HELENA CRISTINA FRANCISCO PEREIRA DA SILVA

**Análise fotoelástica das tensões produzidas por arcos ortodônticos
expandidos associados aos bráquetes autoligáveis e convencionais**

São Paulo

2018

HELENA CRISTINA FRANCISCO PEREIRA DA SILVA

**Análise fotoelástica das tensões produzidas por arcos ortodônticos
expandidos associados aos bráquetes autoligáveis e convencionais**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia para obter o título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. José Rino Neto

São Paulo

2018

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Silva, Helena Cristina Francisco Pereira da .

Análise fotoelástica das tensões produzidas por arcos ortodônticos expandidos aos bráquetes autoligáveis e convencionais / Helena Cristina Francisco Pereira da Silva; orientador José Rino Neto. -- São Paulo, 2018.

150 p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Ortodontia -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Arcos ortodônticos. 2. Bráquetes. 3. Fotoelasticidade. 4. Ortodontia. I. Rino Neto, José. II. Título.

Silva HCFP. Análise fotoelástica das tensões produzidas por arcos ortodônticos expandidos associados aos bráquetes autoligáveis e convencionais. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: 02/ 05/ 2018

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Dalva Cruz Laganá

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Jorge Abrão

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Belini Freire-Maia

Instituição: APCD- Rio Claro Julgamento: Aprovada

Ao meu marido João

Desde que me graduei, só você sabe da minha luta diária e de todo o esforço despendido para concretizar este grande sonho profissional.

O privilégio de te ter ao meu lado, com seu incansável incentivo e infinito crédito na minha capacidade profissional, e sobretudo, com sua imensa capacidade compreensão e doação e seu generoso apoio, permitiu a felicidade de tornar o meu sonho em realidade...

Impossível expressar em palavras meus sentimentos de agradecimento e do amor profundo que sinto por você!

Aos meus filhos João e Pedro

Para que eu pudesse realizar meus desejos profissionais, minhas ausências e atitudes impacientes foram muitas... meu profundo perdão por isto!

No meu desejo mais digno de buscar excelência profissional, sou abençoada, a cada dia que passa, pelas excelentes pessoas que vocês se tornam e que me honram pelo orgulho de tê-los como filhos! Agradeço infinitamente por isto!

Definitivamente sem vocês eu nada seria!!!!

Ao meu pai José Francisco (in memoriam) e a minha mãe Maria Giselda:

Meu profundo respeito, admiração e agradecimento pelos incansáveis esforços que fizeram de suas vidas, pela educação e prosperidade de seus seis filhos!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Rino Neto, meus mais sinceros e respeitosos agradecimentos pela oportunidade. Com você pude aprender o esmero aos detalhes na busca da excelência profissional.

À Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá minha imensa gratidão. Seu apoio, sua generosa acolhida e ímpar capacidade de transmitir suas experiências e ensinamentos, me deram confiança para desbravar os belos caminhos da pesquisa. Foi um imenso prazer e honra nossa convivência.

À querida parceira Benedita Aguiar (Bene), técnica em prótese dental, pela amizade e atenciosos cuidados que facilitaram meus esforços e resultaram na melhora do meu desempenho.

À Maria Cristina Falcão Curci Puraca, técnica do laboratório de Pesquisa do Departamento de Prótese da FOU SP, pela disponibilidade, atenção e sobretudo pela paciência nos momentos críticos para a execução desta pesquisa.

AGRADECIMENTOS

Aos professores de Ortodontia da FOUSP:

Prof. Dr. João Batista de Paiva pela generosidade em compartilhar, humildemente, seus conhecimentos.

Prof. Dr. Jorge Abrão por dispensar, em todos os momentos que nos encontrávamos, sua atenção e interesse nesta pesquisa. Agradeço por compartilhar suas experiências neste campo e pelas orientações no meu exame de qualificação, as quais enriqueceram sobremaneira este trabalho.

Prof. Dr. André Tortamano, Profa. Dra. Gladys Cristina Domingues-Morea, Profa. Dra. Lylia Kazumi Kanashiro, Prof. Dra. Solange Mongelli de Fantini, agradeço a oportunidade da convivência.

Ao Prof. Honório Cavaleiro Junior pelos ensinamentos ortodônticos; ao amigo Honório minha gratidão pela verdadeira amizade e bons conselhos de vida.

