares entre si, a componente paralela ao eixo de polarização é transmitida e a componente perpendicular a este eixo é refletida. Este arranjo utiliza a luz polarizada plana.
- **Polariscópio Circular:** o seu arranjo compreende uma fonte de luz e quatro elementos óticos, nesta ordem, a saber: fonte luminosa, polarizador, o qual converte a luz comum em plano-polarizada, uma primeira lente de $\frac{1}{4}$ de onda, a qual converte a luz plano-polarizada em luz polarizada circularmente, uma segunda lente de $\frac{1}{4}$ de onda, cujo eixo é paralelo ao eixo da primeira lente de $\frac{1}{4}$ de onda, que transforma a luz polarizada circularmente em polarizada plana. Por fim, o analisador, localizado mais próximo do observador, o qual é responsável por extinguir a luz. Este arranjo utiliza a luz circularmente polarizada, conforme representado na figura 11.

Figura 11 – Arranjo de um polariscópio circular, campo escuro



Um polariscópio é classificado também de acordo com o trajeto da luz:

- **Polariscópio de transmissão:** a luz atravessa o modelo a ser analisado.
- **Polariscópio de reflexão:** a luz não atravessa o modelo, e sim o penetra. A superfície de fundo é espelhada então, após percorrer toda a espessura do modelo, a luz é refletida pelo fundo espelhado e realiza o trajeto contrário.

As imagens formadas no modelo representam o campo de tensões gerado.

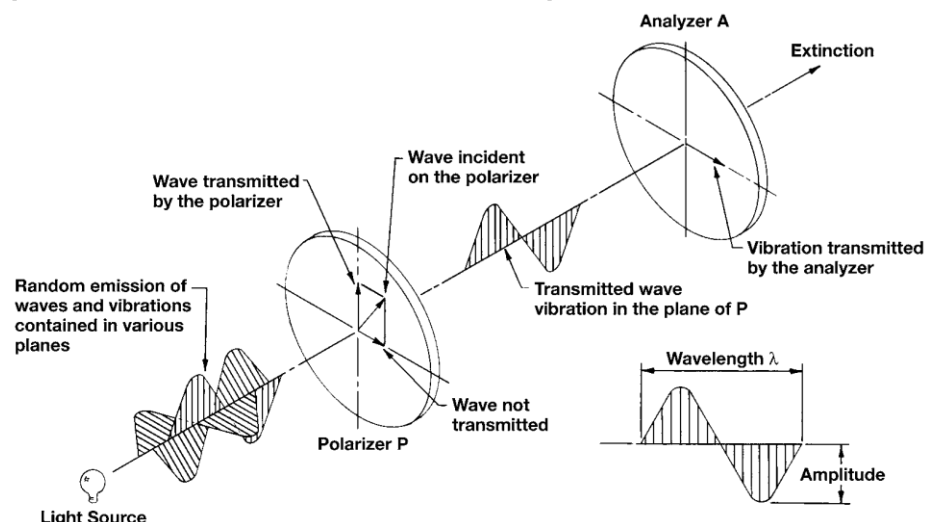
3.2.4. Ensaio fotoelástico

Uma fonte de luz, segundo a teoria eletromagnética de Maxwell, emite oscilações eletromagnéticas transversais, as quais se propagam no espaço com direção irregular. Na medida em que esta propagação da energia luminosa se organiza e direciona, tem-se, portanto uma luz dita polarizada.

Uma luz branca ou monocromática, emitida de uma fonte, propaga-se também transversalmente ao longo da sua direção de propagação. Esta luz, ao incidir em um polarizador, transmite apenas as componentes de onda paralelas ao eixo de polarização do filtro. Estas componentes de onda, por sua vez, incidem no modelo fotoelástico tensionado. Apenas aquelas componentes de onda paralelas aos planos de tensões principais são transmitidas ao analisador, que trabalha de forma idêntica ao polarizador.

Na presença de outro filtro polarizador, em sequência, poderá haver uma ausência do feixe de luz, caso os eixos de polarização não estejam paralelos entre si, ou seja, caso este segundo elemento ótico esteja com seu eixo defasado em 90° em relação ao primeiro (BURGER, 1993), conforme ilustra a figura 12.

Figura 12 – Esquema ilustrando a completa extinção da luz a partir do posicionamento de 90° entre eixos do polarizador e do analisador



EXTRAÍDA DE VISHAY MICRO-MEASUREMENTS,

De maneira análoga, caso o eixo de ambos, polarizador e analisador estejam alinhados, uma maior intensidade de luz atravessará o conjunto.

A técnica fotoelástica pode ser categorizada em três classes, conforme Burger (1993):

- **Fotoelasticidade por Recobrimento:** em se tratando da técnica do recobrimento, um material birrefringente é depositado sobre a estrutura do corpo a ser analisado, e a luz que reflete deste material durante o ensaio caracterizará a fotoelasticidade por reflexão.
- **Análise de modelos bidimensionais:** réplicas de corpos de interesse são produzidas com um material birrefringente, as quais serão analisadas em um polariscópio de transmissão.
- **Análise de modelos tridimensionais:** os modelos sob tensão são fatiados, tendo suas tensões congeladas previamente. Dessa forma, cada plano/fatia de interesse será analisado separadamente, e as tensões/deformações irão apresentar-se com seus valores e direções constantes ao longo da espessura de cada fatia.

A fotoelasticidade bidimensional analisa o estado plano de tensões e, de maneira resumida, compreende as seguintes etapas:

- Fabricação do modelo fotoelástico;
- Calibração do material fotoelástico;
- Captura da imagem digital;
- Determinação das ordens de franja;
- Interpretação do campo de tensões a partir da distribuição das franjas (análise de campo global);
- Cálculo de tensões principais, quando necessário, com o auxílio das isóclinas.

3.2.5. Formação das imagens

No ensaio fotoelástico, as imagens obtidas nada mais são que o resultado bruto do teste. A interpretação destas imagens formadas é o passo seguinte, segundo informam Dally e Riley (1991).

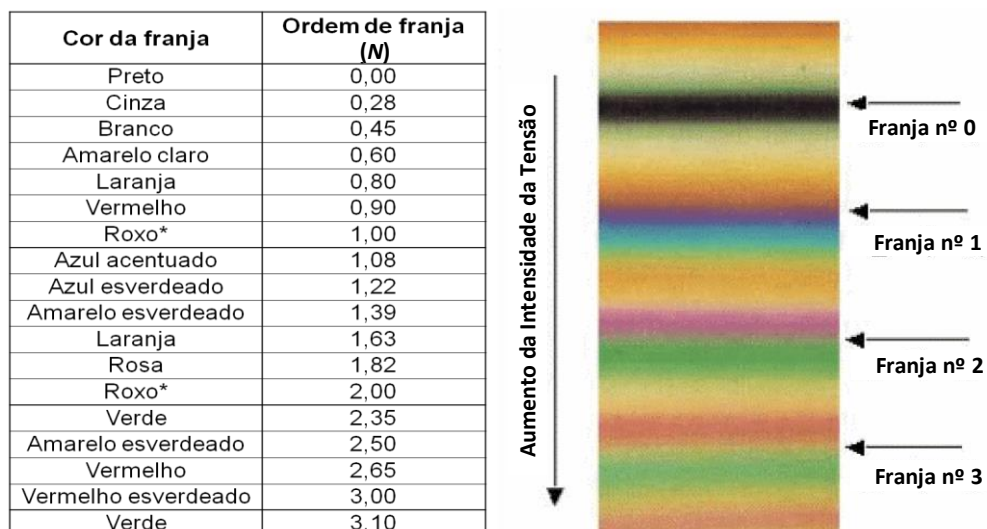
Mediante a aplicação de carga gradual, formam-se imagens condizentes com a intensidade do carregamento. Estas se iniciam nas regiões mais solicitadas e, à medida que se incrementa a carga, as primeiras franjas vão se deslocando para as regiões menos solicitadas e, concomitantemente, novas franjas vão se formando.

Caso o carregamento seja interrompido, interrompe-se também a formação das franjas. Outro fator que leva à interrupção das imagens é o colapso do modelo, já que este deve trabalhar dentro do seu regime linear.

A partir da observação deste fenômeno através do analisador do polariscópio com luz branca, são formadas, no modelo, imagens coloridas, ditas franjas, a partir das quais, têm-se informações quanto às tensões geradas no modelo fotoelástico (RIBEIRO, 2001). Ou seja, as componentes de onda que passam através de qualquer ângulo do analisador, darão origem a um espectro de cor bastante característico. Cada múltiplo inteiro do comprimento padrão da luz (565 nm para o vidro e 570 nm para o plástico) é chamado de franja (N). As imagens coloridas se formam devido à anulação de determinados comprimentos de onda. Cada franja colorida, nomeada isocromática, está relacionada a um número, conhecido como número de ordem de franja, o qual é proporcional à diferença das tensões/deformações principais num determinado ponto.

A franja $N=0$ é preta, e logo em seguida uma sequência de cores irá surgir: cinza, branco, amarelo, laranja, vermelho, violeta e azul, dando origem à primeira franja, $N=1$. A partir deste ponto i , nomeado tonalidade de passagem, onde ocorreu a passagem do violeta para o azul tem-se a formação da franja $N=2$, que se dará do vermelho/rosa para o verde. Em seguida, surge a franja $N=3$, que se dará do rosa para o verde. Tratam-se das franjas de ordem inteira, conforme a figura 13. A formação das franjas continuará mediante persistência da carga e a sequência de cores irá se repetir não exatamente nas mesmas cores do primeiro ciclo, uma vez que ocorrerá a extinção simultânea de duas ou mais cores (MATTHYS, 1997).

Figura 13 – Sequência de franjas geradas com luz branca



EXTRAÍDA DE MATTHYS, 1997

Já as franjas escuras, classificadas como isoclínicas, determinam o ângulo destas tensões em relação a uma determinada referência. As imagens obtidas no polariscópio poderão apresentar-se, portanto de duas formas:

- **Franjas isocromáticas:** No caso da luz branca, as franjas isocromáticas são coloridas. No caso de luz monocromática, essas franjas têm a matiz da cor utilizada. Cada ponto específico das imagens isocromáticas apresenta uma relação com as tensões principais. Sua ordem de franja equivale à diferença das tensões/deformações principais para cada ponto.
- **Franjas isóclinas:** São as franjas escuras, uma vez que ocorre completa extinção da luz, cujo matiz é o mesmo da fonte de luz monocromática utilizada. De acordo com Dally & Riley (1991), estas informam a orientação das tensões principais, tendo como referência uma determinada direção, ou seja, a direção das tensões principais, a mesma do eixo de polarização do polarizador. Este tipo de franja permite uma análise quantitativa das tensões, pois permite separar a tensão σ_1 da σ_2 .

3.2.6. Interpretação das imagens

Dois tipos de análise são permitidas:

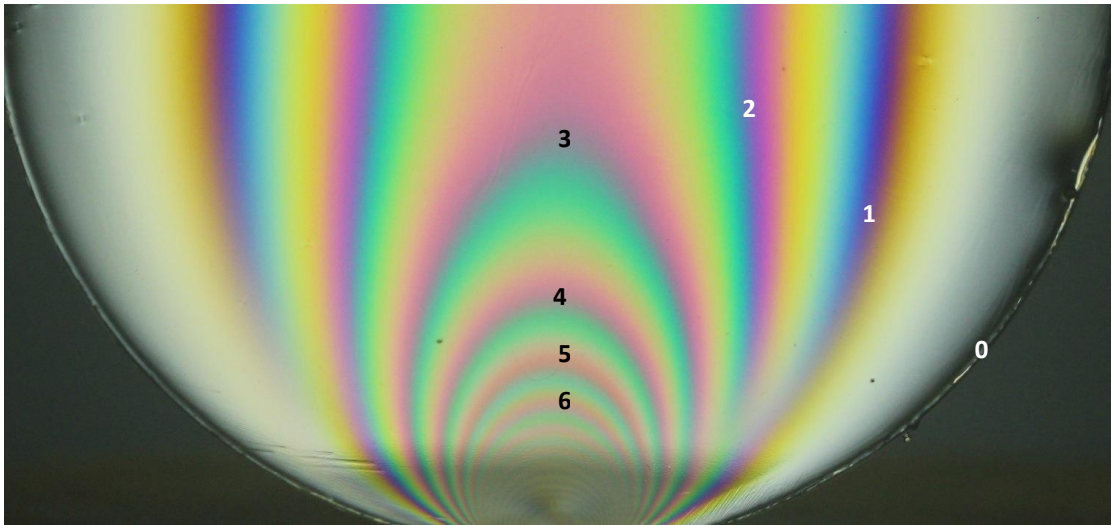
- **Análise quantitativa:** é diretamente proporcional à quantidade de franjas e uma uniformidade de cor se traduz em homogeneidade de tensão. O contrário implica em que há sobrecarga de tensão em alguns pontos. O espaçamento entre as franjas é outro indicador da intensidade da tensão. Se este espaçamento é pequeno, um alto índice de tensão estará presente. Áreas de tensões uniformes se mostram com a mesma ordem de franja.
- **Análise qualitativa:** permite avaliar a distribuição de maneira a identificar pontos mais solicitados e direção das tensões (GLICKMAN *et al.*, 1970).

Dally & Riley (1991) resumem a função de um polariscópio como sendo a determinação do valor de N em cada ponto.

3.2.7. Cálculo da Ordem de Franja (N)

A interpretação do método se dá a partir do número de ordem de franjas (N), o qual se relaciona com a diferença entre as tensões principais no modelo fotoelástico. Uma sequência de cores irá definir a ordem de franja como ilustrado na figura 14.

Figura 14 – Imagem de um disco sob compressão diametral, indicando o número inteiro de Ordem de Franja e suas transições



DISCO EM RESINA ARALDITE (PRODUTOS QUÍMICOS CIBA S/A DO BRASIL) SOB COMPRESSÃO DIAMETRAL, FOTOGRAFADO NO CDTN, 2012

Em se tratando das franjas isocromáticas, cada uma estará associada a um número de ordem N . Sendo assim, inicialmente deve-se atribuir o número de ordem relacionado a cada ponto de interesse (DALLY & RILEY, 1991). A partir daí, é possível calcular a diferença das tensões principais, a qual é realizada por meio da fórmula básica da Teoria Fotoelástica:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{f_\sigma N}{h}$$

Onde:

σ_1 = tensão principal máxima

σ_2 = tensão principal mínima

$\sigma_1 - \sigma_2$ = diferença entre as tensões principais

$f_\sigma = \lambda / K_o$ = constante fotoelástica, onde λ = comprimento de onda e K_o = coeficiente de tensão ótica do material.

N = número de Ordem de Franja

h = espessura do modelo

A diferença entre as tensões principais $\sigma_1 - \sigma_2$ é igual ao dobro da tensão cisalhante máxima (τ). Dessa forma teremos:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

Consequentemente,

$$\sigma_1 - \sigma_2 = 2\tau = \frac{f_\sigma N}{h}$$

Então,

$$\tau = \frac{f_\sigma N}{2h}$$

3.2.8. Calibração do material

Este procedimento consiste em definir a constante fotoelástica do material (f_{σ}). Esta dita a sensibilidade da resina fotoelástica. A constante fotoelástica relaciona o valor N associado a uma franja a partir de um disco de diâmetro D , quando submetido a um carregamento P e observado ao polariscópio. O cálculo da constante fotoelástica é feito a partir da expressão que se segue:

$$f_{\sigma} = \frac{8P}{3,14 DN}$$

Onde:

f_{σ} : constante fotoelástica do material

P : carga concentrada aplicada (N)

D : diâmetro do disco

N : ordem de franja passando pelo centro do disco

O disco a ser submetido ao ensaio de compressão diametral deve ser confeccionado com o mesmo material do modelo de interesse.

3.2.9. Resinas Fotoelásticas – Propriedades requeridas e tipos disponíveis

Para um ensaio fotoelástico, faz-se necessária a utilização, na construção dos modelos, de materiais birrefringentes que preencham alguns requisitos mínimos. Dessa forma, o material fotoelástico ideal deveria apresentar transparência à luz empregada no polariscópio, de acordo com Rankilor & McNicholas (1968). A perda da transparência pode ocorrer por duas razões: (1) a diminuição dos índices de refração dos materiais constituintes e (2) ar aprisionado. Em ambos os casos, há modificação das propriedades do meio fotoelástico, e então ocorre a dispersão de luz, reduzindo a transparência do material (RAVI,1998). A homogeneidade de uma resina fotoelástica também é comprometida pela presença de bolhas no seu interior. Por mais este motivo, devem ser evitadas.

Um outro ponto a se considerar é a possibilidade do material sofrer o chamado “efeito de borda”, fenômeno este relacionado com a absorção e evaporação de água pelos materiais plásticos, resultando em mudanças nas dimensões do modelo e conseqüente tensões internas. Nesse caso, pode-se extrapolar na interpretação das imagens e encontrar falsos resultados. No entanto, as resinas epóxicas são pouco susceptíveis a este fenômeno (BURGER, 1993). De maneira ideal, uma ausência de

efeito de borda deve ser uma característica da resina fotoelástica, o que garante que os modelos não sofrerão alteração quando armazenados por longos períodos, conforme explicam Rankilor & McNicholas (1968).

A sensibilidade fotoelástica às tensões induzidas no modelo é uma característica altamente relevante e é representada por um fator definido como constante fotoelástica, também conhecida como constante ótica ou valor de franja. Uma alta sensibilidade às tensões induzidas se dá a partir de um baixo valor de franja do material (f_{σ}) e um módulo de elasticidade elevado, conforme evidencia Dally & Riley (1991). Um módulo de elasticidade elevado garantirá ao material, quando carregado, que a sua forma não se altere (QUINAN, 2005). As constantes ópticas devem manter-se sem sofrer alterações com pequenos gradientes de temperatura. Conforme Burger (1993) e Spooner & McConnell (1953), associando-se estas duas propriedades, constante fotoelástica e módulo de elasticidade, tem-se ainda uma terceira propriedade a ser considerada, conhecida como Figura de Mérito, a qual mede a sensibilidade dessas resinas a partir da relação entre o seu módulo de elasticidade e o valor de franja. De maneira ideal, o valor da figura de mérito também deveria ser o mais alto possível e permanecer constante durante todo o ensaio.

Para Dally & Riley (1991), uma mudança nos índices refratários na direção das tensões principais deve estar presente em um material que se caracteriza como birrefringente e, conseqüentemente, como um material fotoelástico.

O limite máximo de carga aplicada ao modelo fotoelástico não deverá ultrapassar e nem mesmo ficar próximo do limite de resistência à ruptura da resina fotoelástica, ou seja, deve-se trabalhar dentro do regime elástico desses materiais (BURGER, 1993). Caso contrário, dois fatos poderão ocorrer, flambagem ou até mesmo o rompimento do modelo e, assim, o comprometimento dos resultados.

Muito comum às resinas fotoelásticas é a presença de tensões intrínsecas na ausência de um carregamento externo, fenômeno este conhecido como tensão residual. Quando existe equilíbrio entre tensão e compressão, o material é considerado estável. Tensões residuais tornam o material frágil e favorecem as fraturas espontâneas. Em se tratando dos materiais fotoelásticos, estas tensões irão interferir nos resultados, o que inviabiliza a extrapolação dos mesmos. Sabe-se, no entanto, que o próprio processo de manufatura pode induzir uma tensão residual no material, como bem explica Burger (1993). Por fim, apresentar um baixo custo também seria ideal aos materiais classificados como fotoelásticos.

Kuske & Robertson (1974) comentam que, infelizmente, um material ideal não existe. Sendo assim, o pesquisador deverá escolher um material que atenda às necessidades da pesquisa. A quantidade de plásticos fotoelásticos utilizados a cada ano não é suficiente para que as empresas invistam no desenvolvimento e produção de polímeros dedicados a aplicações fotoelásticas (DALLY; RILEY, 1991). Como consequência, é comum o pesquisador escolher um material que é utilizado para outras finalidades que não são inerentes aos seus objetivos.

De maneira ideal, o material dos modelos deveria simular o comportamento, em condições clínicas, daquilo que se pretende reproduzir (BURGER, 1993). E, já que todos os fatores que atuam no meio bucal não podem ser fielmente reproduzidos, no mínimo devemos utilizar um material que ofereça uma resposta fotoelástica compatível à intensidade de carga imposta aos dentes e/ou implantes. Ainda segundo Burger (1993), deve haver uma resposta ao carregamento de modelos fotoelásticos, quando submetidos à tensão, de modo que as franjas visualizadas no polariscópio sejam nítidas e bem delimitadas, permitindo uma extrapolação dos resultados à condição clínica.

Importante se faz lembrar que a fotoelasticidade é uma ferramenta de análise global, e quanto mais franjas houver, mantido o material dentro do regime elástico, melhor será a análise, pois é a partir da distribuição das franjas que se pode avaliar o campo de tensões no material. Assim, quanto mais próximas, maior o gradiente de tensões e vice-versa. Aliado a este fato, o carregamento dos modelos deverá reproduzir, da melhor forma possível, as reais condições impostas aos dentes e/ou implantes.

4. JUSTIFICATIVA

- Os benefícios biológicos e biomecânicos da Plataforma *Switching*, do sistema de retenção tipo Cone Morse e das roscas quadradas já foram comprovados em se tratando de implantes isolados;
- Não foram encontrados estudos que demonstrassem o comportamento biomecânico dessa técnica no contexto da união dente/implante;
- A literatura não é conclusiva com relação a implantes e dentes esplintados;
- A distribuição das tensões ao osso alveolar de implantes e dentes esplintados tem se mostrado menos favorável em relação à mesma condição implanto suportada;
- A união de dentes e implantes pode ser uma opção restauradora ao edentulismo parcial, desde que compreendidas as respostas biomecânicas do sistema.
- A fotoelasticidade é uma técnica que pode trazer grandes avanços à análise dos campos de tensões induzidos em modelos nos quais estão inseridos esses arranjos ortodônticos de união de dentes e implantes, a serem estudados.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Para viabilizar este trabalho, foi proposta a análise experimental a partir da Fotoelasticidade Bidimensional. Além disso, foi conduzido um estudo piloto a fim de se definir a resina fotoelástica mais apropriada à construção de modelos birrefringentes com dentes e/ou implantes sob carga mastigatória.

Os caminhos percorridos para o ensaio fotoelástico bidimensional, de maneira resumida, compreenderam as seguintes etapas:

- escolha da resina fotoelástica (a partir do estudo piloto);
- obtenção dos modelos mestres;
- fabricação dos modelos fotoelásticos;
- calibração do material fotoelástico;
- captura da imagem digital;
- análise do campo global de distribuição das tensões.

5.1. Obtenção dos modelos mestres

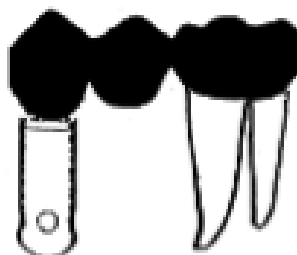
Dois modelos-mestre de teste e dois modelos-mestre controle foram planejados conforme ilustrado nas imagens da figura 15 – Modelos Mestres:

Modelos-mestre de teste

- **Modelo-mestre teste 1 (MT1):** simulação de uma prótese fixa de três elementos, em área mandibular, cujos pilares são um implante na região de 1º pré-molar e um dente na região de 1º molar (fig. 15a).

Figura 15 – Modelos-mestre (continua na próxima página)

FIGURA 15a – MODELO-MESTRE TESTE 1 (MT1)



- **Modelo-mestre teste 2 (MT2):** simulação de uma prótese fixa de quatro elementos, em área mandibular, cujos pilares são um dente na região de 2º pré-molar, dois implantes na região de 1º e 2º molares, além de um balanço (cantiléver) mesial na região de 1º pré-molar (fig. 15b).

FIGURA 15b – MODELO-MESTRE TESTE 2 (MT2)



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Modelos-mestre controle

- **Modelo-mestre controle 1 (MC1):** simulação de uma prótese fixa de três elementos, em área mandibular, cujos pilares são um implante na região de 1º pré-molar e outro implante na região de 1º molar (fig. 15c).

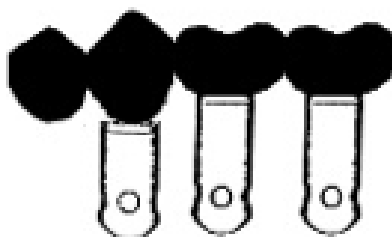
FIGURA 15c – MODELO-MESTRE CONTROLE 1 (MC1)



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

- **Modelo-mestre controle 2 (MC2):** simulação de uma prótese fixa de quatro elementos, em área mandibular, cujos pilares são três implantes na região de 2º pré-molar, 1º e 2º molares, além de um balanço (cantiléver) mesial na região de 1º pré-molar (fig. 15d).

FIGURA 15d – MODELO-MESTRE CONTROLE 2 (MC2)



PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

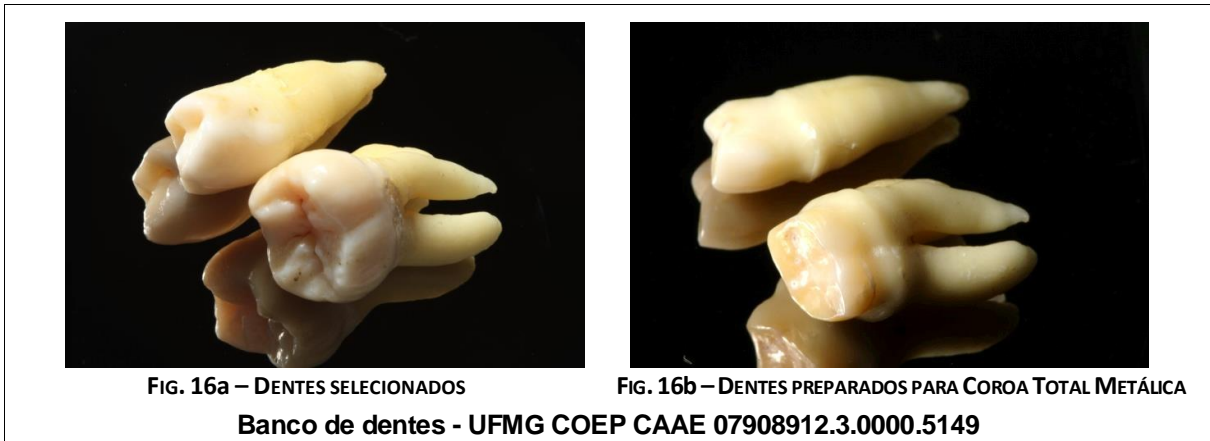
Preparação dos modelos

Dentes humanos esterilizados (fig. 16a) foram selecionados no Banco de Dentes - UFMG COEP [CAAE 07908912.3.0000.5149](#), o segundo pré-molar e primeiro molar inferiores esquerdos, conforme proposto na pesquisa.

Os dentes humanos receberam preparos (fig. 16b) para coroa total metálica, de acordo com os fundamentos de preparo para coroa total (SHILIMGBURG,1998).

Réplicas de pilares retos – Standard - ANKYLOS® - Dentsply – com diâmetro de 4 mm para região de molares e de 3 mm para região de pré-molares foram utilizados nos modelos mestres (fig. 16c).

Figura 16 – Dentes humanos e pilares selecionados para a pesquisa



A construção dos modelos mestres foi realizada a partir da moldagem com silicona industrial (Silicone 8001 – Casa da Resina e do Silicone) de um bloco retangular em policarbonato de 40 mm, 20 mm e 10 mm de comprimento, altura e espessura, respectivamente. Estas dimensões foram definidas com a intenção de, futuramente, incrustar estes modelos de gesso noutro bloco de resina acrílica, de maiores dimensões, o que permitirá a reprodução de modelos fotoelásticos com dimensões suficientes à formação e visualização das franjas fotoelásticas.

No fundo da impressão, foi colocada uma placa de cera para que implantes e dentes fossem posicionados. A distância entre dentes e réplicas de pilares foi planejada a partir de um estudo que comparou e definiu a largura média méso-distal de dentes humanos em duas populações (Otuyemi & Noar, 1996).

Além disso, um paralelômetro garantiu o correto posicionamento entre os pilares (figuras 17a, 17b, 17c, 17d, e 17f).

Figura 17 – Reprodução dos blocos e verificação do paralelismo entre os pilares



FIG. 17a – BLOCO EM RESINA ACRÍLICA

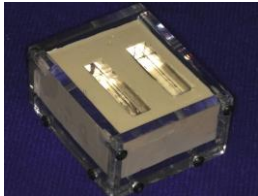
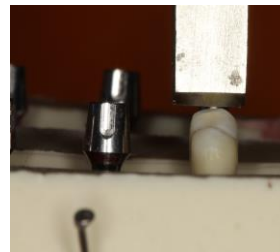


FIG. 17b – BLOCOS EM RESINA ACRÍLICA SENDO REPRODUZIDOS



FIG. 17c – DENTES E IMPLANTES SENDO POSICIONADOS NO INTERIOR DA IMPRESSÃO, COM AUXÍLIO DE UM PARALELÔMETRO



FIGURAS 17d, 17e E 17f – PARALELISMO ENTRE DENTES E RÉPLICAS DE PILARES SENDO CONFERIDOS

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

É importante salientar que as raízes dos dentes foram envolvidas com cera utilidade para facilitar a futura remoção destes do interior do gesso, além de prevenir qualquer dano aos mesmos. Em seguida, gesso pedra especial tipo IV (Herostone – Vigodent) foi manipulado conforme especificações do fabricante e vertido no interior das quatro moldagens. O gesso cobriu, aproximadamente 2 a 3 mm abaixo do nível cervical dos preparos dentais. Em relação aos pilares de implante, o gesso cobriu até o nível cervical daquilo que seria a plataforma restauradora dos implantes (figuras 18).

Figura 18 – Relação da altura do gesso com os pilares

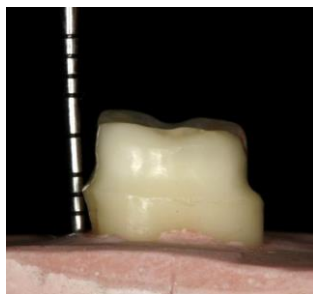


FIG. 18a: GESSO COBRINDO A RAIZ DO DENTE, APROXIMADAMENTE 2 A 3 mm ABAIXO DO NÍVEL CERVICAL DO TÉRMINO DO PREPARO

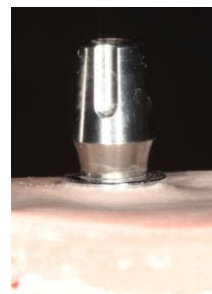


FIG. 18b – GESSO COBRINDO ATÉ O NÍVEL CERVICAL DAQUILO QUE SERIA A PLATAFORMA RESTAURADORA DOS IMPLANTES

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Após a presa final do gesso, foram obtidos os modelos MT1, MT2, MC1 e MC2, conforme ilustrações que se seguem (figuras 19a, 19b, 19c, 19d).

Figura 19 – Vista oclusal dos modelos mestres obtidos



FIG. 19a – MODELO DE TESTE 1 (MT1)



FIG. 19c – MODELO DE TESTE 2 (MT2)



FIG. 19b – MODELO CONTROLE 1 (MC1)



FIG. 19d – MODELO CONTROLE 2 (MC2)

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Os preparos dos dentes naturais foram moldados com poliéster (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e as moldagens vazadas com gesso tipo IV (Herostone – Vigodent) para obtenção dos troquéis (figuras 20a, 20b, 20c, 20d).

Figura 20 – Moldagem com casquete

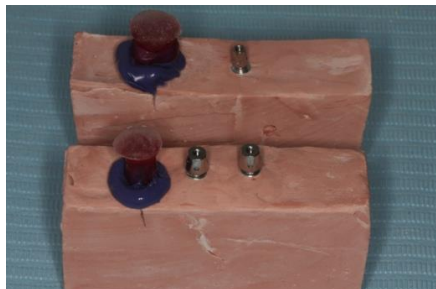


FIG. 20a – MOLDAGEM COM CASQUETE DOS DENTES NATURAIS

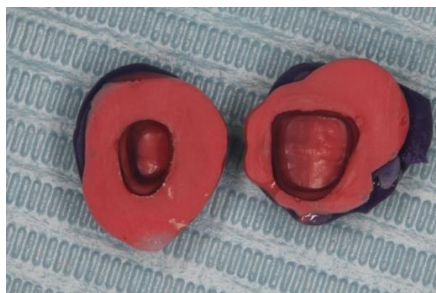


FIG. 20b – MOLDAGENS OBTIDAS



FIGURAS 20c E 20d – TROQUÉIS EM GESSO TIPO IV

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

5.2 Confeção das próteses

Coppings calcináveis (ANKYLOS® – Dentsply) foram adaptados às respectivas réplicas dos pilares e foi realizado enceramento para cada um dos modelos mestres (fig. 21a). Após separação dos enceramentos para viabilizar os pontos de solda (fig. 21b), procedeu-se à canalização e inclusão para fundição das peças protéticas (figuras 21c, 21d, 21e e 21f).

Figura 21 – Enceramentos

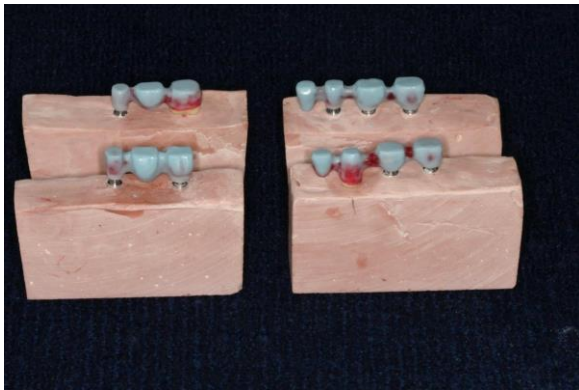


FIG. 21a – ENCERRAMENTO DAS QUATRO PRÓTESES



FIG. 21b – SEPARAÇÃO DO ENCERAMENTO ENTRE PILAR E PÔNTICO



FIGURAS 21c, 21d, 21e e 21f – CANALIZAÇÃO E INCLUSÃO DOS ENCERAMENTOS

Foram obtidas quatro próteses fixas (PF) total-metálicas (fig. 22).

Figura 22 – Próteses fixas total-metálicas



FIG. 22a – PF DE TRÊS ELEMENTOS DENTO-IMPLANTO SUPOORTADA NA REGIÃO DE PRIMEIRO PRÉ-MOLAR A PRIMEIRO MOLAR PARA O MT1



FIG. 22b – PF DE QUATRO ELEMENTOS DENTO-IMPLANTO SUPOORTADA NA REGIÃO DE PRIMEIRO PRÉ-MOLAR, COM BALANÇO (CANTILÉVER) ANTERIOR PARA MT2

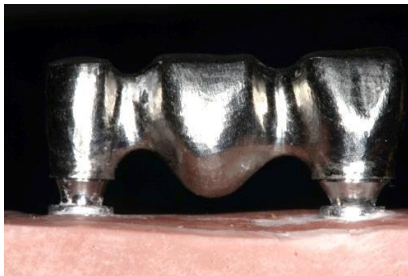


FIG. 22c – PF DE TRÊS ELEMENTOS IMPLANTO SUPOORTADA NA REGIÃO DE PRIMEIRO PRÉ-MOLAR A PRIMEIRO MOLAR PARA O MC1



FIG. 22d – PF DE CINCO ELEMENTOS IMPLANTO SUPOORTADA NA REGIÃO DE PRIMEIRO PRÉ-MOLAR A SEGUNDO MOLAR, COM BALANÇO (CANTILÉVER) ANTERIOR PARA MC2

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Optou-se por confeccionar uma superfície oclusal plana, de modo que o carregamento não sofresse interferência da inclinação das cúspides, conforme Srinivasan & Padmanabhan (2005). Foram confeccionadas cavidades nos blocos de acrílico transparentes, no interior das quais os modelos mestres foram incrustados por meio de gesso tipo IV (Herostone – Vigodent). Este procedimento teve por objetivo viabilizar a construção de modelos fotoelásticos com superfícies lisas (fig. 23).

Figura 23 – Preparação dos modelos mestres para obtenção dos modelos fotoelásticos (continua na próxima página)



FIG. 23a – BLOCO EM ACRÍLICO TRANSPARENTE COM PERFURAÇÃO CENTRAL



FIG. 23b – VISTA OCLUSAL DO MODELO POSICIONADO E POSTERIORMENTE INCRUSTADO POR MEIO DE GESSO TIPO IV (HEROSTONE – VIGODENT)

Continuação figura 23



FIG. 23c – VISTA FRONTAL DO MODELO POSICIONADO E POSTERIORMENTE INCRUSTADO POR MEIO DE GESSO TIPO IV (HEROSTONE – VIGODENT)



FIG. 23d – VISTA OCLUSAL DE TODOS OS MODELOS INCRUSTADOS NOS BLOCOS DE ACRÍLICO TRANSPARENTES

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

5.3 Fabricação dos modelos fotoelásticos

Moldagem de transferência das próteses e obtenção dos modelos fotoelásticos

Cada dois dos quatro modelos-mestre foram colados ao fundo de uma caixa em acrílico totalmente desmontável. Dentro desta caixa, foi vertida uma borracha de silicone industrial (Silicone 8001 – Casa da Resina e do Silicone) na proporção de 100g de pasta base para 3g de líquido catalisador. Ao mesmo tempo, procedeu-se à moldagem de um disco metálico, também colado no fundo e ao centro de uma caixa desmontável. Após o tempo de presa da borracha especificado pelo fabricante, as caixas foram desmontadas e, por meio do seu fundo, cada modelo foi retirado, deixando na moldagem as respectivas próteses como também a impressão do disco (fig. 23).

Figura 24 – Moldagem de transferências das próteses e moldagem do disco metálico (continua na próxima página)

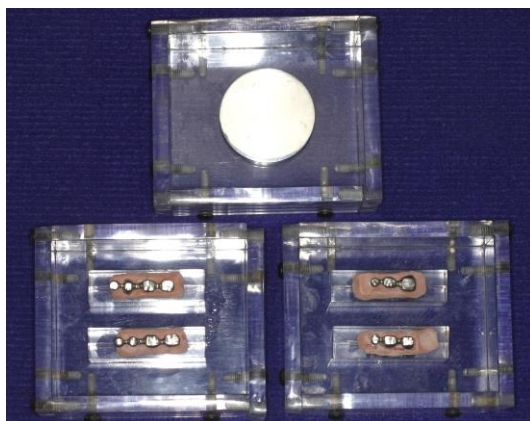


FIG. 24a – MODELOS MESTRES E DISCO METÁLICO COLADOS AO FUNDO DAS CAIXAS EM ACRÍLICO TOTALMENTE DESMONTÁVEIS

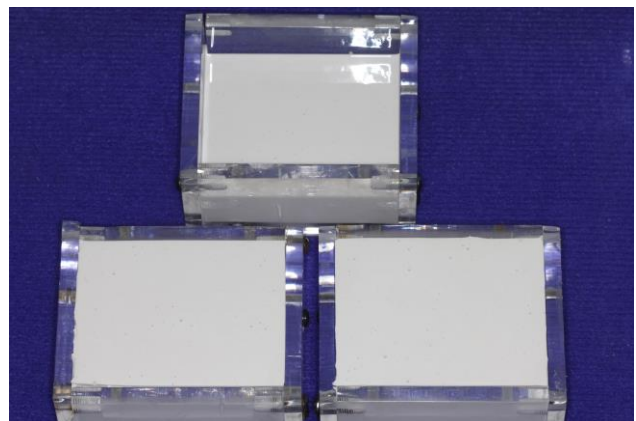


FIG. 24b – CAIXAS MONTADAS E PREENCHIDAS COM SILICONA INDUSTRIAL (SILICONE 8001 – CASA DA RESINA E DO SILICONE)

Continuação figura 24

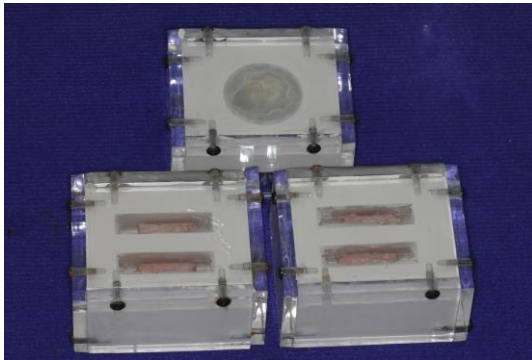


FIG. 24c – PARTE INFERIOR DAS CAIXAS EM ACRÍLICO JÁ PREENCHIDAS COM O MATERIAL DE MOLDAGEM

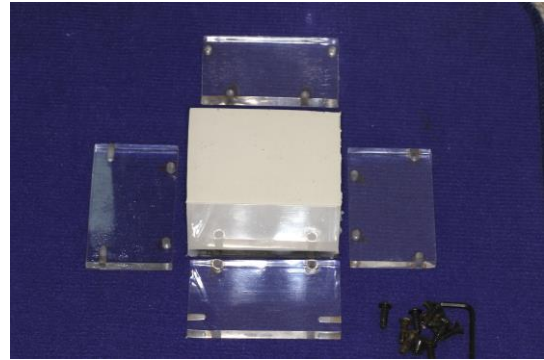


FIG. 24d – CAIXA EM ACRÍLICO DESMONTADA APÓS AGUARDAR O TEMPO DE PRESA DA BORRACHA



FIG. 24e – MOLDES DE TRANSFERÊNCIA DAS PRÓTESES

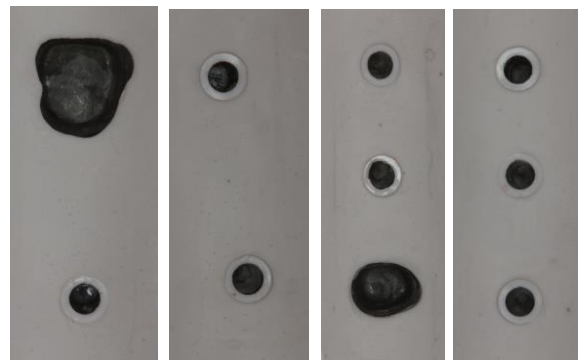
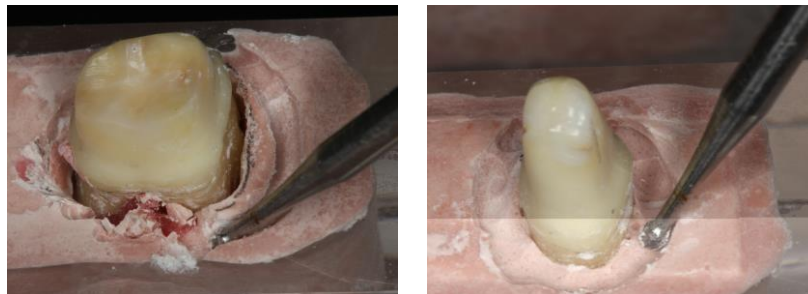


FIG. 24f – VISTA APROXIMADA DAS MOLDAGENS DE TRANSFERÊNCIA

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Em seguida, uma broca em peça de mão viabilizou a remoção dos dentes naturais de modo a não compromê-los para, posteriormente, serem utilizados nos modelos fotoelásticos (fig. 25).

Figura 25 – Recuperação dos dentes incluídos nos modelos mestres



FIGURAS 25a e 25b – BROCA EM PEÇA DE MÃO REMOVENDO OS DENTES NATURAIS DO BLOCO EM GESSO

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Em seguida, procedeu-se à simulação do espaço do ligamento periodontal. A porção radicular dos dentes naturais recebeu uma camada de cera fundida, na altura na linha amelocementária, com espessura final aproximada de 0,25 mm. Para

conferir a espessura, uma sonda milimetrada foi adaptada, o que permitiu, de certa forma, uniformizar essa espessura. Logo depois, sua porção radicular foi moldada com silicona de adição. Após o tempo de presa da silicona, os dentes foram removidos do interior do molde e o espaço criado pelas raízes foi lubrificado por meio de um lubrificante hidrossolúvel (KY). Após a extração da camada de cera, uma camada de adesivo para poliéter (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) foi aplicada na superfície radicular de ambos os dentes. Os moldes foram preenchidos com poliéter (Impregum Soft - 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e as raízes foram incluídas neste molde. Ao final da presa do poliéter, os dentes foram removidos, tendo a sua porção radicular totalmente coberta pelo poliéter (fig. 26).

Figura 26 – Reprodução do ligamento periodontal

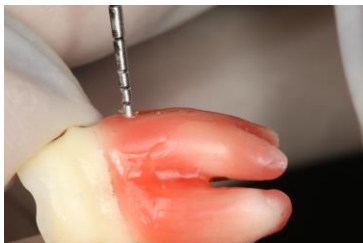


FIG. 26a – RAÍZES COBERTAS COM CERA



FIG. 26b – ESPESSURA DA CERA SENDO CONFERIDA POR MEIO DE UMA SONDA MILIMETRADA



FIG. 26c – COBERTURA DAS RAÍZES FINALIZADA



FIG. 26d – MOLDAGEM DAS RAÍZES



FIG. 26e – ESPAÇOS DEIXADOS NOS MOLDES APÓS REMOÇÃO DOS DENTES

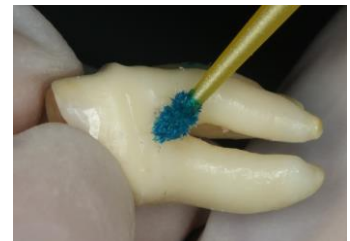


FIG. 26f – RAIZ DO MOLAR SENDO COBERTA PELO ADESIVO DO POLIÉTER



FIG. 26g – IMPERMEABILIZAÇÃO DO INFERIOR DA MOLDAGEM



FIG. 26h – AGENTE LUBRIFICANTE



FIG. 26i – PREENCHIMENTO DO MOLDE COM POLIÉTER



FIG. 26j – ADAPTAÇÃO DOS DENTES NO INTERIOR DAS MOLDES



FIG. 26k – LIGAMENTO PERIODONTAL REPRODUZIDO

Os implantes testados (ANKYLOS® – Dentsply) apresentavam plataforma restauradora reduzida (Plataforma *Switching*), sistema de retenção tipo Cone Morse e roscas quadradas. Para a região de molares, foram utilizados quatro implantes de 4,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento e para a região de pré-molares, 3,5 mm de diâmetro e 9,5 mm de comprimento.

Foram removidos os montadores dos implantes, e estes foram conectados aos respectivos pilares intermediários retos de 4 mm de diâmetro e 4 mm de altura para os implantes de molares e de 3 mm de diâmetro e 5 mm de altura para os implantes de pré-molares (Standard - ANKYLOS® – Dentsply). Dentes e implantes foram encaixados aos seus respectivos espaços da prótese (fig. 27) e, logo depois, foi providenciada a proporção e manipulação por 15 minutos da resina fotoelástica (Resina **Araldite** - Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil), conforme preconiza o fabricante.

Figura 27 – Posicionamento dos pilares nos espaços das próteses



FIG. 27a – REMOÇÃO DOS MONTADORES

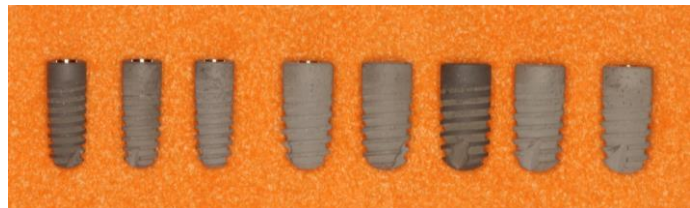


FIG. 27b – NOVE IMPLANTES UTILIZADOS, SENDO TRÊS PARA REGIÃO DE PRÉ-MOLAR E CINCO PARA REGIÃO DE MOLAR



FIG. 27c – PILARES CONECTADOS AOS RESPECTIVOS IMPLANTES



FIG. 27d – RÉPLICAS DOS DENTES E IMPLANTES POSICIONADOS NOS RESPECTIVOS ESPAÇOS DOS PILARES.

Em seguida, a resina foi lentamente vertida no interior dos quatro moldes (fig. 28), assim como no interior do molde do disco metálico.

Figura 28 – Vazamento da resina fotoelástica



Fig. 28a

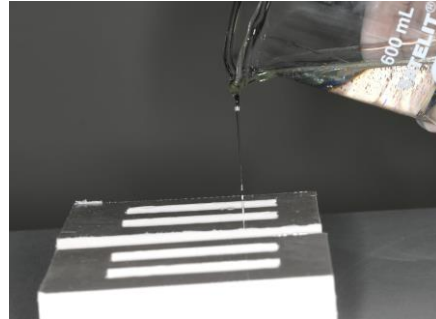


FIG. 28b
RESINA FOTOELÁSTICA SENDO
VERTIDA NO INTERIOR DOS MOLDES

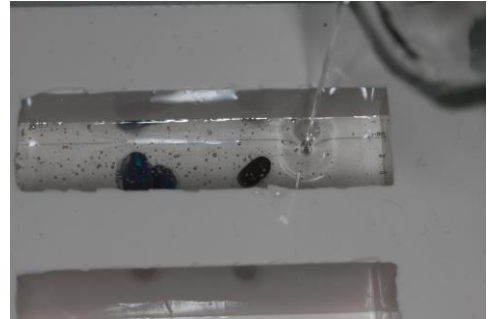


FIG. 28c
VISTA APROXIMADA DA
RESINA SENDO VERTIDA

RESINA FOTOELÁSTICA (RESINA ARALDITE - PRODUTOS QUÍMICOS CIBA S/A DO BRASIL) MANIPULADA
PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Para prevenir a formação de bolhas nos modelos fotoelásticos, todos eles foram mantidos no interior da Eliminadora de Bolhas para Aparelhos de Ortodontia (VH), durante 2 horas. Aguardado o tempo de presa da resina, os modelos fotoelásticos de teste foram obtidos, além de um disco de 50 mm de diâmetro e 5 mm de espessura para calibração das tonalidades de passagem das ordens de franja (fig. 29).

Figura 29 – Modelos fotoelásticos e disco de resina

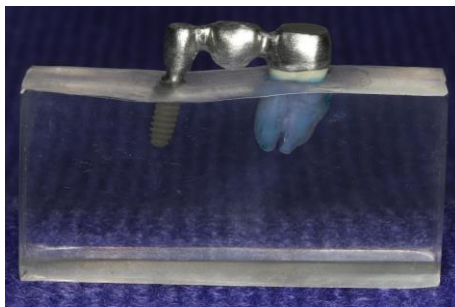


FIG. 29a – MT1

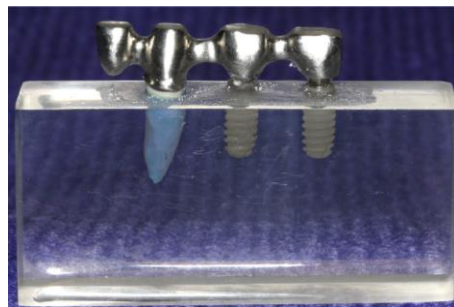


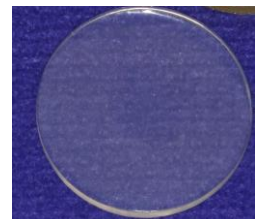
FIG. 29b – MT2



FIG. 29c – MC1



FIG. 29d – MC2



**FIG. 29e – DISCO DE
RESINA FOTOELÁSTICA
PARA CALIBRAÇÃO DAS
ORDENS DE FRANJA**

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

As imagens foram obtidas no polariscópio de transmissão do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN – Belo Horizonte), a partir de um arranjo de polariscópio circular de campo escuro, o que permitiu registrar as franjas de ordem inteira sob luz branca (figura 30). Por meio do seu dispositivo localizado na parte da frente à esquerda, é possível fazer a opção por um arranjo de polariscópio plano ou circular, bastando selecionar a posição em **M** (fig. 30c), quando se pretende determinar a magnitude das tensões ou em **D** (fig. 30d), quando se quer visualizar a direção das tensões principais. E a partir do outro dispositivo, também localizado na frente do polariscópio, mas à direita, ajusta-se o analisador para as ordens de franja fracionadas.

Figura 30 – Imagens do polariscópio de transmissão (CDTN)

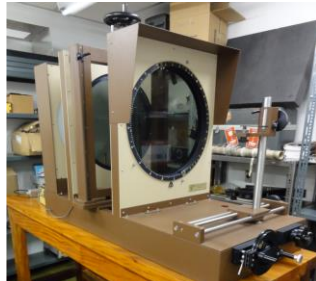


FIG. 30a – VISTA LATERAL DO POLARISÓPIO



FIG. 30b – VISTA FRONTAL

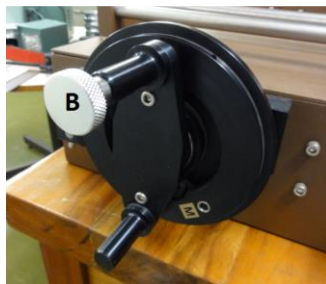


FIG. 30c – DISPOSITIVO NA POSIÇÃO M



FIG. 30d – DISPOSITIVO NA POSIÇÃO D

IMAGENS OBTIDAS NO CDTN, 2013

O carregamento foi aplicado a partir da célula de carga, conforme ilustra a figura 31.

Figura 31 – Célula de carga

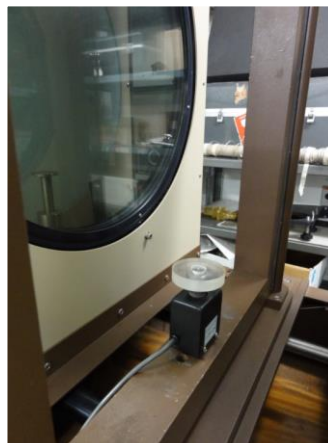
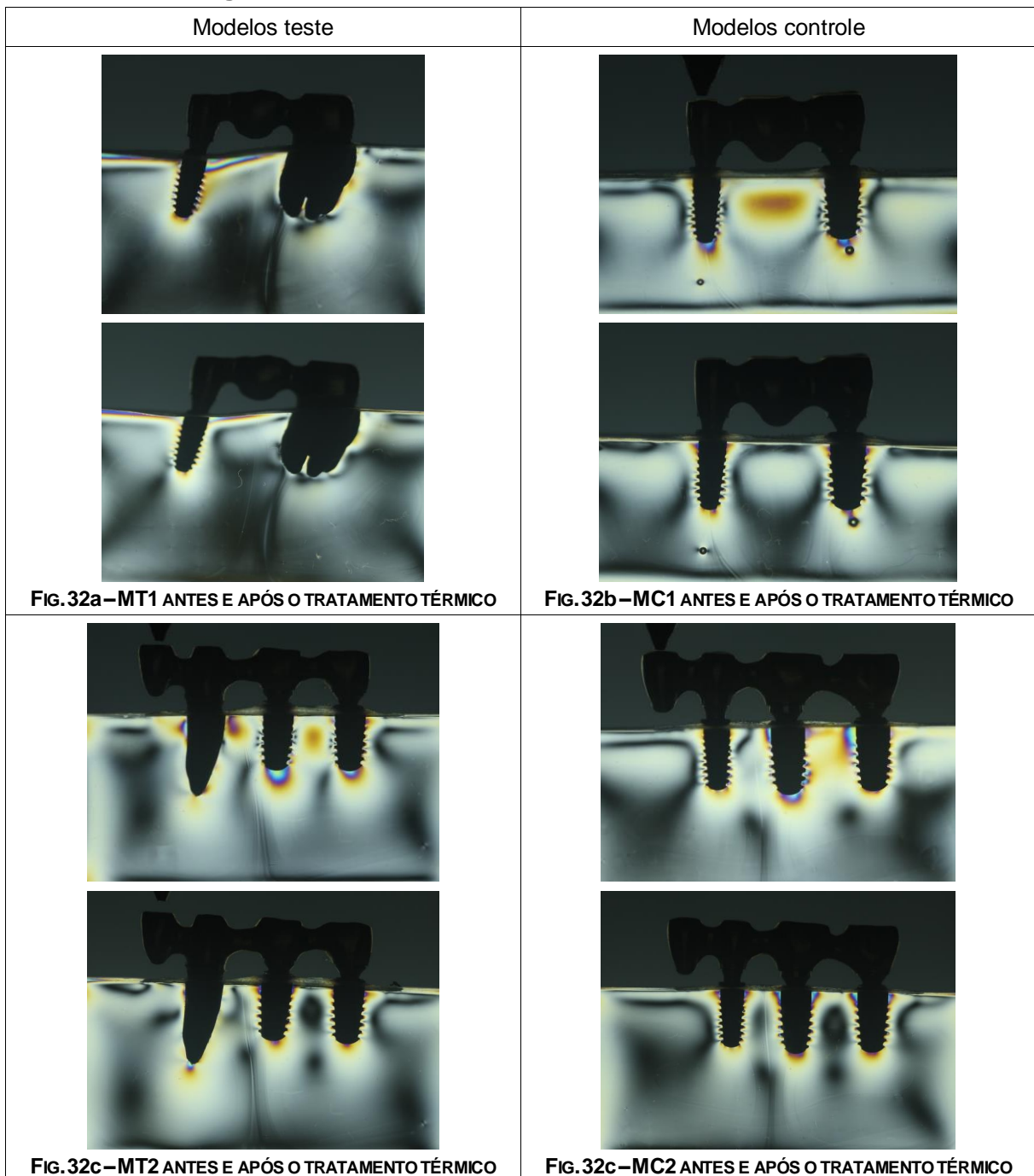


IMAGEM OBTIDA NO CDTN, 2013

6. RESULTADOS

Ao levar os modelos fotoelásticos no polariscópio circular de campo escuro, foram detectadas tensões residuais. Sendo assim, foi providenciado tratamento térmico em estufa a 50°C, durante 10 minutos. Tanto o aquecimento quanto o resfriamento aconteceram de forma lenta. Todo este processo durou cerca de 60 min. A seguir, as imagens (fig. 32) antes e após o tratamento térmico podem ser visualizadas.

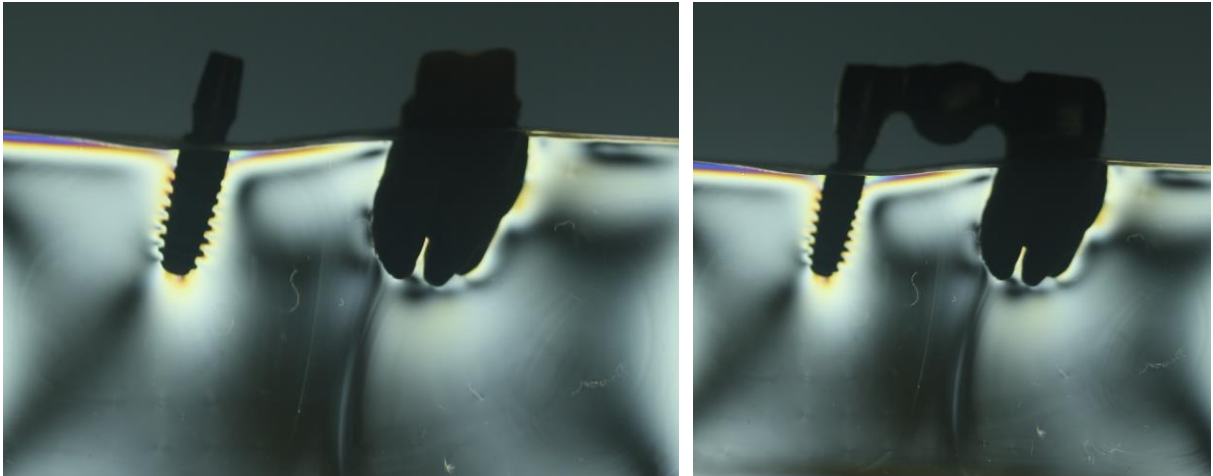
Figura 32 – Tratamento térmico das tensões residuais



Modelo Teste 1 (MT1)

A prótese adaptou passivamente aos pilares, o que pode ser observado pela não formação de novas franjas fotoelásticas após a adaptação da mesma (fig.33).

Figura 33 – Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MT1, visto em polariscópio circular, campo escuro



ASSENTAMENTO PASSIVO DA PRÓTESE PODENDO SER IDENTIFICADO PELAS IMAGENS IDÊNTICAS DO BLOCO EM RESINA FOTOELÁSTICA ANTES (1ª IMAGEM) E APÓS SUA ADAPTAÇÃO.

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Incidindo o carregamento no pilar anterior (fig. 34a), houve formação de franjas ao longo de toda a superfície distal do implante e também no seu ápice. Na região de crista óssea distal, houve concentração de tensões, além de maiores valores para esta região, pois podem ser observadas franjas de ordem 4. Já o pilar natural, este praticamente não foi solicitado nesta circunstância. Ao transferir o carregamento para o centro do pântico (fig. 34b), as tensões aliviaram no ápice e ligeiramente na crista óssea distal do implante. O pilar natural passou a ser solicitado, já que houve discreta formação de franjas no seu ápice por distal. No implante, a franja de ordem 2 ($N=2$) desapareceu do seu ápice e aumentou no terço apical, por distal, do pilar natural, o que pode ser visualizado pela coloração esverdeada em formação. Ao mudar o carregamento para o primeiro molar (fig. 34c), o implante foi bastante aliviado, já que restaram menos concentração das franjas na sua crista óssea distal, além de discreta imagem no seu ápice, caracterizando a franja de ordem 1 ($N=1$). Já o pilar natural mostrou-se com maior concentração de tensões no terço apical por distal, além da intensidade aumentada, já que a ordem de franja máxima formada foi $N=3$.

Figura 34 – MT1 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro

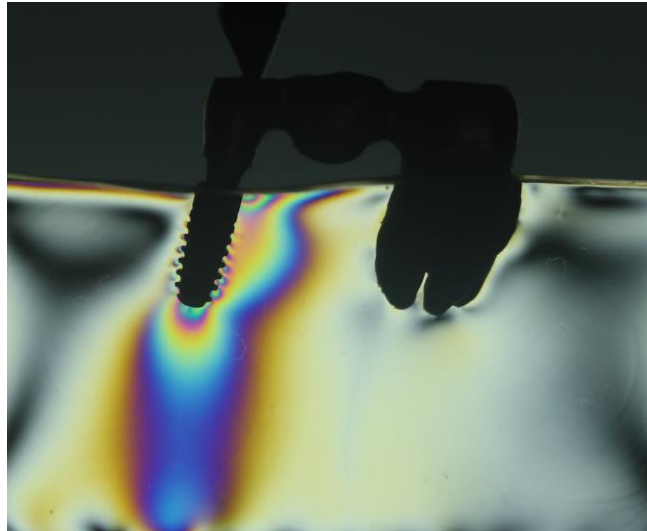


FIG. 34a

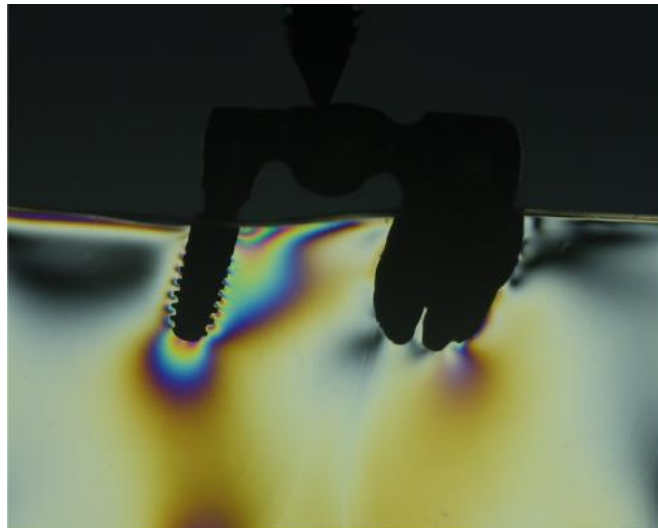


FIG. 34b

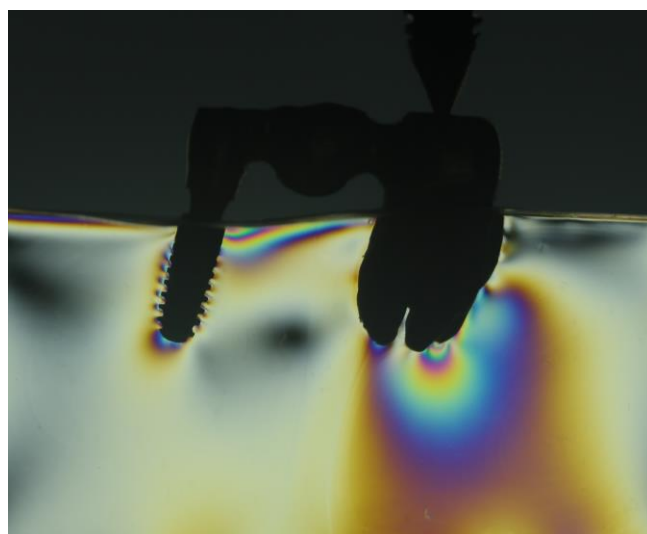
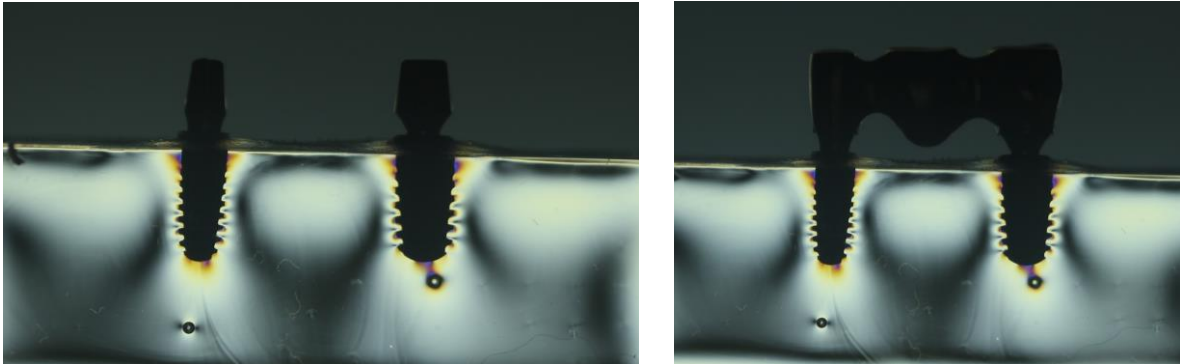


FIG. 34c

Modelo Controle 1 (MC1)

Tal qual o MT1, houve também passividade de assentamento da prótese no MC2, conforme se pode visualizar na figura 35.

Figura 35 – Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MC1, visto em polariscópio circular, campo escuro



ASSENTAMENTO PASSIVO DA PRÓTESE PODENDO SER IDENTIFICADO PELAS IMAGENS IDÊNTICAS DO BLOCO EM RESINA FOTOELÁSTICA ANTES (1ª IMAGEM) E APÓS SUA ADAPTAÇÃO.

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Ao concentrar a carga no implante anterior (fig. 36a), maior concentração e intensidade de tensões foi evidenciada na crista óssea mesial e distal deste pilar, além do seu ápice, onde a coloração rosa esverdeado caracteriza a passagem da franja $N=1$ para $N=2$ em ambos lugares. No pilar distal, formaram-se franjas também na crista óssea mesial e distal e no seu ápice, porém, com valor $N=1$. Já o terço médio e apical do pilar mesial, além de toda a extensão do pilar distal mostraram imagens relativas à menor intensidade de tensão. Quando a carga foi aplicada no centro do pântico (fig. 36b), a região das cristas ósseas de ambos pilares de implante continuou evidenciando imagens referentes à concentração de tensões. As tensões aliviaram o pilar anterior tanto na região do ápice quanto na região do terço médio, e iniciaram-se no ápice do pilar posterior. Ao distalizar o ponto de carregamento para o centro do pilar posterior (fig. 36c), as tensões se concentraram nas cristas ósseas de ambos os pilares, excluindo a crista óssea mesial do pilar anterior, sendo que na crista óssea distal do pilar posterior pode-se perceber a tonalidade de passagem (vermelho) da ordem de franja 1 para $N=2$, caracterizando maiores valores de tensão. Além disso, os ápices de ambos pilares de implante também concentraram tensão. Franjas da crista marginal distal do pilar anterior desapareceram e passaram a se concentrar em toda a sua extensão mesial, inclusive na região de crista óssea mesial.

Figura 36 – MC1 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro

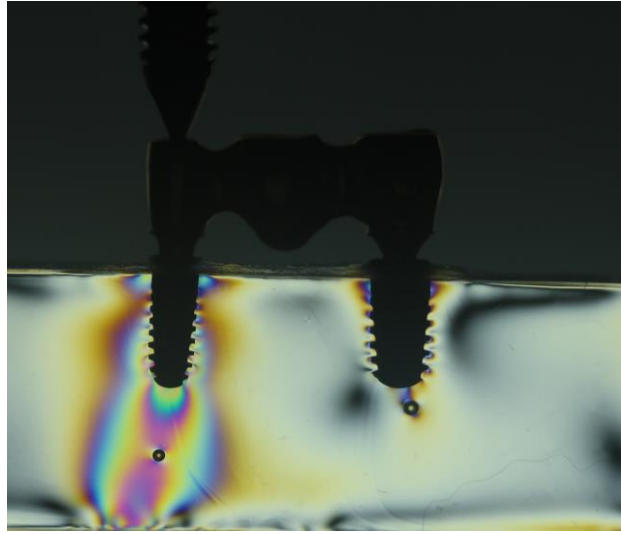


FIG. 36a

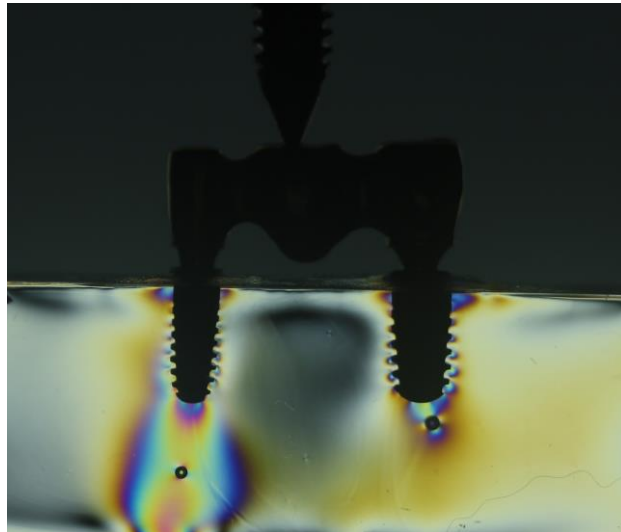


FIG. 36b

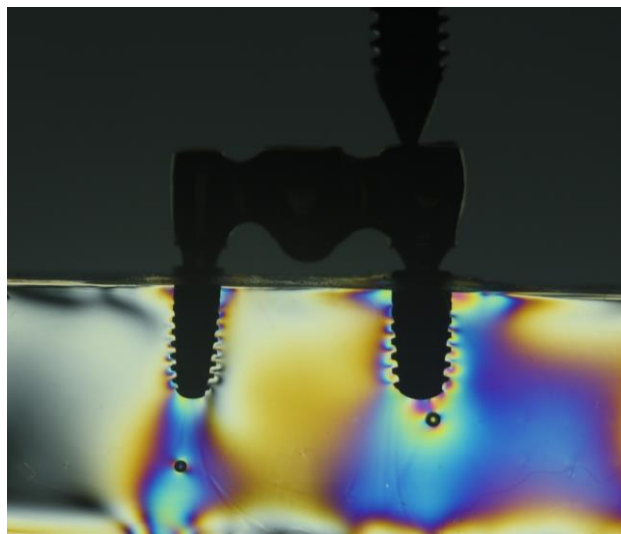
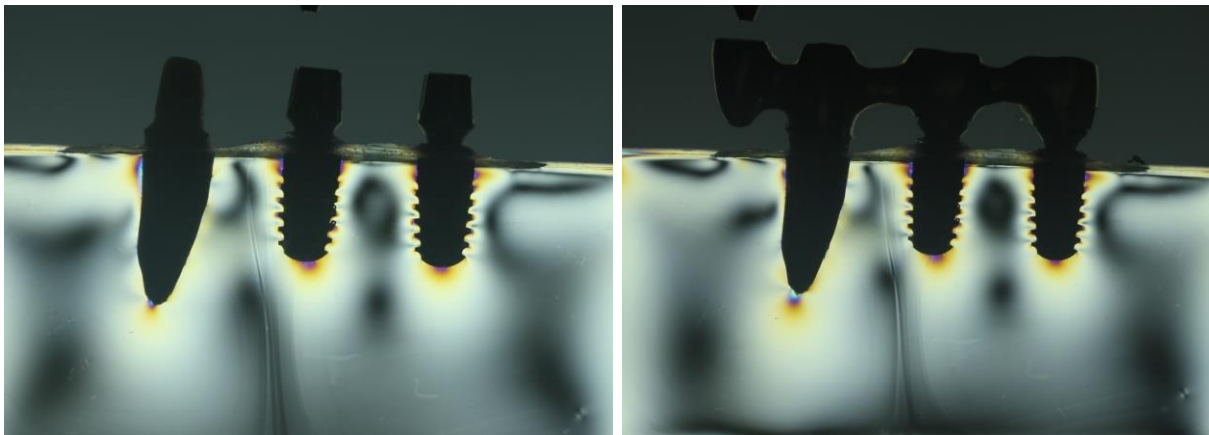


FIG. 36c

Modelo de Teste 2

Percebe-se nas imagens da figura 37 que, mesmo após o tratamento térmico, poucas tensões residuais permaneceram no modelo – ou seja, as tensões não estavam associadas ao assentamento da prótese, pois após a sua adaptação aos pilares, nenhuma imagem se formou além do que foi visto anteriormente.

Figura 37 – Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MT2, visto em polariscópio circular, campo escuro



ASSENTAMENTO PASSIVO DA PRÓTESE PODENDO SER IDENTIFICADO PELAS IMAGENS IDÊNTICAS DO BLOCO EM RESINA FOTOELÁSTICA ANTES (1ª IMAGEM) E APÓS SUA ADAPTAÇÃO. ALÉM DISSO, PERCEBEM-SE TENSÕES RESIDUAIS NOS MODELOS INICIAIS.

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Ao carregar o elemento suspenso – cantiléver (fig. 38a), franjas de ordem 5 ($N=5$) apareceram tanto no ápice do pilar natural quanto na sua crista marginal mesial, áreas consideradas mais tensionadas tanto do ponto de vista qualitativo, quanto quantitativo. Somente seu terço médio, por distal, não foi tensionado. Em relação ao pilar central de implante, tanto na sua crista óssea mesial quanto na distal, formaram-se franjas vermelhas, caracterizando ordens de franja $N=2$. Toda a superfície distal também foi solicitada. Para o pilar de implante distal, houve discreta formação de imagem na região de crista óssea distal. Quando o carregamento passou para o pilar natural (fig. 38b), as tensões praticamente desapareceram da crista óssea dos implantes e começaram a se formar no ápice destes. O pilar natural manteve a mesma distribuição das tensões na região de ápice e de crista óssea mesial, no entanto, menos intensas na crista. Transportando o carregamento para o pilar central de implante (fig. 38c), as tensões no pilar natural aliviaram-se tanto na região de crista óssea mesial quanto no ápice, e desapareceram da crista óssea do pilar de implante central, mantendo-se

apenas no seu ápice. Já o pilar de implante distal teve o seu ápice mais solicitado, iniciando a passagem da franja de ordem 1 para ordem 2 ($N=2$), e em sua crista distal foi visto franja de ordem 1 ($N=1$). Ao localizar a carga no ponto central do pilar mais distal (fig. 36d), as áreas tensionadas neste implante foram seu ápice, onde se formaram franjas de ordem 2 ($N=2$) em toda sua porção distal e, inclusive, na região de crista óssea. A crista marginal mesial do pilar natural teve as franjas diminuídas. O pilar central de implante manteve-se, como antes, livre de tensões nas cristas ósseas, e o pilar natural foi aliviado nas cristas ósseas, onde as franjas desapareceram, restando poucas imagens no seu ápice, de ordem $N=1$.

Figura 38 – MT2 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro (continua na próxima página)

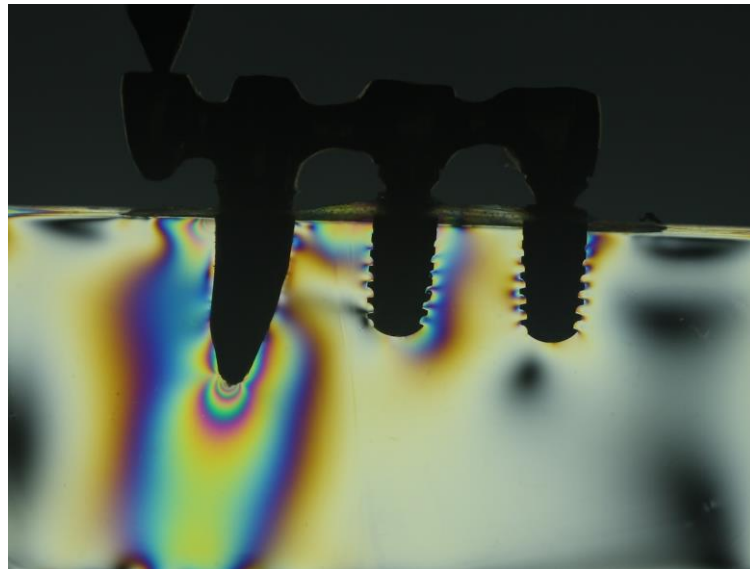


FIG. 38a

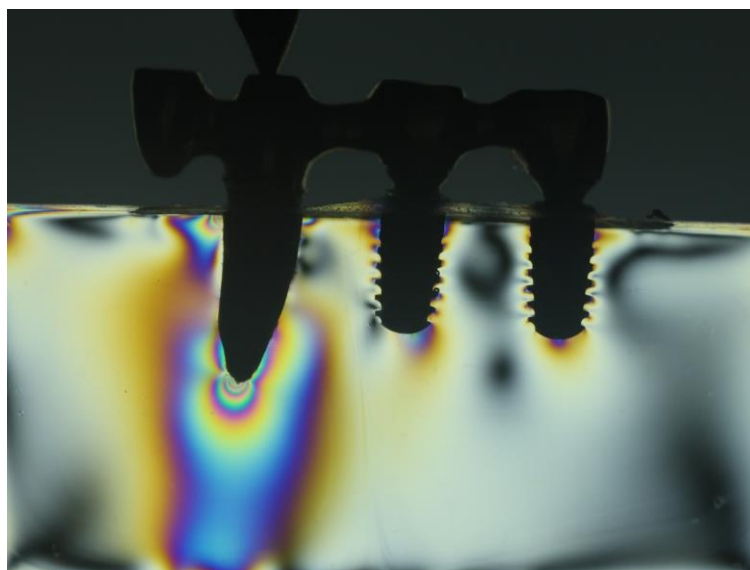


FIG. 38b

Continuação figura 38

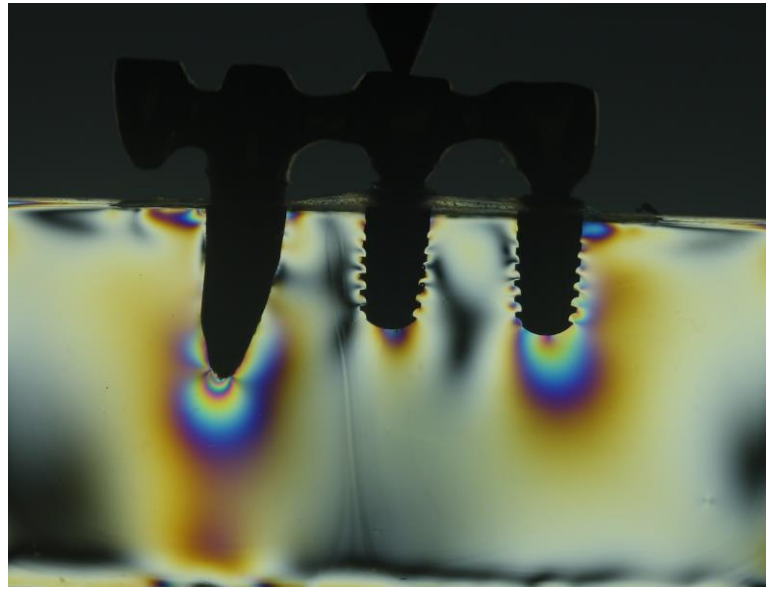


FIG. 38c

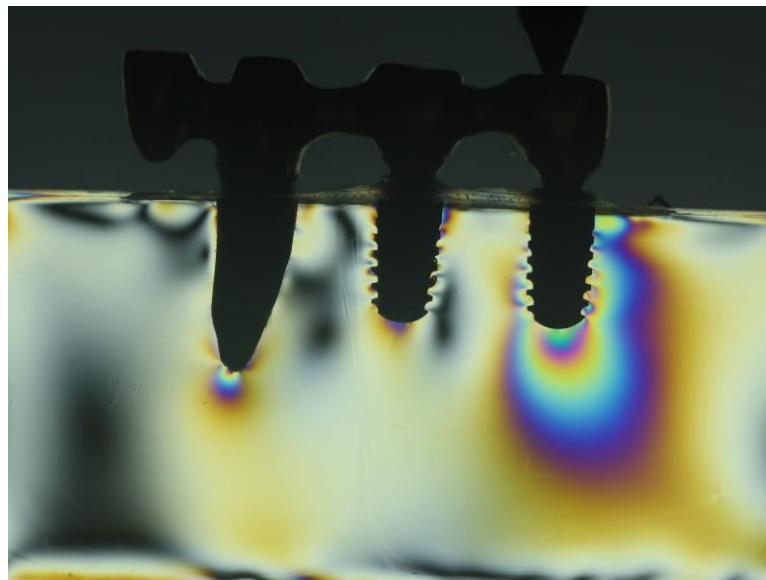


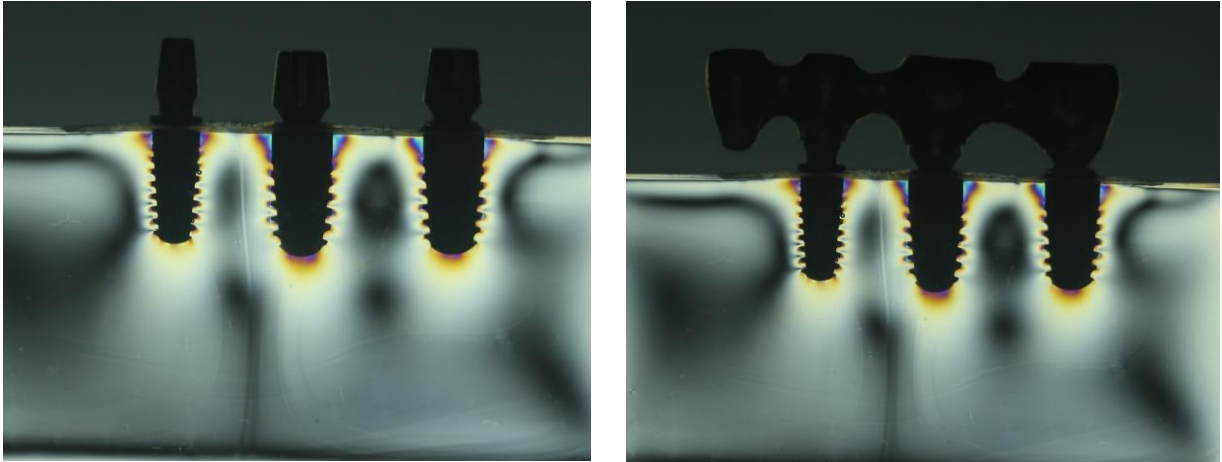
FIG. 38d

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Modelo Controle 2 (MC2)

A figura 39 ilustra o assentamento passivo da prótese, onde são comparadas as duas imagens. Além disso, pode-se perceber tensões residuais nas regiões de crista óssea marginal de todos os pilares deste modelo. Essas tensões foram desconsideradas no momento da avaliação do campo global de tensões, quando este modelo foi carregado.

Figura 39 – Imagens fotoelásticas resultantes do assentamento passivo da prótese no MC2, visto em polariscópio circular de campo escuro



ASSENTAMENTO PASSIVO DA PRÓTESE PODENDO SER IDENTIFICADO PELAS IMAGENS IDÊNTICAS DO BLOCO EM RESINA FOTOELÁSTICA ANTES (1ª IMAGEM) E APÓS SUA ADAPTAÇÃO.

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

O carregamento foi iniciado na porção suspensa (cantiléver) e foram visualizadas franjas de ordem 2 ($N=2$) no ápice e de ordem 5 ($N=5$) na crista marginal mesial do pilar anterior (fig. 38a). No pilar de implante central, tanto no seu terço coronário e quanto no médio, as cristas ósseas mostraram franjas de ordem 1 ($N=1$). Ambas as cristas ósseas do pilar de implante distal também mostraram tensões em formação. Para uma condição de carregamento do pilar anterior de implante (fig. 38b), as tensões mantiveram-se como antes no seu ápice, aliviaram-se por toda porção mesial, mas intensificaram na crista óssea distal, assim como na crista óssea mesial. Já por distal deste e em ambas as cristas ósseas do pilar distal, as imagens desapareceram. Ao carregar o implante central (fig. 40c), o ápice do pilar anterior foi aliviado mas manteve franjas de ordem 1 ($N=1$), além da mesma imagem ter sido formada em todos os outros ápices. Para as cristas ósseas, as tensões praticamente desapareceram por mesial e distal do pilar anterior e por mesial do pilar central, mas intensificaram por distal deste e por mesial e distal do pilar posterior. Por fim, ao se deslocar o carregamento para o pilar mais distal (fig. 40d), todas as franjas do pilar mesial desapareceram, o pilar central manteve-se como antes mas com maior intensidade de franja na crista óssea distal, e o pilar posterior passou a ser mais solicitado, já que seu ápice e ambas as cristas tiveram suas cores aumentadas e intensificadas.

Figura 40 – MC2 sob carregamento (150 N), observado ao polariscópio circular, campo escuro

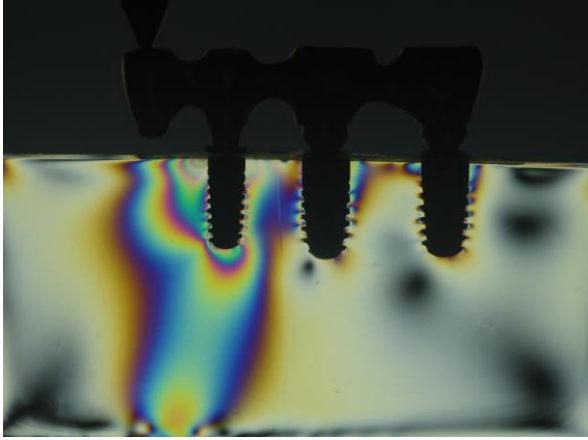


FIG. 40a

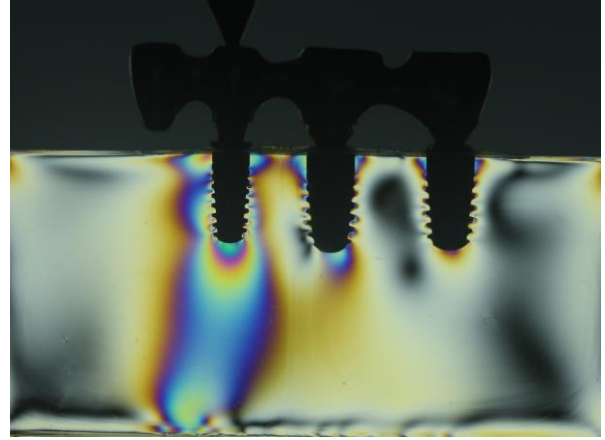


FIG. 40b

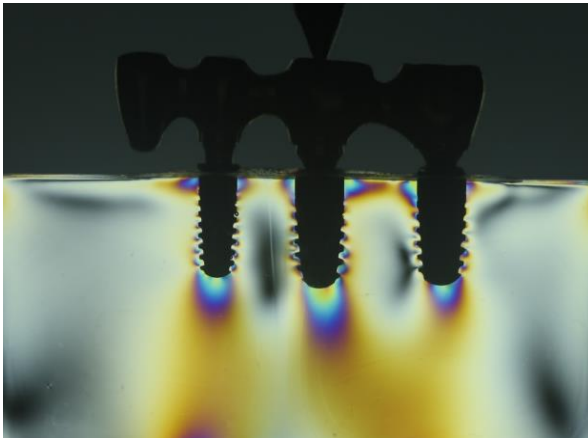


FIG. 40c

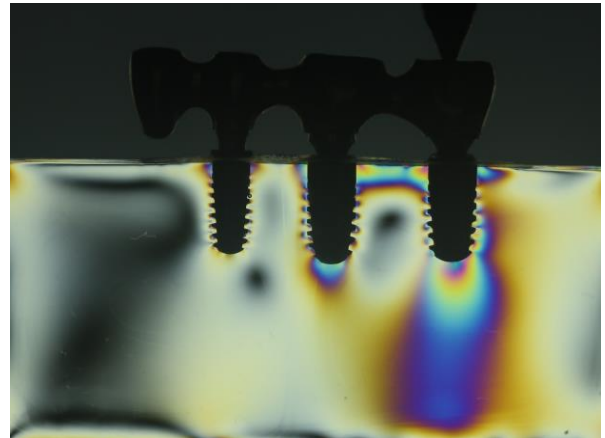


FIG. 40d

7. DISCUSSÃO

A reabilitação de pacientes que dispõem de um número reduzido de dentes pilares para uma reabilitação fixa pode compreender desde próteses dento suportadas até reabilitações implanto e/ou dento-implanto suportadas, incluindo ou não elementos em cantiléver (DALKIZ *et al.*, 2002; CORDARO *et al.*, 2005). O planejamento restaurador irá depender, em primeira análise, da quantidade e disposição dos dentes pilares, da área de inserção periodontal, quantidade de estrutura dental remanescente, custo, expectativa do paciente e disponibilidade óssea para os implantes (DALKIZ *et al.*, 2009; GREENSTEIN *et al.*, 2009).

Muito comum é o fato destes pilares remanescentes apresentarem um suporte periodontal reduzido. Para estes casos, próteses fixas dento suportadas de arco completo são documentadas na literatura como uma terapia de sucesso (ROY, 1930; SIMRING, 1952; AMSTERDAM & ABRAMS, 1973; LINDHE & NYMAN, 1977; NYMAN & LINDHE, 1979; FERENEZ, 1987; HOCKMAN *et al.*, 1992; BERNAL *et al.*, 2002). No entanto, a distribuição não favorável dos dentes remanescentes, aliada a limitações anatômicas, falhas na osseointegração e osso alveolar reduzido, tornam necessário um planejamento envolvendo a união de dentes e implantes, para viabilizar uma reabilitação fixa (DA SILVA *et al.*, 2010). Greenstein *et al.* (2009) ainda completam que a principal vantagem deste planejamento é ampliar as possibilidades de tratamento, além de manter a propriocepção do paciente – visto a presença de pilares naturais no planejamento da prótese fixa –, reduzir o número de implantes e evitar planejamentos que envolvam elementos em cantiléver. No entanto, inúmeras controvérsias ainda permeiam acerca da união de dentes e implantes (DALKIZ *et al.*, 2002; SRINIVASAM & PADMANABHAM, 2009).

A literatura é vasta quanto às modalidades metodológicas que avaliam a união de dentes e implantes, desde revisões bibliográficas (SHLUMBERGER *et al.*, 1998; MORAES *et al.*, 2009; GREENSTEIN *et al.*, 2009; HOFFMANN & ZAFIROPOULOS, 2012), análises biomecânicas “*in vitro*” a partir do Método dos Elementos Finitos (DALKIZ *et al.*, 2002; MINECUCCI *et al.*, 2002), análise experimental fotoelástica (SRINIVASAN & PADMANABHAN, 2005; DA SILVA *et al.*, 2010) estudos “*in vivo*” (AKÇA *et al.*, 2006), além de relatos de casos (HITA-CARRILLO, HERNÁNDEZ-ALIAGA y CALVO-GUIRADO, 2010). Porém, ainda estamos diante de um planejamento envolvido por inúmeras controvérsias e poucos são os trabalhos em relação ao sucesso a longo

prazo desta abordagem terapêutica (HOFFMANN & ZAFIROPOULOS, 2012). De acordo com Menicucci *et al.* (2002), a maior parte destes estudos investiga este planejamento a partir do MEF e, para compreender a biomecânica envolvida na união de dentes e implantes, muitos outros estudos ainda são necessários. Diante do exposto, viu-se a necessidade de melhor compreensão quanto à distribuição das tensões em dentes e implantes esplintados, e de se propor melhorias também à condição biomecânica deste planejamento, a partir da proposta de utilização de implantes com plataforma restauradora reduzida (Plataforma *Switching*), sistema de retenção tipo Cone Morse, além de roscas quadradas. A biomecânica desta mesma condição, no entanto, implanto suportada, foi investigada a fim de embasar a melhor opção restauradora para os pacientes que não dispõem das condições ideais para a reabilitação fixa convencional apoiada sobre dentes.

O carregamento proposto foi vertical, de 150 N, considerando a intensidade das cargas mastigatórias na região de molares, de acordo com Kiliaridis *et al.* (1988).

Ao investigar a distribuição das tensões ao osso alveolar para prótese fixa de três elementos dento-implanto suportada (PDIS), com carga de 150 N aplicada verticalmente, no centro de cada um dos pilares e pântico, foi possível perceber que, à medida que o carregamento foi sendo distalizado, as tensões na região de crista óssea do implante foram aliviando e o ápice do dente natural passou a ser solicitado, na mesma proporção. Esta condição favorece a preservação de tecido ósseo na região mais crítica de implantes osseointegrados. E, por se tratar de uma área crítica, o nível ósseo marginal de implantes osseointegrados tem sido objeto de inúmeras pesquisas, uma vez que o sucesso dos trabalhos restauradores reside na preservação dos tecidos perimplantares (SANCHÉZ, 2011). Sendo assim, o conceito de Plataforma *Switching* como fator de preservação da crista óssea marginal vem colaborando com o prognóstico dos trabalhos sobre implante, para uma condição unitária. No entanto, no contexto da união de dentes e implantes, não foram encontrados estudos que avaliassem a biomecânica da filosofia *Switching*. Os implantes testados neste trabalho apresentaram plataforma *Switching*.

Ainda com relação à filosofia *Switching*, esta tem sido considerada como uma condição de proteção dos tecidos perimplantares na medida em que desloca a interface pilar/implante em direção ao centro do implante,. Esta região é considerada crítica por dois motivos: pelo aspecto de colonização bacteriana e pela presença de micromovimentos entre o pilar e o implante. Os microrganismos tendem a se mover

para esta região de alta energia, onde ocorrem os micromovimentos. Assim, todos estes problemas passam a se localizar à distância da crista óssea. Dessa forma, prevenir a reabsorção nas primeiras roscas dos implantes é fundamental, além de a técnica colaborar também com a homeostasia dos tecidos, na medida em que se forma uma maior espessura de tecido mole adjacente ao colo dos implantes. Ainda com relação a implantes unitário, Tabata *et al.* (2010) encontraram, de maneira geral, menores valores de concentração de tensão para a condição de plataforma *Switching* (80% de redução em relação à plataforma restauradora convencional) e, conseqüentemente, para o tecido ósseo perimplantar, a partir de modelos bidimensionais de Elementos Finitos. Hsu *et al.* (2009) corroboraram com os benefícios da Plataforma *Switching* no aspecto comportamento biomecânico para restaurações unitárias, ao avaliar esta proposta também pelo Método dos Elementos Finitos. Pode-se perceber que, para a condição de prótese unitária, os benefícios da plataforma *Switching* já foram atestados. Estes foram, portanto, os motivos que levaram esta pesquisa à análise de dentes e implantes unidos, considerando uma plataforma restauradora reduzida.

Relembrando a distribuição das tensões para prótese fixa de três elementos, ao comparar as condições de PDIS com PIS, foi possível perceber para PIS que, indiferente da localização do carregamento, ambas as cristas ósseas dos pilares de implante foram solicitadas e a distalização do carregamento favoreceu somente a região de ápice do pilar de implante anterior – ao contrário da mesma condição PDIS, onde apenas a crista óssea distal do pilar de implante anterior foi solicitada, sendo possível, inclusive, visualizar as tensões sendo aliviadas nesta região, na medida em que a carga vai se deslocando para o implante posterior. No entanto, considerando a intensidade das tensões, o pilar anterior da PDIS foi mais solicitado, quando comparado à PIS. Ao localizar o carregamento no centro do pilar anterior de ambos os casos, os maiores valores de tensão localizaram-se na crista óssea distal do pilar anterior para PDIS, enquanto na PIS franjas se formaram nas cristas do pilar posterior, fato não observado para PDIS. Estando a carga localizada no centro do pântico, os maiores valores de tensão mantiveram-se na crista óssea distal da PDIS enquanto na PIS foi percebida discreta formação de franja na crista óssea distal do pilar posterior, o que também não aconteceu para a condição de PDIS. Considerando o carregamento no centro do pilar distal de ambas as próteses, foi possível perceber que a presença do ligamento periodontal favoreceu a concentração das tensões no ápice do pilar natural. E o oposto foi visualizado para a prótese suportada exclusivamente por implantes, onde

a crista óssea do mesmo pilar distal concentrou tensões ao longo de toda a sua extensão, inclusive na região de crista óssea, principalmente por distal, onde pode ser visualizada uma região de maiores valores de tensão pela coloração avermelhada. Dessa forma, é possível afirmar que, para esta distribuição de pilares, a presença de um pilar natural favoreceu a dissipação das tensões ao osso alveolar.

A literatura, no entanto, evidencia que a grande questão relacionada às complicações inerentes à união de dentes e implantes é a diferença de mobilidade, em função das distintas formas de ancoragem de dentes e implantes ao osso alveolar. Estas complicações podem se dar sob a forma de fratura dos componentes protéticos e dos implantes, sobrecarga aos dentes naturais e implantes, e intrusão dental (DALKIZ *et al.*, 2002; HITA-CARRILLO, HERNÁNDEZ-ALIAGA y CALVO-GUIRADO, 2010; HOFFMANN & ZAFIROPOULOS, 2012; PELIZZER *et al.*, 2012). Spear (2009) completa como sendo o ponto crítico não a consequência aos dentes naturais sob a forma de intrusão e sim os danos observados aos implantes, que se traduzem em perda óssea, afrouxamento e fratura do parafuso e do implante. Por outro lado, Da Silva *et al.* (2010) afirmam que, quando se considera um planejamento protético que envolva a união de dentes e implantes, necessário se faz pensar na estrutura mais frágil deste contexto. Desta forma, do ponto de vista biomecânico, a maior fragilidade física do dente em relação ao implante o coloca numa condição menos favorável, tornando necessária uma maior preocupação com o pilar natural. No entanto, o contrário pode ser visualizado nos resultados encontrados nesta pesquisa. Os dentes envolvidos no planejamento de dentes e implantes esplintados, pelo menos para a condição de três elementos até agora relatada, foram beneficiados do ponto de vista da distribuição das tensões, visto que o ápice do pilar natural foi mais solicitado do que a sua região de crista óssea.

Menicucci *et al.* (2002) explicam que, em função do ligamento periodontal, a maior mobilidade do dente em relação ao implante favorece a concentração das tensões na região do implante. Além disso, a intensidade das tensões será proporcional à mobilidade do dente natural, além da extensão do trabalho protético. Nesta pesquisa, foi possível visualizar que a distribuição das tensões favoreceu, de maneira geral, a região de crista óssea dos pilares de implante. Isto pode ser percebido ao se visualizar a distribuição das tensões na condição de PDIS de três elementos, com carregamento no pilar distal, e comparar com a mesma condição de PIS. No primeiro caso, as tensões foram mais concentradas no terço médio por distal e apical do pilar natural e menos concentradas no implante. Já no segundo caso, as tensões concentraram-se não

somente no ápice, como também na região de crista óssea de ambos os pilares de implante, e, principalmente, nas cristas do pilar posterior (fig. 41).

Figura 41 – Imagens fotoelásticas dos modelos MT1 e MC1

PRÓTESE DENTO-IMPLANTO SUPORTADA DE TRÊS ELEMENTOS

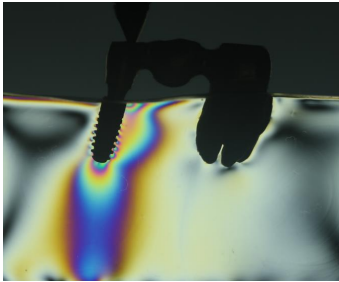


FIG. 41a – CARGA APLICADA NO CENTRO PILAR ANTERIOR

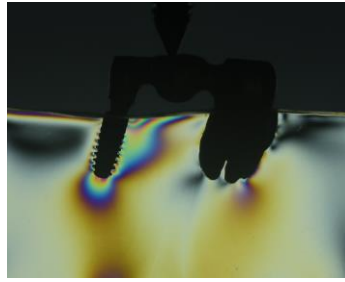


FIG. 41b – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PÔNTICO

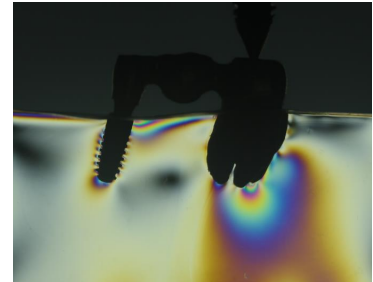


FIG. 41c – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR POSTERIOR

PRÓTESE IMPLANTO SUPORTADA DE TRÊS ELEMENTOS

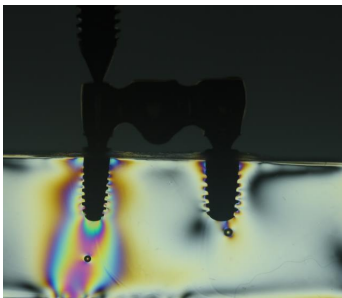


FIG. 41d – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR

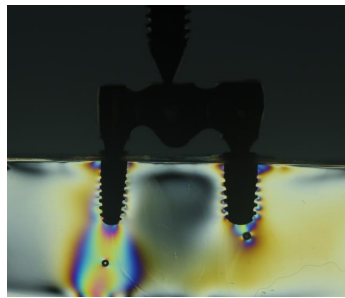


FIG. 41e – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PÔNTICO

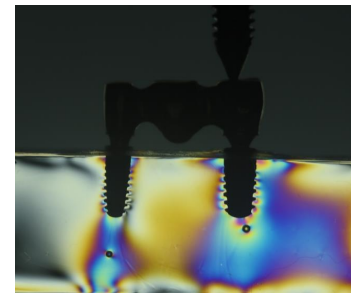


FIG. 41f – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR POSTERIOR

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Muitos estudos confirmam a elevada concentração de tensão ao redor de implantes rigidamente unidos a dentes naturais, quando submetidos à carga, além de intrusão dental (WEINBERG & KRUGER, 1994; LAUFER & GROSS, 1998). Weinberg & Kruger (1994), ao pesquisarem a distribuição das tensões em dentes e implantes quando combinados, concluíram que a relativa rigidez/flexibilidade dos componentes protéticos e pilares influencia diretamente esta distribuição das tensões. Numa condição de sistema rígido, a distribuição das tensões ficará na dependência das características dos componentes verticais do sistema, ou seja, dependerá se dentes e/ou implantes suportam esta prótese. Na medida em que diminui a rigidez desse elemento vertical, as tensões vão sendo distribuídas aos outros componentes verticais e estruturas de suporte. Numa condição de união 'dente + implante + conexão rígida', por exemplo, as tensões se concentrarão no implante e, por consequência, na região de crista óssea, visto que o movimento do implante é reduzido em relação ao movimento do dente

natural, favorecendo esta concentração de tensões no terço cervical dos implantes osseointegrados. A proposta apresentada nesta pesquisa evidenciou um caminho contrário, na medida em que os pilares naturais favoreceram a biomecânica. Por exemplo, ao analisar os modelos de prótese fixa de quatro elementos (fig. 42), estando o carregamento vertical de 150 N localizado no centro do elemento suspenso, a PDIS formou imagens características de maiores valores ($N=5$) e maior concentração de tensão no ápice do pilar natural, ao passo que, para PIS, os maiores valores ($N=5$) e concentração das tensões localizaram-se na crista óssea mesial do pilar anterior. Além disso, toda a face distal do implante central foi solicitada para PDIS, ao passo que na condição de PIS, somente sua crista óssea formou franjas. Imagens também foram vistas na crista óssea mesial do pilar distal para a PIS, o que não ocorreu na PDIS.

Figura 42 – Imagens fotoelásticas dos modelos MT2 e MC2 dento-implanto suportados de quatro elementos

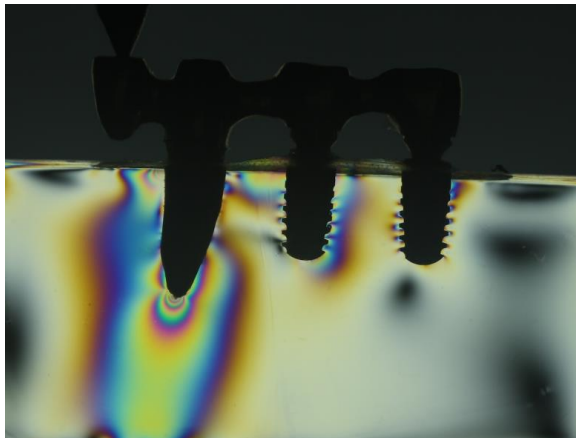


FIG. 42a – CARGA APLICADA NO CENTRO DO CANTILÉVER

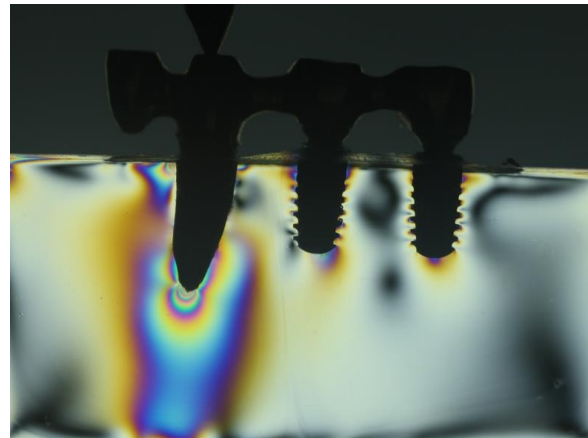


FIG. 42b – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR

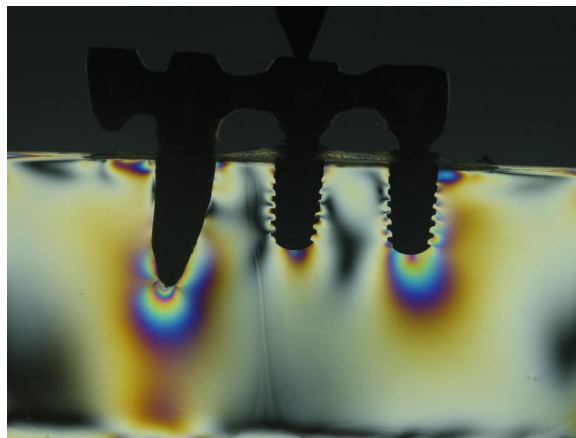


FIG. 42c – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR CENTRAL

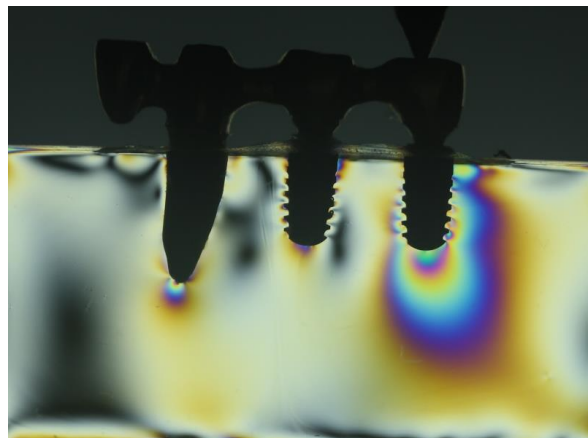


FIG. 42d – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR POSTERIOR

Há quem contraindique a união de dentes e implantes, afirmando que esta terapia tem sido abandonada. Greenstein *et al.* (2009) acham prudente evitar este tipo de planejamento, e Dalkiz *et al.* (2002) e Hoffmann & Zafiroopoulos (2012) sugerem que uma prótese fixa implanto suportada deve ser preferida à prótese dento-implanto suportada, já que a primeira produz uma maior taxa de sucesso a longo prazo. De forma contrária, percebe-se por esta pesquisa que, em relação à união exclusivamente de implantes, a união de dentes e implantes favoreceu a distribuição das tensões ao osso alveolar. Novamente este fato pode ser comprovado considerando a condição da prótese fixa de quatro elementos. Ao concentrar a carga no pilar anterior da PDIS, as tensões aliviaram para a crista óssea do pilar natural, além do seu ápice e das cristas ósseas dos pilares de implante. No caminho contrário, a crista óssea mesial do pilar central da PIS formou franjas. Apesar de persistirem na crista mesial do pilar anterior, suas ordens de franja diminuíram de $N=5$ para $N=2$. Ao carregar o pilar central, a região de ápice dos pilares foi mais solicitada para PDIS, além de iniciar a formação de franjas na crista distal do pilar posterior e aliviar a crista e ápice do pilar natural. Já a PIS aliviou as tensões no ápice do pilar anterior, mantendo-se ainda, com ordem de franja $N=1$, também para os ápices dos outros pilares de implantes. E, de maneira geral, as cristas ósseas aumentaram discretamente suas tensões. Por fim, ao carregar o pilar distal, a região de crista óssea dos pilares de implante foi mais solicitada para a PIS. Pode-se perceber que a união de dentes e implantes envolvendo elementos suspensos foi também superior na dissipação das tensões ao osso alveolar, quando comparada com a mesma condição implanto suportada (fig. 43).

Figura 43– Imagens fotoelásticas da prótese implanto suportada de quatro elementos (continua na próxima página)

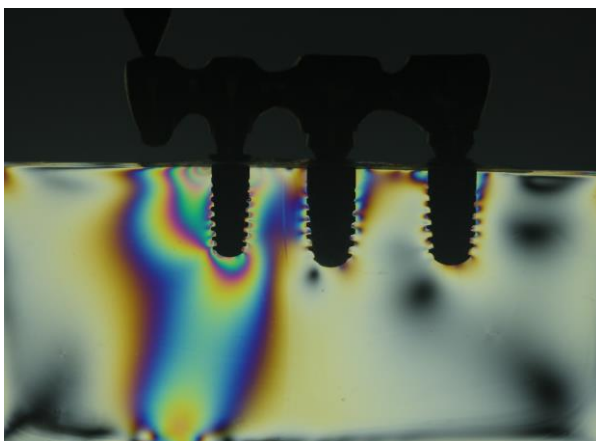


FIG. 43a – CARGA APLICADA NO CENTRO DO CANTILÉVER

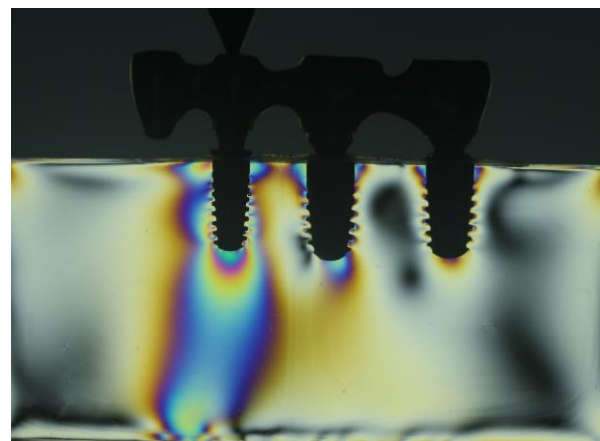


FIG. 43b – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR ANTERIOR

Continuação da figura 43

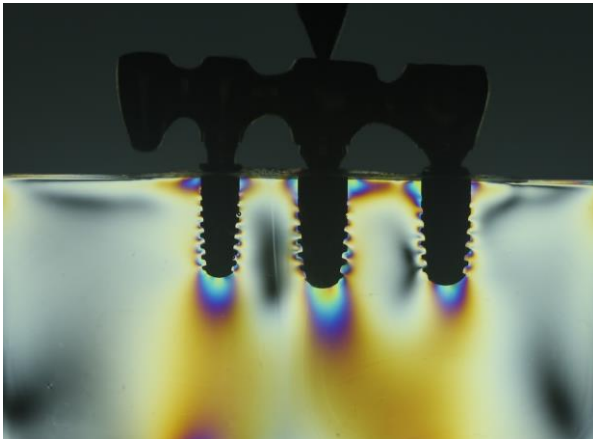


Fig. 43c – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR CENTRAL

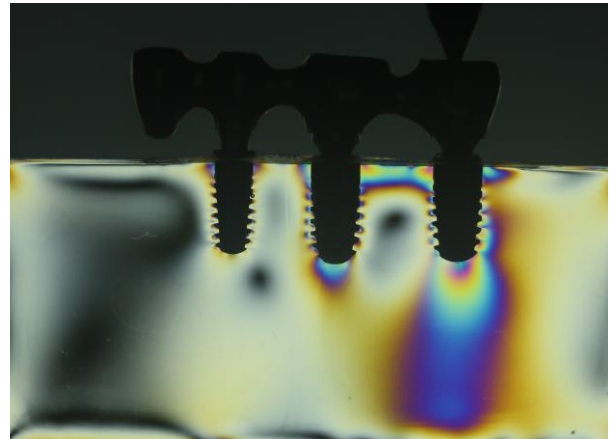


Fig. 43d – CARGA APLICADA NO CENTRO DO PILAR POSTERIOR

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2013

Em se tratando de uma biomecânica ideal, elementos suspensos estariam contraindicados. No entanto, mesmo dispondo de uma gama de técnicas cirúrgicas que viabilizem enxertos ósseos, nem sempre todos os fatores podem ser solucionados a ponto de viabilizar a instalação de implantes em áreas estratégicas e ideais. Como exemplo, podemos citar uma pobre qualidade do osso alveolar, fatores sistêmicos e econômicos. Dessa forma, além da união de dentes e implantes, o uso de cantiléver, de acordo com Askcar (1977), passa a ser uma alternativa a viabilizar a reabilitação, a partir de trabalhos fixos. Assim, cabe planejar-se esta região suspensa, preferencialmente mais para anterior, de modo a ficar o mais distante possível da ATM, ainda conforme Askcar (1977), a qual observou menor tensão ao suporte periodontal para uma condição de extremo livre mesial. Estes fatos justificam o desenho, também proposto nesta pesquisa: dois modelos com elementos em cantiléver para anterior.

Importante lembrar que os dados de um estudo não podem ser extrapolados a todos os outros, na íntegra, e sim uma tendência pode ser observada (GREEINSTEIN *et al.*, 2009). Portanto, os resultados aqui apresentados corroboram os achados de Meniccuci *et al.* (2002), ao concluírem que a união de dentes e implantes é melhor do que uma condição de prótese implanto suportada, mas contradizem aqueles de Weinberg & Kruger (1994) e Laufer & Gross (1998).

Outra complicação relacionada à união de dentes e implantes é a intrusão dental. Para muitos estudiosos, a causa é desconhecida (DALKIZ *et al.*, CORDARO *et al.*, 2005). A conexão rígida de dentes e implantes tem sido associada à prevenção da intrusão dental. Cordaro *et al.* (2005) e Greenstein *et al.* (2009), a partir de uma

revisão bibliográfica, afirmaram ser racional a conexão rígida no contexto da união de dentes e implantes, já que previne a intrusão dental. Hoffmann & Zafiroopoulos (2012) corroboram com a questão, na medida em que observaram, também a partir de uma revisão bibliográfica da união de dentes e implantes, que a intrusão dental ocorreu em 0% a 66% dos pilares naturais, além de ter sido mais associada à conexão não rígida (0% - 66% para a conexão não-rígida e 0% - 44% para a conexão rígida), indiferentemente do desenho da conexão não-rígida. Conforme relatos da literatura pertinente e de acordo com Srinivasan & Padmanabhan (2005), além de prevenir a intrusão dental, a conexão rígida tem-se estabelecido por uma melhor distribuição das tensões quando da união de dentes e implantes. Estes fatos embasaram o estudo aqui apresentado a partir da avaliação de dentes e implantes rigidamente esplintados.

Uma contraindicação deste tipo de planejamento ficaria por conta dos pacientes bruxômanos, de acordo com Greenstein *et al.* (2009). É sabido que a recuperação das fibras do ligamento periodontal é proporcional à intensidade do carregamento e inversamente proporcional à duração do mesmo (MENICUCCI *et al.*, 2002). Estes autores demonstraram que a força aplicada em uma prótese dento-implanto suportada por um tempo prolongado implica em maior tensão na crista óssea do implante e no ápice radicular. Assim, quanto maior a duração da força, maior a deformação do ligamento periodontal e maior a possibilidade de intrusão dental. Pode-se afirmar então que a duração do carregamento é mais importante que a intensidade do mesmo, ou seja, cargas intermitentes – como na condição de mastigação fisiológica – mostram-se mais favoráveis à distribuição das tensões ao osso alveolar, principalmente na região de crista óssea perimplantar. Por outro lado, Spear (2009) acredita que uma menor mobilidade dental, presente nos pacientes bruxômanos, pode ser um fator positivo para a condição de união de dentes e implantes, visto que a menor diferença de mobilidade estaria presente entre os pilares de um trabalho dento-implanto suportado. Daí a explicação para o fato de que a prótese dento-implanto suportada funciona como um elemento suspenso, favorecendo a perda óssea na região de crista óssea perimplantar (DALKIZ *et al.*, 2002). Baseados nos achados desta pesquisa, cabe valer uma nova proposta de avaliação da união de dentes e implantes, considerando a duração do carregamento oclusal. Porém, Chowdhary *et al.* (2013) não compartilham da mesma ideia. Ao avaliarem a distribuição das tensões em implantes osseointegrados a partir do MEF, os resultados favoreceram as roscas em forma de “V”, ficando as formas quadradas numa condição biomecânica inferior em relação à distribuição das

tensões, quando comparadas às primeiras. No entanto, a maior parte dos estudos mostra que, do ponto de vista de preservação de crista óssea, onde as tensões se concentram mais intensamente, as formas quadradas são superiores. Este é o motivo pelo qual roscas quadradas foram selecionadas para este estudo, a fim de agregar benefícios biomecânicos à união de dentes e implantes.

O mercado disponibiliza implantes cujas roscas podem se apresentar das seguintes formas: trapezoidal, trapezoidal reversa, roscas em “V” ou triangulares e as formas quadradas (MISCH, 2008; MORAES *et al.*, 2008). Moraes *et al.* (2008) ainda incluem a forma arredondada. Além da forma, a profundidade, espessura, passo de rosca, ângulo de face e extremidade das mesmas também devem ser considerados. As formas em “V”, inicialmente introduzidas pelos implantes Branemark em 1965, e trapezoidal, com um mesmo ângulo de face, decompõem uma carga axial sob a forma de tensão de cisalhamento praticamente 10 vezes maior em relação às roscas quadradas, sendo que estas dissipam as tensões sob a forma de cargas compressivas e intrusivas – cargas mais benéficas ao osso alveolar que as prejudiciais cargas de cisalhamento (STEIGENGA *et al.*, 2004). A proposta aqui apresentada compreendeu a utilização de implantes (ANKYLOS® – Dentsply), que apresentam roscas quadradas e paredes ligeiramente cônicas, visto que a forma das mesmas irão ditar a maneira com a qual as tensões se dissiparão ao osso alveolar.

Cehreki *et al.* (2004) e Baggi *et al.* (2008) também concordam que a distribuição das tensões ao osso alveolar a partir de implantes osseointegrados é altamente influenciada pela estrutura tridimensional deste elemento. Neste caminho, vale lembrar a biomecânica superior dos implantes com conexão protética do tipo interna. Maeda & Sogo (2006) evidenciaram as vantagens da **conexão do tipo interna** em relação à conexão externa. Além da facilidade de instalação, a conexão interna fica muito bem indicada aos casos unitários, em decorrência da sua alta estabilidade mecânica. Também apresenta uma resistência maior a forças laterais, já que o seu centro de rotação é mais baixo. Uma parede lateral mais disponível na conexão interna auxilia favoravelmente a dissipação das cargas, uma vez que o centro de atuação da força encontra-se melhor posicionado. Por tudo isso, os autores observaram uma melhor distribuição das tensões. Consequentemente, para as conexões do tipo interna, são menos prováveis reabsorção óssea nas primeiras roscas dos implantes, fratura dos componentes e afrouxamento de parafusos.

Em se tratando da união de dentes e implantes, os grandes percentuais de falhas relatados na literatura pertinente podem estar relacionados ao sistema de retenção do tipo hexágono externo, associado a este tipo de planejamento conforme lembraram Lanza *et al.* (2010). Estes foram os motivos que fizeram agregar, a este estudo, a retenção protética do tipo Cone Morse. De maneira inversa, ao revisarem a literatura, Hoffmann & Zafiropoulos (2012) perceberam que, apesar da conexão interna ter aumentado a estabilidade da prótese, por outro lado, uma sobrecarga tanto ao pilar natural quanto ao implante foi associada a este tipo de conexão. Além disso, sugeriram que a conexão do tipo externa pode ser mais favorável ao planejamento que envolve a união de dentes e implantes.

Por fim, deve-se observar que, ao realizar a união de implantes e dentes, é fundamental planejar a conexão rígida a dentes periodontalmente saudáveis, já que, conforme Hoffmann & Zafiropoulos (2012), este procedimento está associado a maiores taxa de sucesso. Estes ainda orientam que, na impossibilidade de outra terapia, a união de dentes e implantes pode ser uma opção ao planejamento da prótese fixa, de maneira a melhorar o prognóstico da terapia restauradora.

8. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos e as evidências apresentadas nesta dissertação, pode-se concluir que:

- no contexto da união dente/implante, a combinação de uma plataforma restauradora reduzida, associada à conexão cônica e roscas quadradas, tornou a distribuição das tensões favorável aos pilares de implantes;
- do ponto de vista biomecânico, a união de dentes e implantes, a partir da proposta testada, mostrou-se superior em relação à união de implantes, exclusivamente;
- com esta pesquisa, obteve-se um conhecimento prático do estudo de sensibilidade de resinas fotoelásticas que podem ser utilizadas em ensaios com modelos odontológicos;
- a escolha do material fotoelástico mais apropriado ao ensaio deve ser feita com base nos princípios que norteiam a técnica fotoelástica;
- deve-se ter conhecimento e domínio do método fotoelástico, a fim de compreender os resultados e interpretar possíveis interferências de fatores externos;
- novos trabalhos devem ser prosseguidos, aperfeiçoando a análise dos materiais birrefringentes que poderão proporcionar uma melhor compressão das respostas biomecânicas da união de dentes e implantes.

REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14724**: Informação e documentação - trabalhos acadêmicos - documentação. Rio de Janeiro, 2011. 15p.

AKÇA, Kivanç; UYSAL, Serdar; ÇEHRELI, Murat Cavit. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between *in vivo* occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clinical Oral Implants Research**, v.17, p.331-336, 2006.

ASKCAR, Eid Muniz. **Distribuição periodontal das pressões internas produzidas por forças oclusais exercidas em próteses parciais fixas de extremo-livre**. 1977, 91f. Tese (Doutorado em Odontologia, Reabilitação Oral). USP - Bauru – São Paulo, 1977.

ATIEH, Momen A.; IBRAHIM, Hadeel Mohamed; ATIEH, Ahmad H.. Platform Switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.81, n.10, p.1350-1366, Oct. 2010.

BAGGI, Luigi *et al.* The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Chicago, v.100, n.6, p.423-431, Dec. 2008.

BURGER, C.P.. Photoelasticity. In KOBAYASHI, Albert S. **Handbook on experimental mechanics**. VCH Publishers, Seattle. Chapter 5, p.165-266, 1993.

CANAY, Şenay; AKÇA, Kivanç. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. **Implant Dentistry**, Baltimore, v.18, n.3, p.239-248, 2009.

CARLI, Rafael Imai *et al.* Análise fotoelástica da distribuição das tensões no implante “Platform Switching”. **Revista Odontológica de Araçatuba**, Araçatuba, v.30, Supl.1, p.819-822, maio 2009.

CHOWDHARY, Ramesh *et al.* Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration – an FEA study. **Implant Dentistry**, Baltimore, v.22, n.1, p.91-96, 2013.

CORDARO, Luca *et al.* Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Chicago, v.94, n.4, p.313-320, Oct. 2005.

DA SILVA, Edmar Ferreira *et al.*. Influence of the connector and implant Design on the implant-tooth-connected prostheses. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, New Jersey, v.12, n.3, p.254-262, Sep. 2010.

DALKIZ, Mehmet *et al.*. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. **Implant Dentistry**, Baltimore, v.11, n.3, p.293-300, 2002.

DALLY, James W.; RILEY, William F.. **Experimental stress analysis**. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1991. 520p.

DASARI, N; RAMESH, K.. Analysis of a complex shape chain plate using transmission photoelasticity. **Applied Mechanics and Materials**, Germany, v.110-116, p.2623-2627, 2012.

DOLAN, Thomas J.; MURRAY, William M.. Photoelasticity. *In*: HETENYI, M. (ed.). **Handbook of experimental stress analysis**. 6th ed. New York: John Wiley & Sons, p.828-976, 1966.

FREITAS JÚNIOR, Amilcar Chagas *et al.*. Bioengenharia aplicada à Odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. **Revista ImplantNews**, São Paulo, v.4, n.5, p.469-476, 2007.

GLICKMAN, I. *et al.*. Photoelastic Analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.41, n.1, p.30-35, 1970.

GOODACRE, Charles J. *et al.*. Clinical complications of osseointegrated implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Chicago, v.81, n.5, p.537-552, May 1999.

GREENSTEIN, G. *et al.*. Connecting Teeth to Implants: A Critical Review of the Literature and Presentation of Practical Guidelines. **Compendium**, Newtown, v.30, n.7, p.1-15, Sep. 2009.

HITA-CARRILLO, Celso; HERNÁNDEZ-ALIAGA, Manuel; CALVO-GUIRADO, Jose Luis. Tooth-implant connection: a bibliographic review. **Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal**, Valencia, v.15, n.2, p.387-394, Mar. 2010.

HOFFMANN, Oliver; ZAFIROPOULOS, Gregory-George. Tooth-Implant Connection: A Review. **Journal of Oral Implantology**, Clarion, v.38, n.2, p.194-200, 2012.

KILIARIDIS *et al.*. The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.51, p.323-331, 1988.

KUSKE, Albrecht; ROBERTSON, George. **Photoelastic stress analysis**. John Wiley & Sons, London, 1974. 519 p.

LANZA, Marcos Dias S. *et al.*. Avaliação da influência do comprimento do implante em prótese fixa implanto-dento suportada, pelo método dos elementos finitos. **Revista ImplantNews**, São Paulo, v.7, n.5, p.679-683, 2010.

LAZZARA, Richard J.; PORTER, Stephax S.. Platform Switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. **Periodontics Restorative Dentistry**, Chicago, v.26, n.1, p.9-17, 2006.

LAUFER, Ben-Zion; GROSS, Martin. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. **Journal of Oral Rehabilitation**, Malden, v.25, p.60-80, 1998.

LÓPEZ-MARÍ, Laura *et al.*. Implant platform switching concept: An updated review. **Medicina Oral, Patología Oral Cirugía Bucal**, Valencia, v.14, n.9, p.450-454, 2009.

MAEDA, Yoshinobu; SATOH, Takuya; SOGO, Motofumi. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant connections: a short communication. **Journal Oral Rehabilitation**, Malden, v.33, n.1, p.75-78, 2006.

MAEDA, Yoshinobu *et al.*. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? **Clinical Oral Implants Research**, Chicago, v.18, p.581-584, 2007.

MATTHYS, Donald R.. “**Isochromatic Fringes**”, Marquette University Website, (academic.mu.edu), summary of lessons of Prof. Matthys, Marquette University Physics Dept., Milwaukee, WI, USA, 1997.

MENICUCCI, Giulio *et al.*. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clinical Oral Implant Research**, Chicago, v.13, n.3, p.334-341, Jun. 2002.

MISCH, Carl E. *et al.*. Base científica para o desenho do implante dental. *In*: MISCH, C.E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. cap.11, p.200-229.

MISCH, Carl E. *et al.*. Teorema do tratamento da tensão para a implantodontia. *In*: MISCH, C.E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. cap.4, p.68-91.

MORAES, Sandra Lúcia Dantas *et al.* Geometria das roscas dos implantes: revisão de literatura. **Rev. cir. traumatol. buco-maxilo-fac**, Camaragibe, v.9, n.2, p.115-124, abr/jun. 2009.

MÜHLEMANN, Hans R.. Tooth Mobility II: The role of interdental contact points and activation on tooth mobility. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.25, n.2, p.125-128, Apr. 1954.

MÜHLEMANN, Hans R.; ZANDER, Helmut A.. Tooth Mobility (III): The mechanism of tooth mobility. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.25, n.2, p.128-137, Apr. 1954.

OTUYEMI, Olayinka D.; NOAR, Joe H.. A comparison of crown size dimensions of the permanent teeth in a Nigerian and a British population. **Eur J Orthod**, Oxford, v.18, n.6, p.623-8, Dec. 1996.

QUINAN, M.A.D.. **Uma metodologia para determinação do fator de intensidade de tensões causado por tensões térmicas utilizando a fotoelasticidade**. 2005, 163f. Tese (Doutorado em Ciências, na área de Tecnologia Nuclear - Reatores). IPEN - Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

RANKILOR, P.R.; MCNICHOLAS, J.B.. The preparation and use of a stress-sensitive material in multi-layer photoelastic models. Department of Civil Engineering, University of Salford, Manchester. **Int. J. Rock Mech. Min. Sci.**, Atlanta, v.5, p.465-472, 1968.

RAVI, S.. Development of transparent composite for photoelastic studies. Advanced Composite Materials. **Catalogo articoli**, Bologna, v.7, p.73-81, 1998.

RIBEIRO, J.L.S.. **Fundamentação da técnica fotoelástica, com a construção de um equipamento básico: polariscópio modelo**. 2001, 73f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Automotiva). Departamento de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2001.

RICHTER, E.J.. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Chicago, v.61, n.5, p.602-609, 1989.

SANCHÉZ, P.S. *et al.* The influence of platform switching in dental implants. A literature review. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, Valencia, v.16, n.3, p.400-405, Mar. 2011.

SHILLINGBURG JÚNIOR, H.T. *et al.* Plano de tratamento para substituir dentes ausentes. *In*: SHILLINGBURG JÚNIOR, H.T. *et al.* **Fundamentos de prótese fixa**. 3.ed. São Paulo: Quintessence, 1998. cap.7, p.69-83.

SPEAR, F.. Connecting teeth to implants: the truth about a debated technique. **The Journal of the American Dental Association**, Chicago, v.140, p.587-593, 2009.

SPOONER, Hebbard; MCCONNELL, L.D.. An ethoxylene resin for photoelastic work. **British Journal of Applied Physics**, London, v.4, Jun. 1953.

SRINIVASAN, Murali; PADMANABHAN, T.V.. Implant prosthodontics: an *in vitro* photoelastic stress analysis. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, Koramangala, v.5, n.4, p.193-199, 2005.

STEIGENGA, Jennifer *et al.*. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.75, n.9, p.1233-1241, Sep. 2004.

TABATA, Lucas Fernando *et al.*. Implant Platform Switching: Biomechanical Approach Using Two-Dimensional Finite Element Analysis. **The Journal of Craniofacial Surgery**, Philadelphia, v.21, n.1, p.182-187, Jan. 2010.

VEDOVATTO, Eduardo *et al.*. Análise dos aspectos biomecânicos e biológicos na reabilitação oral com união dente/implante. **Revista Odonto**, São Paulo, v.31, p.27-37, 2008.

VISHAY Micro-Measurements. Tech Note TN-702-2. **Introduction to stress analysis by the photostress® method**. Malvern, 2011.

WEINBERG, Lawrence A.; KRUGER, Bernard. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, St. Louis, v.78, p.22-27, 1994.

ZAK, B.. Photoelastische analysis in der orthodontischen mechanik. **Osterr Z Stomatol**, Vienna, v.33, p.22-37, 1935.

APÊNDICE A – Estudo Piloto: Relevância da resina no sistema fotoelástico.

1. Introdução

A Fotoelasticidade é definida como uma técnica de análise de tensões, baseada na propriedade de birrefringência mecânica, inerente a diversos polímeros transparentes. Também faz uso das propriedades de polarização da luz e de esforço mecânico nos corpos de interesse (DOLAN; MURRAY, 1966). Dessa forma, a distribuição de tensões no interior dos materiais constituídos de resina flexível transparente, quando submetidos a um carregamento, pode ser visualizada por meio da Técnica Fotoelástica, onde “foto” remete ao uso da luz e de técnicas óticas e “elástica” implica em que as tensões nesses materiais se dão dentro do regime elástico. Os materiais utilizados nesta técnica são chamados de resinas fotoelásticas (DALLY & RILEY, 1991).

O importante da técnica fotoelástica é que ela produz imagens que traduzem o campo global de tensões presentes nos materiais fotoelásticos, quando submetidos a algum tipo de carregamento. Um tipo de imagem gerada é chamado de isocromática, com a qual é possível verificar visualmente o campo de tensões e mesmo se há locais ou regiões de concentrações de tensões. Cálculos mais sofisticados permitem inclusive que sejam determinados valores de tensões principais atuantes em um determinado ponto do material ensaiado com a técnica. O ensaio fotoelástico é feito com um equipamento denominado polariscópio, composto basicamente de uma fonte de luz, duas lentes polarizadoras e duas lentes de quarto de onda.

Quando se utilizam modelos transparentes em lugar de estruturas reais, em geral se trabalha com a chamada fotoelasticidade por transmissão, em que a luz do experimento atravessa todo o modelo. A partir da análise do modelo, pode-se inferir por meio de teoria de modelos como seria o comportamento da estrutura real.

A odontologia é uma das áreas que muito se beneficiou com essa técnica, que vem estimulando uma grande interação com a engenharia e a ciência da computação, em razão de melhorias na modelagem por elementos finitos e na captura e processamento de imagens digitais.

Um ponto fundamental na análise fotoelástica é a escolha da resina adequada a ser utilizada, que deve apresentar propriedades específicas como transparência à luz, trabalhabilidade, ausência de tensões residuais e ainda ser um material birrefringente, característica esta responsável pela geração das chamadas isocromáticas.

Pesquisas no campo odontológico que se valem deste método experimental de análise de tensões, especialmente onde se pretende reproduzir cargas mastigatórias, deveriam considerar, além de outros aspectos, a sensibilidade desses materiais ao carregamento. Dessa forma, um material fotoelástico estaria adequadamente indicado a um procedimento, visto o seu comportamento a partir da formação de franjas nítidas, dentro do seu regime elástico, quando carregado conforme a situação clínica real. Pereira *et al.* (2007) afirmam como sendo a técnica fotoelástica a mais facilmente utilizada numa condição que melhor simule as cargas reais.

Neste apêndice, apresenta-se um estudo de resinas fotoelásticas para construção de modelos transparentes que se aproximem, o máximo possível, de uma condição clínica de dentes e/ou implantes sob carga mastigatória. Além disso, serão produzidos conhecimentos importantes para a escolha de uma resina fotoelástica adequada, a partir de quatro marcas comerciais muito utilizadas em estudos laboratoriais.

2. Revisão da literatura

A teoria da Fotoelasticidade foi inicialmente descoberta por Sir David Brewster quando, em 1816, percebeu que substâncias transparentes de caráter isotrópico poderiam se tornar anisotrópicas, caso submetidas a esforços mecânicos. (DOLAN & MURRAY, 1966). O primeiro estudo em Odontologia que utilizou este método data de 1935. A partir de então, passou a ser extensamente aplicado às diversas áreas da Odontologia. Além disso, continua sendo muito solicitada na indústria como instrumento de controle de qualidade (DASARI & RAMESH, 2012).

A principal vantagem da técnica reside na visualização simultânea das tensões geradas no interior de modelos carregados, permitindo calcular e fotografar estas tensões. Como estes modelos são construídos com materiais diferentes daquilo que se pretende reproduzir, a necessidade da utilização de modelos com reprodução a mais próxima possível do real é uma limitação do método (BURGER, 1993). Sendo assim, a escolha adequada da resina é o principal fato que atesta a confiabilidade do método, considerando as características necessárias a um material que se classifica como fotoelástico (SPOONER & MCCONNELL, 1953; RANKILOR & MCNICHOLAS, 1968; DALLY & RILEY, 1991 e BURGER, 1993).

Para um ensaio fotoelástico, faz-se necessária a utilização, na construção dos modelos, de materiais birrefringentes que preencham alguns requisitos mínimos. Transparência à luz empregada no polariscópio é fundamental (RANKILOR & MCNICHOLAS, 1968), e a perda da transparência pode ocorrer por duas razões: (1) diminuição dos índices de refração dos materiais constituintes e (2) ar aprisionado. Em ambos os casos, há uma modificação das propriedades do meio fotoelástico, e então ocorre a dispersão de luz, reduzindo a transparência do material (RAVI, 1998).

Um outro ponto a ser considerado é a possibilidade de o material sofrer o chamado “efeito de borda”, fenômeno este relacionado com a absorção e evaporação de água pelos materiais plásticos, resultando em mudanças nas dimensões do modelo e conseqüente tensões internas (RANKILOR & MCNICHOLAS, 1968).

A sensibilidade fotoelástica às tensões induzidas no modelo é uma característica altamente relevante, e é representada por um fator definido como constante fotoelástica (DALLY; RILEY, 1991). Um módulo de elasticidade elevado garantirá ao material, quando carregado, que a sua forma não se altere (QUINAN, 2005). Conforme Burger (1993) e Spooner & McConnell (1953), associando-se estas

duas propriedades, constante fotoelástica e módulo de elasticidade, tem-se ainda uma terceira propriedade a ser considerada, conhecida como Figura de Mérito, que mede a sensibilidade dessas resinas a partir da relação entre estas duas propriedades. De maneira ideal, o valor da figura de mérito também deveria ser o mais alto possível e permanecer constante durante todo o ensaio. É muito comum às resinas fotoelásticas a presença de tensões intrínsecas, fenômeno este conhecido como tensão residual. Em se tratando dos materiais fotoelásticos, estas tensões irão interferir nos resultados, o que inviabiliza a extrapolação dos mesmos (BURGER, 1993).

De maneira ideal, o material dos modelos deveria simular o comportamento, em condições clínicas, daquilo que se pretende reproduzir (BURGER, 1993), isto é, *“cargas que melhor simulem uma condição real”* (MARQUES PEREIRA, G.P.; SMITH NETO, P.; ALMEIDA, D.L., 2007). E, já que todos os fatores que atuam no meio bucal não podem ser fielmente reproduzidos, no mínimo, devemos utilizar um material que ofereça uma resposta fotoelástica compatível à intensidade de carga imposta aos dentes e/ou implantes. Ainda segundo Burger (1993), deve haver uma resposta ao carregamento de modelos fotoelásticos, quando submetidos à tensão, de modo que as franjas visualizadas no polariscópio sejam nítidas e bem delimitadas, permitindo uma extrapolação dos resultados à condição clínica.

3. Materiais e métodos

3.1 Resinas Fotoelásticas em Odontologia

Foram escolhidas quatro marcas comerciais de resinas muito requeridas em ensaio bidimensional (fig. 1), a partir das quais se constroem modelos para serem submetidos à condição que simule um carregamento oclusal. A opção pelas marcas abaixo relacionadas (quadro 1) se valeu da extensa indicação por parte da literatura pertinente (ZAK, 1935; GLICKMAN *et al.*, 1970; SRINIVASAN & PADMANABHAN, 2005; CARLI *et al.*, 2009; DA SILVA *et al.*, 2010; PIGOZZO *et al.*, 2010; PELLIZZER *et al.*, 2012).

Figura 1 – Resinas fotoelásticas testadas



**FIG.1a – RESINA
ARALDITE
GY 279-BR
E ENDURECEDOR
ARADUR HY 2963-C
(PRODUTOS QUÍMICOS
CIBA S/A DO BRASIL)**



**FIG.1b – RESINA
FLEXÍVEL GIV
E ENDURECEDOR GIV
(POLIPOX);**



**FIG.1c – RESINA
RÍGIDA GIV
E ENDURECEDOR GIV
(POLIPOX);**



**FIG.1d – RESINA
PL-2
E ENDURECEDOR PLH-2
(MEASUREMENTS GROUP,
RALEIGH, NC, USA)**

FOTOGRAFADO PELA AUTORA, 2012

Quadro 1 – Especificações das resinas testadas

Nomes e marcas comerciais	Proporção de mistura	Características visuais
Araldite GY 279-BR e endurecedor Aradur HY 2963-C (Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil)	100pp de resina para 42pp de endurecedor	Aspecto translúcido e brilhante
Flexível GIV e endurecedor GIV (Polipox)	100pp de resina para 50pp de endurecedor	Aspecto translúcido e brilhante
Rígida GIV e endurecedor GIV (Polipox)	100pp de resina para 50pp de endurecedor	Aspecto translúcido e brilhante
PL2 (Measurements Group, Raleigh, NC, USA)	100pp de resina para 100pp de endurecedor	Aspecto amarelado e brilhante

PRODUZIDO PELA AUTORA, 2012

Trata-se de resinas à base de epóxi e policarbonatos e sua apresentação é sob a forma líquida (pré-polímero) mais um agente de cura, os quais devem ser combinados e cuidadosamente manipulados no momento da obtenção do modelo fotoelástico. São indicados para se trabalhar à temperatura ambiente. Todos os materiais geram misturas translúcidas e incolores, excluindo-se a resina PL2, cuja cor resulta em um líquido amarelado. A quantidade de material utilizado deve ser calculada previamente e a proporção dos dois componentes deve obedecer às instruções do fabricante. E, para o manuseio dos produtos citados no Quadro 1, foram tomadas algumas precauções, já que podem causar reações alérgicas. Assim, o manuseio dessas resinas foi feito em local arejado e com a utilização de luvas de borracha, óculos de proteção e máscara, conforme orientam alguns fabricantes.

3.2 Confeção dos corpos de prova – dimensionamento e modelagem dos discos

A sensibilidade das resinas foi determinada utilizando-se de um disco transparente, sob carga de compressão diametralmente aplicada. E, durante o ensaio fotoelástico, forçando uma determinada franja a passar pelo centro do disco e registrando a imagem gerada. Este é um dos procedimentos padrões para se determinar a sensibilidade da resina fotoelástica.

Inicialmente, um disco metálico de superfícies lisas e dimensões 50 mm de diâmetro e 5 mm de espessura foi colado no fundo e ao centro de uma caixa em acrílico totalmente desmontável, conforme sugeriu Naves (2009). Uma silicona de moldagem industrial (SILICONE 8001 – Casa da Resina e do Silicone) foi manipulada na proporção de 100g da pasta base para 3g de catalisador e lentamente vertida no interior da caixa, de maneira a cobrir todo o disco, além de formar uma cobertura de espessura suficiente à recuperação das suas formas, pós manuseio.

Foram confeccionados nove moldes para obtenção dos discos, sendo um molde para cada uma das marcas de resina fotoelástica, conforme o quadro 1 da página anterior, e outros cinco para conter as distintas proporções de mistura entre as resinas Flexível GIV (Polipox) e Rígida GIV (Polipox).

Cada resina foi vertida cuidadosamente no interior das moldagens, de forma a minimizar a formação de bolhas. Aguardado o tempo de polimerização de cada material, os nove discos foram removidos do interior da moldagem (fig. 2).

Figura 2 – Confeção de discos de resina

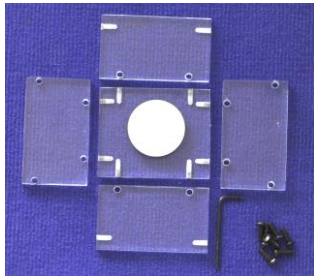


FIG. 2a – CAIXA EM ACRÍLICO DESMONTADA COM DISCO METÁLICO COLADO AO FUNDO

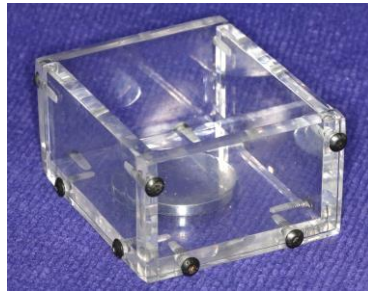


FIG. 2b – CAIXA EM ACRÍLICO EM ACRÍLICO MONTADA



FIG. 2c – CAIXA EM ACRÍLICO CONTENDO O MATERIAL DE MOLDAGEM



FIG. 2d – RESINA FOTOELÁSTICA SENDO VAZADA NO INTERIOR DA MOLDAGEM

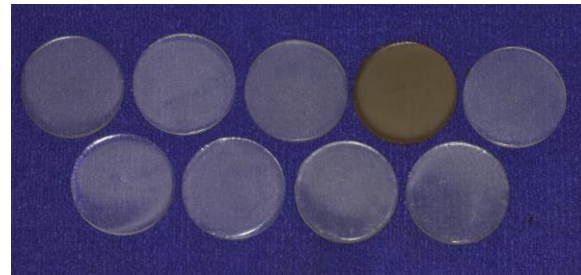


FIG. 2e – NOVE DISCOS EM RESINA OBTIDOS

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2012

Um fato muito comum a estes materiais é a formação de bolhas durante a incorporação da resina ao agente catalizador e a persistência das mesmas após o modelo polimerizar. Para preveni-lo, a manipulação foi realizada lentamente, durante 12 a 15 minutos, sendo vertida cuidadosamente no espaço deixado pelo modelo mestre. Em relação à resina PL-2, o conjunto molde/resina foi submetido a uma pressão constante de 30 psi durante 6 horas, no interior de uma Eliminadora de Bolhas para Aparelhos de Ortodontia (VH) (fig. 3). Dessa forma, alcançou-se uma superfície lisa, porém bolhas no interior da resina ainda puderam ser visualizadas, o que não é ideal.

Figura 3 – Eliminadora de bolhas aplicada à resina PL-2



FIG. 3a – CONJUNTO MOLDE/RESINA PL-2 NO INTERIOR DA ELIMINADORA DE BOLHAS PARA APARELHOS DE ORTODONTIA



FIG. 3b – CONJUNTO SOB PRESSÃO DE 30 PSI

PRODUÇÃO DA PRÓPRIA AUTORA, 2012

3.3 Experimento fotoelástico

Para efeito de análise da sensibilidade das resinas fotoelásticas pesquisadas, cada disco foi submetido a uma carga concentrada diametralmente (DALLY; RILEY, 1991), e observado ao polariscópio circular (CDTN), tanto sob luz branca como também sob luz monocromática, a fim de se obter o valor da constante fotoelástica (f_{σ}) para cada material. Este procedimento, juntamente com as dimensões conhecidas dos corpos testados, levou à determinação da constante fotoelástica de cada material, por meio da expressão:

$$f_{\sigma} = 8P / 3,14 D \cdot N$$

Onde:

f_{σ} : constante fotoelástica do material (N/m)

P: carga aplicada (N)

D: diâmetro do disco (m)

N: número de ordem de franja passando pelo centro do disco

Tendo em vista os efeitos de possível flambagem para cargas concentradas, foi adotada sempre a primeira franja como valor de referência para cálculo da constante fotoelástica (f_{σ}). Conhecendo-se esta constante, as cargas necessárias à formação das ordens de franja seguintes podem ser calculadas por uma simples expressão de multiplicação. No quadro 3, tem-se uma visão geral dos resultados obtidos.

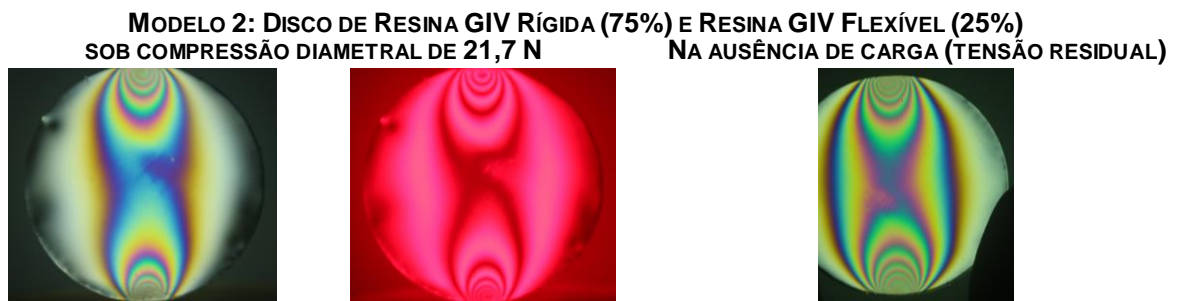
Quadro 3 – Modelos, constante fotoelástica calculada experimentalmente e intensidade de carregamento necessário à formação da franja de ordem 1.

Modelos	Marcas e Proporção das misturas	Diâmetro (mm)	Espessura (mm)	f_{σ} (N/m)	Carga para gerar primeira franja (N)
MODELO 1	Rígida GIV (100%)	50,4	5	14.171,10	280,3
MODELO 2	GIV Rígida (75%) GIV Flexível (25%)	50,4	5	1.097,10	21,7
MODELO 3	GIV Rígida (50%) GIV Flexível (50%)	50,4	5	638,50	12,6
MODELO 4	GIV Rígida (25%) GIV Flexível (75%)	50,4	5	585,20	11,6
MODELO 5	PL2 (100%)	50,4	5	4.714,32	93,3
MODELO 6	GIV Rígida (90%) GIV Flexível (10%)	50,4	5	195,90	3,9
MODELO 7	GIV Rígida (95%) GIV Flexível (5%)	50,4	5	152,00	3,0
MODELO 8	Araldite (100%)	50,4	5	8.518,00	168,5
MODELO 9	GIV Flexível (100%)	50,4	5	366,52	8,3

A flambagem do modelo foi um referencial para a suspensão de carregamentos adicionais. Além disso, cargas muito superiores a 150 N foi outro parâmetro considerado para se interromper o teste, visto que valores próximos de 150 N condizem com a carga mastigatória na região de molares (KILIARIDIS *et al.*, 1988).

As imagens foram registradas por uma câmera fotográfica (T2i – Cannon) para cada primeira ordem de franja formada ($N=1$), tanto para luz branca (1ª coluna da fig. 4) como para luz monocromática (2ª coluna da fig. 4). Após a suspensão do carregamento, registrou-se também a imagem para verificar a presença de tensões residuais remanescentes no modelo fotoelástico (3ª coluna da fig. 4).

Figura 4 – Modelos sob compressão numa condição de luz branca, luz monocromática e na ausência de aplicação de carga (continua na próxima página)

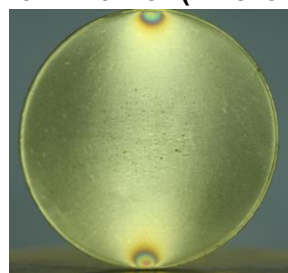
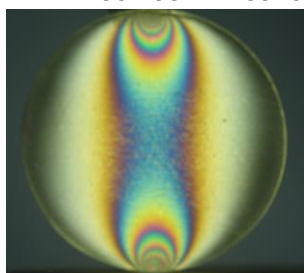


Continuação da figura 4

MODELO 5: DISCO DE RESINA PL2

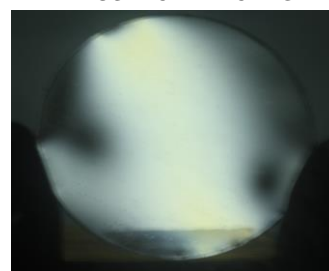
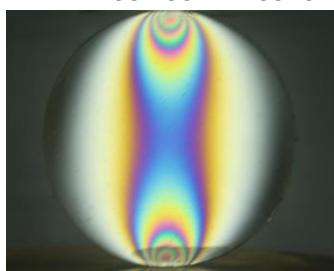
SOB COMPRESSÃO DIAMETRAL DE 93,3 N

NA AUSÊNCIA DE CARGA (TENSÃO RESIDUAL)



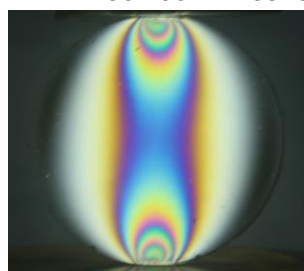
**MODELO 6: DISCO DE RESINA GIV RÍGIDA (90%) E RESINA GIV FLEXÍVEL (10%)
SOB COMPRESSÃO DIAMETRAL DE 3,9 N**

NA AUSÊNCIA DE CARGA



**MODELO 7: DISCO DE RESINA GIV RÍGIDA (95%) E RESINA GIV FLEXÍVEL (5%)
SOB COMPRESSÃO DIAMETRAL DE 3,0 N**

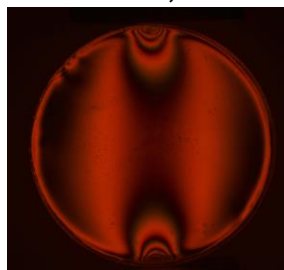
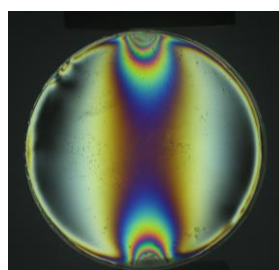
NA AUSÊNCIA DE CARGA (TENSÃO RESIDUAL)



MODELO 8: DISCO DE RESINA ARALDITE

SOB COMPRESSÃO DIAMETRAL DE 168,5 N

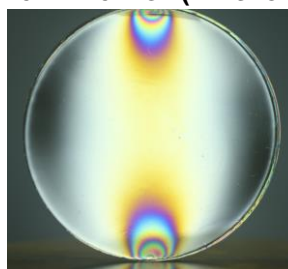
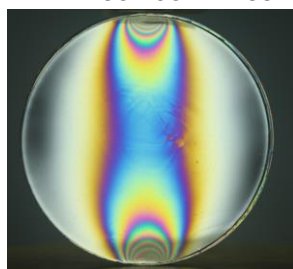
NA AUSÊNCIA DE CARGA



MODELO 9: DISCO DE RESINA GIV FLEXÍVEL

SOB COMPRESSÃO DIAMETRAL DE 8,3 N

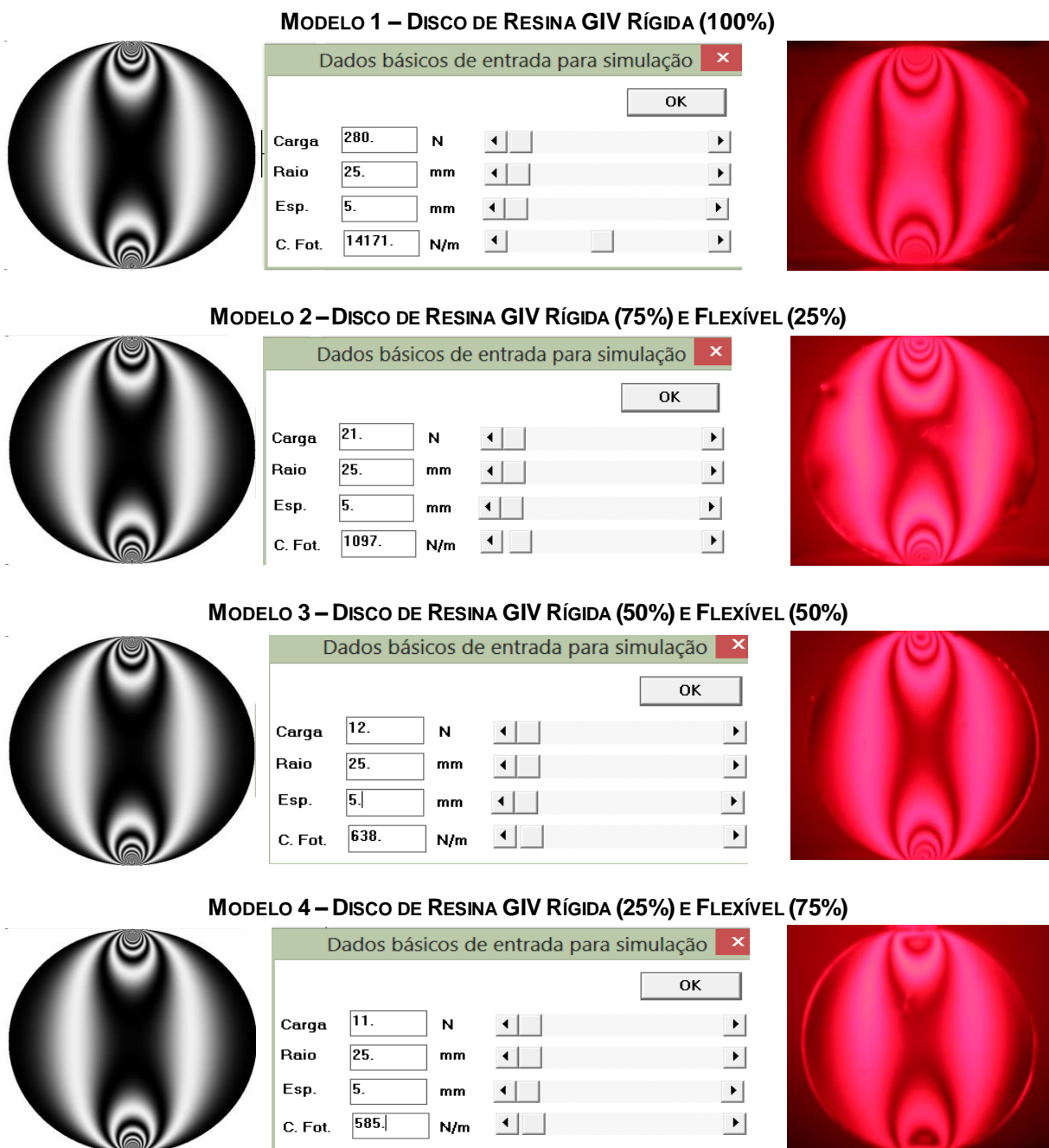
NA AUSÊNCIA DE CARGA (TENSÃO RESIDUAL)



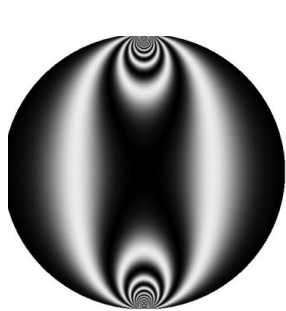
3.4 Simulação de imagens

Para verificar se o experimento foi conduzido corretamente, foi utilizado um *software* de simulação FOTOFAN, relativo a um disco sob compressão diametral, que, alimentado com as dimensões do disco, com a constante fotoelástica e com a carga determinada no experimento, deve gerar um padrão de franjas isocromáticas sintéticas similares às do experimento (fig. 5).

Figura 5 – Simulação de experimentos comparada aos modelos testados (continua na próxima página)



Continuação da figura 5



MODELO 5 – DISCO DE RESINA PL-2

Dados básicos de entrada para simulação

OK

Carga 93. N

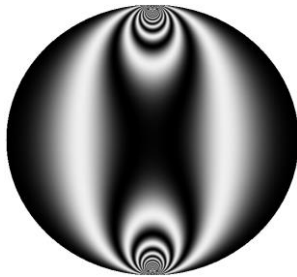
Raio 25. mm

Esp. 5. mm

C. Fot. 4714. N/m



MODELO 6 – DISCO DE RESINA GIV RÍGIDA (90%) E FLEXÍVEL (10%)



Dados básicos de entrada para simulação

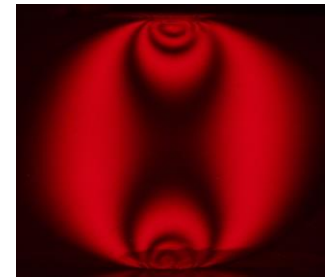
OK

Carga 3. N

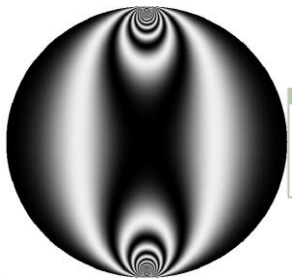
Raio 25. mm

Esp. 5. mm

C. Fot. 195. N/m



MODELO 7 – DISCO DE RESINA GIV RÍGIDA (95%) E FLEXÍVEL (5%)



Dados básicos de entrada para simulação

OK

Carga 3. N

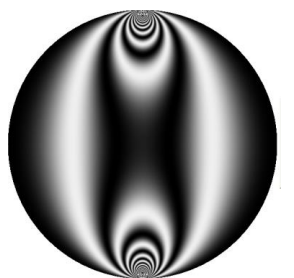
Raio 25. mm

Esp. 5. mm

C. Fot. 152. N/m



MODELO 8 – DISCO DE RESINA ARLDITE



Dados básicos de entrada para simulação

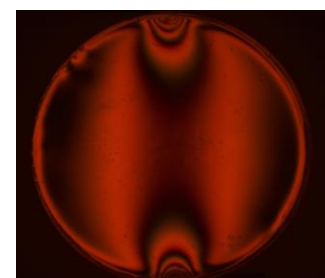
OK

Carga 168. N

Raio 25. mm

Esp. 5. mm

C. Fot. 8518. N/m



MODELO 9 – DISCO DE RESINA GIV FLEXÍVEL



Dados básicos de entrada para simulação

OK

Carga 8. N

Raio 34. mm

Esp. 15. mm

C. Fot. 366. N/m



Uma vez dispondo das dimensões do modelo e do valor das constantes fotoelásticas de cada material, outras condições foram simuladas, a fim de avaliar o comportamento dos materiais, frente a diferentes solicitações. Foram simulados três ensaios fotoelásticos (Quadro 4) para um disco com mesmo raio e espessura, sob ação de uma mesma carga de compressão diametralmente aplicada. Neste ensaio, variou-se apenas a constante fotoelástica (f_{σ}).

Assim, para cada padrão de franjas experimentais obtidas, a partir das imagens fotográficas (fig.6), foi possível estabelecer uma comparação com os simulados.

Quadro 4 – Relação de dados para entrada em Software SINFOT

Resina	Diâmetro (cm)	Espessura (mm)	Constante fotoelástica (N/m)	Carga aplicada (N)	Imagem obtida
Flexível GIV	57,7	9	261,4	20	Figura 6a
Araldite	50,5	5	7.197,8	20	Figura 6b
PL2	50,5	5	3.573,1	20	Figura 6c

Figura 6 – Imagens dos Discos de Resina sob compressão diametral de 20 N

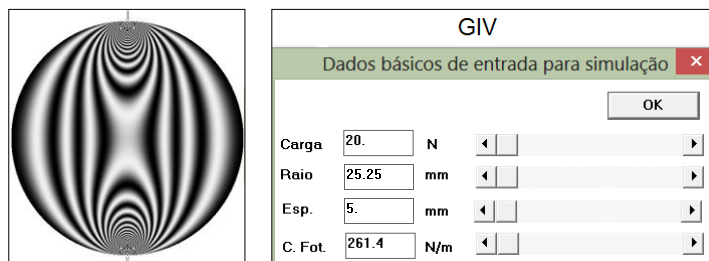


FIGURA 6a – SIMULAÇÃO DO EXPERIMENTO RELATIVO A DISCO DE RESINA FLEXÍVEL GIV

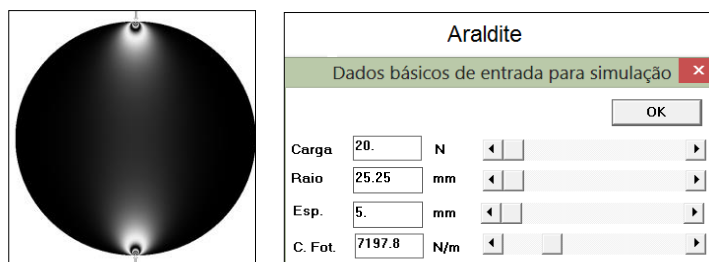


FIGURA 6b – SIMULAÇÃO DO EXPERIMENTO RELATIVO A DISCO DE RESINA ARLADITE

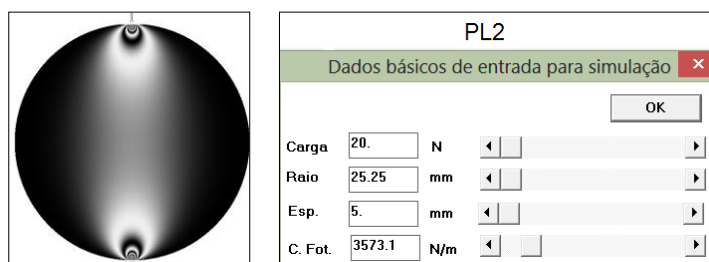


FIGURA 6c – SIMULAÇÃO DO EXPERIMENTO RELATIVO A DISCO DE RESINA PL2

Em seguida, foram simulados uma condição de carregamento de 40 N para a Resina GIV Flexível e de 150 N para a Resina Araldite (figuras 7a e 7b).

Figura 7 – Imagens dos discos de Resina Flexível GIV e Araldite sob compressão diametral

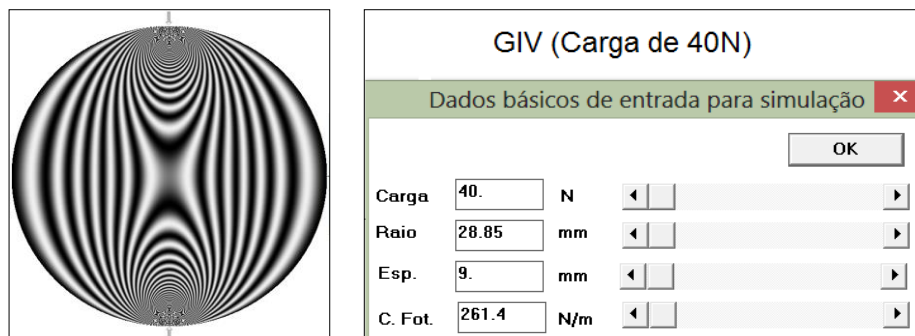


Fig. 7a – SIMULAÇÃO DO EXPERIMENTO RELATIVO A DISCO DE RESINA FLEXÍVEL GIV SOB COMPRESSÃO (40 N)

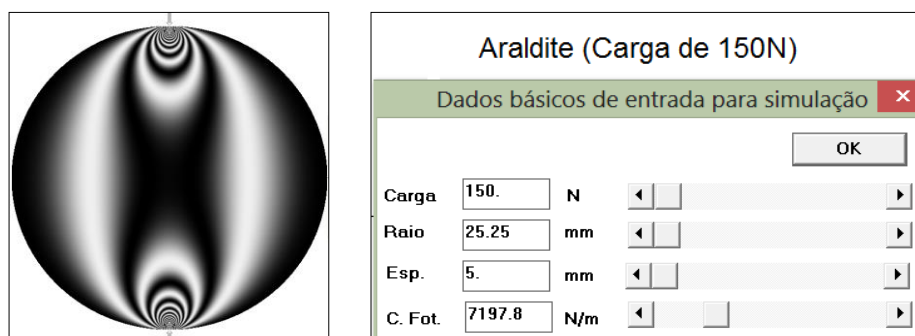


Fig. 7b – SIMULAÇÃO DO EXPERIMENTO RELATIVO A DISCO DE RESINA ARALDITE SOB COMPRESSÃO (150 N)

4. Discussão

A técnica fotoelástica, introduzida na Odontologia desde 1935 por ZAK, veio sendo comprovada por estudiosos tais como GLICKMAN *et al.* (1970) e BRODSKY *et al.* (1975), os quais estabeleceram uma correlação positiva entre achados histológicos e as áreas de concentração de tensões em modelos fotoelásticos. Desde sua introdução na Odontologia, a fotoelasticidade passou a ser aplicada nas mais variadas circunstâncias, de acordo com Campos Júnior *et al.* (1986).

Há 197 anos da descoberta dos princípios que norteiam a técnica fotoelástica (BREWSTER, 1816), ainda existem questões a serem enfatizadas e, por vezes, questionadas. Não relacionados à técnica e seus materiais, e sim à simplificação daquilo que se julga mais relevante ao ensaio fotoelástico: uma resina que vá, o mais próximo possível, ao encontro do objeto de pesquisa. A confiabilidade no método somente pode ser alcançada a partir de princípios que residem, especialmente, na escolha adequada do material fotoelástico, além do respeito à proporção de manipulação e de cuidados no manuseio. Por este motivo, previamente à discussão dos resultados encontrados nos modelos de dentes e implantes sob carregamento oclusal, necessário se fez discutir de maneira embasada a opção pela resina fotoelástica utilizada nesta pesquisa.

Conforme Burger (1993), de maneira ideal, o material dos modelos deveria simular o comportamento, em condições clínicas, daquilo que se almeja reproduzir. Smith Neto (2013) considera que *“os tecidos bucais são impossíveis de serem reproduzidos. Parte-se de estratégias tais como as técnicas da similitude e modelagem para se alcançar protótipos semelhantes dos corpos de interesse e assim viabilize o estudo acerca do comportamento biomecânico daquelas estruturas. Trata-se de uma condição onde, a partir de materiais que em nada se aproximam daquilo que se pretende reproduzir, se busca uma visão daquilo que acontece “in vivo”. É a partir da técnica da similitude que a engenharia consegue aproximar os resultados dos estudos à condição clínica. Mostram-se as tendências, áreas críticas e mais solicitadas do ponto de vista biomecânico”*. Pelo exposto, a escolha criteriosa do material mais apropriado ao ensaio fotoelástico, parece ser um dos grandes fatores a se considerar.

Glickman *et al.* (1970) corroboram com o fato acima ao afirmarem que aplicabilidade do método depende também de uma aproximação entre a situação clínica e a condição ensaiada. Neste sentido, cumpre valer a relevância da simulação

de carregamento oclusal condizente com a situação que se pretende reproduzir. Marques Pereira, Smith Neto e Almeida (2007) afirmam que *“a fotoelasticidade é mais facilmente utilizada (...) com aplicação de carga que melhor simulam as cargas reais”*.

A escolha das quatro marcas das resinas testadas neste estudo foi baseada na extensa indicação, por parte da literatura, principalmente para um ensaio fotoelástico bidimensional. Estas mostraram-se de custo variável. Ambas as Resinas Flexível GIV (Polipox) e Rígida GIV (Polipox) foram as que apresentaram o mais baixo custo. A resina Araldite (Produtos Químicos Ciba S/A do Brasil) apresentou um custo duas vezes superior às duas primeiras, e a resina PL2 (Measurements Group, Raleigh, NC, USA) foi a de custo mais elevado, em torno de quatro vezes em relação àquelas da Polipox.

De acordo com Burger (1993), oportuno se faz lembrar que as resinas epóxicas disponíveis no mercado, de maneira geral, são apropriadas para construção de modelos na engenharia, sob investigação bi ou tridimensional, e também para revestimento birrefringente. Na revisão da literatura, não foram encontrados estudos odontológicos que embasassem a opção pela resina fotoelástica a ser utilizada. Houve, na verdade, uma reprodução metodológica. Entretanto, Brewster (1816), há quase dois séculos, já determinava os princípios que norteiam a técnica fotoelástica. Visto isto, parece claro que a escolha do material deve vir ao encontro da situação clínica protagonizada.

Dentro dos princípios descritos por Brewster, mostra-se como um fator importante analisar a sensibilidade dos materiais de interesse fotoelástico.

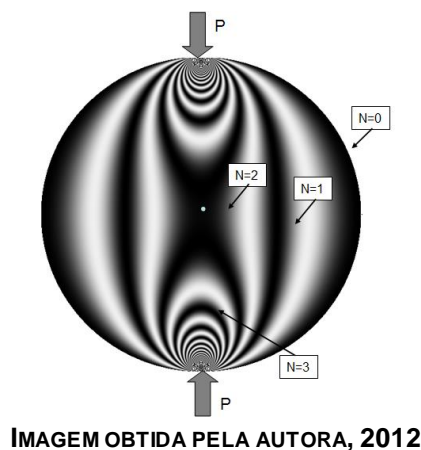
Esta pesquisa avaliou os seguintes parâmetros dos materiais fotoelásticos, conforme preconizam Spooner & Mcconell (1953), Rankilor & McNicholas (1968), Kuske & Robertson (1974), Dally & Rilley (1991) e Burger (1993), além de inúmeros outros pesquisadores: sensibilidade fotoelástica às tensões induzidas, regime elástico, transparência à luz empregada no polariscópio, homogeneidade e tensões residuais.

Em se tratando da análise da sensibilidade dos materiais, foram utilizados discos de diferentes tipos de resina, mas com o mesmo diâmetro e espessura. Cada disco foi submetido a uma carga aplicada diametralmente, e observados ao polariscópio circular de campo escuro (CDTN). O segredo para se obter a constante fotoelástica a partir do citado disco é aumentar a carga de compressão diametral até que uma determinada franja (parte central da mesma) passe pelo ponto central do disco. Nesse ponto, em particular, é possível calcular-se o valor da constante fotoelástica com base no valor numérico pelo qual a franja é identificada com o valor da carga de compressão

registrado por uma célula de carga. Tendo em vista os possíveis efeitos de flambagem, em decorrência do aparelho de aplicação de cargas, foi adotada sempre a primeira franja como valor de referência para cálculo da constante fotoelástica (f_σ). Os valores obtidos para a constante fotoelástica (f_σ) de cada modelo foram apenas referências para analisar a sensibilidade dos materiais pesquisados. Uma determinação mais precisa dessa constante, exigiria a repetição de inúmeros outros experimentos de vários modelos do mesmo material. Os resultados indicaram, em escala crescente de sensibilidade, a seguinte ordem: Modelo 7 (GIV Rígida 95% + GIV Flexível 5%); Modelo 6 (GIV Rígida 90% + GIV Flexível 10%); Modelo 9 (Flexível GIV); Modelo 4 (GIV Rígida 25% + GIV Flexível 75%); Modelo 3 (GIV Rígida 50% + GIV Flexível 50%); Modelo 2 (GIV Rígida 75% + GIV Flexível 25%); Modelo 5 (PL2); Modelo 8 (Araldite); Modelo 9 (Rígida GIV).

Como forma de avaliar se o experimento fotoelástico foi conduzido corretamente, foram geradas imagens em tons de cinza a partir de um software de simulação FOTOFAN, relativo a um disco sob compressão diametral, que, se alimentado com as dimensões do disco, com a constante fotoelástica e com a carga determinada no experimento, deve gerar um padrão de franjas isocromáticas sintéticas similares às do experimento. Assim, para cada padrão de franjas experimentais obtidas, foi feita uma foto, de modo a registrar os resultados do experimento e compará-los com os simulados. Obteve-se sucesso na utilização do processo. A importância do processo de simulação é que, uma vez obtida a constante fotoelástica, é possível simular o comportamento esperado, em termos de franjas isocromáticas, para cargas de compressão maiores. Na Figura 7, ilustra-se o caso em que a magnitude da carga foi suficiente para forçar a franja de ordem $N=2$ a passar pelo centro do disco.

Figura 7 – Disco sob compressão diametral com a franja de ordem $N=2$ passando pelo centro do mesmo.



Se todo o experimento foi executado de forma correta, inclusive sem provocar flambagem no disco sob compressão, o valor da constante fotoelástica deveria ser constante. Caso isto não ocorresse, dever-se-ia buscar as causas dessa variação. No caso do arranjo utilizado para aplicar as cargas nos discos, havia a possibilidade de introdução de um certo desalinhamento da carga para maiores valores de carga aplicada. Além disso, alguns dos materiais eram muito flexíveis estruturalmente e flambaram sob ações de cargas maiores. Assim, para evitar esses efeitos indesejáveis, o caminho foi optar pelo valor de f_{σ} , obtido para a carga correspondente à franja de ordem $N=1$. O processo de simulação fotoelástica mostra-se prático na medida em que permite, sem ter que confeccionar corpos-de-prova, analisar que tipo de resina é mais sensível do ponto de vista de geração de isocromáticas (SOARES, 2012).

Com relação ao carregamento dos modelos, as cargas devem ser aplicadas diretamente sobre os mesmos e não devem ultrapassar e nem mesmo ficar próximo do limite de resistência da resina fotoelástica. Caso contrário, dois fatos poderão ocorrer: o rompimento do modelo, quando se ultrapassa o seu limite de resistência à fratura; ou o comprometimento dos resultados, caso não se trabalhe dentro do regime elástico. Além disso, a padronização criteriosa na construção dos modelos e simulação das cargas devem ser compreendidas e executadas. Dessa forma, ao considerarmos o regime elástico dos modelos e a intensidade de carga requerida na região de molares, a Resina Araldite comportou-se dentro do regime elástico com uma intensidade de carregamento muito próxima ao valor de interesse (168,5 N). De maneira totalmente oposta, a resina Flexível GIV mostrou áreas que fugiram do regime elástico com um carregamento de apenas 20 N. Pelo menos para as dimensões dos corpos de prova testados e com cargas maiores, com esta resina não se deve trabalhar. Outros modelos sofreram flambagem quando se aumentou o carregamento, muito antes mesmo de se chegar em 150 N (Modelo 4 com 12,8 N). Já o modelo de Resina Rígida GIV, apesar de ter trabalhado dentro do regime elástico, teve sua primeira ordem de franja formada somente aos 280,3 N de carga, fugindo aos objetivos da pesquisa.

Quanto ao aspecto visual, excluindo a resina PL2, todas as outras se mostraram translúcidas e incolores. A resina PL2 apresentou uma coloração amarelada e, segundo Pipes & Rose (1974), a tonalidade amarelada em resinas epóxicas é um inconveniente para seu uso como material fotoelástico. De acordo com Ravi (1998), a análise fotoelástica que utiliza a fotoelasticidade de transmissão requer que o material fotoelástico seja transparente e possua boas propriedades óticas.

No quesito homogeneidade, as propriedades físicas da resina PL2 apresentaram-se heterogêneas pela presença de bolhas no seu interior, o que pode comprometer a análise e extrapolação dos resultados. Na tentativa de solucionar o problema, uma manipulação lenta foi utilizada, de forma a minimizar a incorporação de bolhas ao material. Além disso, é conhecido que a utilização da pressão diminui ou até mesmo previne a incorporação destas bolhas, sem que as propriedades da resina sejam alteradas. Neste ensaio, ao finalizar o tempo de mistura da resina PL2, percebeu-se uma grande formação de bolhas, o que não foi possível reverter, mesmo utilizando uma pressão constante de 30 psi durante 6 horas, no interior de uma Eliminadora de Bolhas para Aparelhos de Ortodontia (VH). Este procedimento foi fundamental para se alcançar uma superfície lisa, mas não totalmente isenta de bolhas. Quanto às outras resinas, este procedimento mostrou-se eficaz em apenas 20 minutos.

Uma influência do material fotoelástico sobre as tensões ocorridas no modelo tensionado não pode ser observada. Para tal, este material, na ausência de carga, deve estar livre de tensões residuais, pois estas tensões intrínsecas, na ausência de um carregamento externo, em se tratando dos materiais fotoelásticos, interferem nos resultados. Tensões residuais também tornam o material frágil e/ou favorecem as fraturas espontâneas. Levando em consideração a presença de tensões residuais, excluindo os modelos 3 (GIV Rígida 50% + GIV Flexível 50%); 4 (GIV Rígida 25% + GIV Flexível 75%); 6 (GIV Rígida 90% + GIV Flexível 10%) e 8 (Araldite), todos os outros modelos apresentaram tensões residuais, o que não é ideal, de acordo com Burger (1993).

Por fim, a falta de controle do que se produz mediante uma mistura manual entre diferentes resinas pode gerar um modelo final não homogêneo. Por este motivo, este procedimento foi contraindicado neste trabalho, ficando constatado, por todas as razões demonstradas, que a Resina Araldite foi o material que se mostrou mais adequado à construção de modelos com dentes e/ou implantes sob carga mastigatória, para um ensaio fotoelástico bidimensional.

5. Conclusão

De acordo com os resultados obtidos e as evidências apresentadas neste trabalho, dentre as quatro marcas de resina avaliadas, a Resina Araldite é o material mais adequado à construção de modelos com dentes e/ou implantes sob carga mastigatória, para ensaio fotoelástico bidimensional. Apesar disso, é necessário considerar o tipo de ensaio a ser realizado no momento da opção pelo material de modelos fotoelásticos para estudos em Odontologia, para que se faça uma escolha embasada em evidências.

REFERÊNCIAS

BURGER, C.P.. Photoelasticity. *In* KOBAYASHI, Albert S. **Handbook on experimental mechanics**. VCH Publishers, Seattle. Chapter 5, p.165-266, 1993.

CAMPOS JÚNIOR, A. *et al.* **A fotoelasticidade na pesquisa odontológica**. Estomatol. Cult., São Paulo, v.16, pt.1, n.1, p.20-25, 1986.

CARLI, Rafael Imai *et al.*. Análise fotoelástica da distribuição das tensões no implante "Platform Switching". **Revista Odontológica de Araçatuba**, Araçatuba, v.30, Supl.1, p.819-822, maio 2009.

DA SILVA, Edmar Ferreira *et al.*. Influence of the connector and implant Design on the implant-tooth-connected prostheses. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, New Jersey, v.12, n.3, p.254-262, Sep. 2010.

DALLY, James W.; RILEY, William F. **Experimental stress analysis**. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1991. 520p.

DASARI, N; RAMESH, K.. Analysis of a complex shape chain plate using transmission photoelasticity. **Applied Mechanics and Materials**, Germany, v.110-116, p.2623-2627, 2012.

DOLAN, Thomas J.; MURRAY, William M.. Photoelasticity. *In*: HETENYI, M. (ed.). **Handbook of experimental stress analysis**. 6th ed. New York: John Wiley & Sons, p.828-976, 1966.

GLICKMAN, I. *et al.*. Photoelastic Analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.41, n.1, p.30-35, 1970.

How to Select Photoelastic Coatings. Vishay Precision Group - Micro-Measurements - Introduction to Photoelasticity - PhotoStress® Knowledge Base. Disponível em: <<http://www.vishaypg.com/doc?11213>> Acessado em 25/03/2013.

Introduction to Stress Analysis by the PhotoStress® Method. Vishay Precision Group - Micro-Measurements - Introduction to Photoelasticity - PhotoStress® Knowledge Base. Disponível em: <<http://www.vishaypg.com/doc?11213>> Acessado em 25/03/2013.

KILIARIDIS *et al.*. The relationship between maximal bite force, bite force endurance and facial morphology during growth. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.51, p.323-331, 1988.

KUSKE, Albrecht; ROBERTSON, George. **Photoelastic stress analysis**. John Wiley & Sons, London, 1974. 519 p.

MARQUES PEREIRA, G.P.; SMITH NETO, Perrin; ALMEIDA, Daniel Lélis de. **Avaliação de franjas fotoelásticas simuladas no Matlab e software de elementos finitos**. 8º Congresso Íbero Americano de Engenharia Mecânica, Cusco, out. 2007.

NAVES, Marina de Melo. **Influência do contato interproximal em próteses fixas implanto-suportadas na mandíbula edentada posterior – análise fotoelástica**. 2009, 107f. Dissertação (Mestrado em Odontologia, área de concentração em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2009.

PIGOZZO, Mônica Nogueira; LAGANÁ, Dalva Cruz; NORITOME, Pedro Yoshito. **Avaliação das tensões às estruturas de suporte, por meio do método fotoelástico, decorrentes das forças aplicadas sobre overdentures retidas em implantes com sistema de encaixe barra-clipe**. Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo. v.22, n.2, p.111-121, Mai-Ago. 2010.

PIPES, R.B; ROSE, J.I.. **Strain-optic law for a certain class of birefringent composites**. Experimental Mechanics, v.14, p.355-360, 1974.

QUINAN, M.A.D.. **Uma metodologia para determinação do fator de intensidade de tensões causado por tensões térmicas utilizando a fotoelasticidade**. 2005, 163f. Tese (Doutorado em Ciências, na área de Tecnologia Nuclear - Reatores). IPEN - Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

RANKILOR, P.R.; MCNICHOLAS, J.B.. The preparation and use of a stress-sensitive material in multi-layer photoelastic models. Department of Civil Engineering, University of Salford, Manchester. **Int. J. Rock Mech. Min. Sci.**, Atlanta, v.5, p.465-472, 1968.

RAVI, S.. Development of transparent composite for photoelastic studies. Advanced Composite Materials. **Catalogo articoli**, Bologna, v.7, p.73-81, 1998.

SMITH NETO, Perrin. Professor titular da PUC Minas, onde participa de pesquisas em Análise Experimental de Tensões. Por correio eletrônico psneto@yahoo.com, 2012.

SOARES, Wellington Antonio. CDTN - Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Belo Horizonte. Por correio eletrônico soaresw@cdtn.br, 2012.

SOARES, W.A. **Determinação de parâmetros da mecânica de fratura a partir de imagens fotoelásticas, usando processamento digital**. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, São Paulo, 1997.

SPOONER, Hebbbar; MCCONNELL, L.D.. An ethoxylene resin for photoelastic work. **British Journal of Applied Physics**, London, v.4, Jun. 1953.

SRINIVASAN, Murali; PADMANABHAN, T.V.. Implant prosthodontics: an *in vitro* photoelastic stress analysis. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, Koramangala, Bangalore, v.5, n.4, p.193-199, 2005.

ZAK, B.. Photoelastische analysis in der orthodontischen mechanik. **Osterr Z Stomatol**, Vienna, v.33, p.22-37, 1935.