Aos Funcionários do Departamento de Ortodontia:

Viviane Traczuk Passiano, Edina Lúcia Brito de Souza e Antonio Edilson Lopes Rodrigues pela disposição em atender-me nas minhas inúmeras solicitações.

Aos Funcionários do Departamento de Prótese:

Coraci Aparecida de Moraes pelo abraço fraternal e sincero que acalmou meu desespero.

Aos colegas do curso de pós-graduação:

Almir, Annelise, Carolina Dan, Carolina, Daniela Linhares, Daniela Ferreira, Felipe, Juliana, Liana, Lilian, Lucas, Michele, Patrick, Rafael, Renata, Ricardo, Tadeu, Taina e Simone agradeço a amizade, prazer da convivência, das conversas e dos bons momentos!

Ao Rafael e a Simone minha eterna gratidão pela ajuda, apoio e ombro amigo!

Aos funcionários da biblioteca da FOUSP:

Ao Marcos Alípio pela disponibilidade em sempre me atender e ajudar.

A Glauci Elaine Damásio Fidelis pela atenciosa revisão da formatação deste manuscrito.

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”.

(Martin Luther King)

RESUMO

Silva HCFP. Análise fotoelástica das tensões produzidas por arcos ortodônticos expandidos associados aos bráquetes autoligáveis e convencionais [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Corrigida.

O objetivo desta pesquisa foi avaliar as áreas de tensões produzidas por arcos ortodônticos expandidos associados a diferentes tipos de bráquetes durante a fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico. A partir de modelos de gesso adquiridos durante a fase de nivelamento ortodôntico do arco dentário inferior de um mesmo paciente, obteve-se 3 modelos fotoelásticos que receberam 3 diferentes tipos de bráquetes: convencional (*Ovation®*, *GAC International, New York, EUA*), autoligável ativo (*In-Ovation®*, *GAC International, New York, EUA*) e autoligável passivo (*Damom 3MX®*, *Ormco, Califórnia, EUA*), associados a arcos de liga de níquel-titânio 0.014" e 0.014" x 0.025" e de liga de aço 0.019" x 0.025". Os modelos fotoelásticos com os respectivos arcos e bráquetes ortodônticos foram observados em polariscópio circular, e as imagens fotográficas das regiões dos incisivos, pré-molares e molares foram analisadas qualitativa e quantitativamente. A análise qualitativa foi realizada pela identificação da ordem e coloração das franjas nos locais onde ocorreram, e a quantitativa foi realizada utilizando o software Matlab® para a identificação dos padrões de cores RGB nas áreas dos terços médio-apicais dos dentes de cada região. Os dados obtidos das diferentes associações arcos/bráquetes ortodônticos foram comparados estatisticamente pelo teste de Wilcoxon. Pode-se concluir que, na região dos incisivos, as maiores tensões ocorreram quando os arcos ortodônticos foram associados aos bráquetes autoligados passivos. Na região dos pré-molares, as maiores tensões ocorreram quando o arco 0.014" foi associado ao bráquete convencional, em movimentos de segunda ordem (extrusão) e de angulação, e quando os arcos retangulares foram associados aos bráquetes autoligados passivos. Na região dos molares, as maiores tensões ocorreram quando os arcos retangulares foram associados aos tubos ortodônticos com maior prescrição de inclinação (*Ovation®* e *In-Ovation®*).

Palavras-chave: Arcos Ortodônticos. Bráquetes Autoligáveis. Fotoelasticidade. Ortodontia.

ABSTRACT

Silva HCFP. Photoelastic analysis of tensions produced by expanded orthodontic arches associated with self-ligating and conventional brackets [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018. Versão Corrigida.

The aim of this research was to evaluate the areas of tension produced by expanded orthodontic arches associated with different types of brackets during the orthodontic leveling phase. From plaster models of a single patient lower dental arch obtained during the orthodontic alignment and leveling phase, three photoelastic models were developed that received three different types of brackets: convencional (Ovation®, GAC International, New York, EUA); active self ligation brackets (In-Ovation®, GAC International, New York, EUA) e passive self ligation brackets (Damom 3MX®, Ormco, Califórnia, EUA), associated with 0.014" and 0.014" × 0.025" titanium–nickel alloy arches and 0.019" × 0.025" alloy steel arches. These models were analyzed in a circular polariscope; photographic images of the incisor, premolar, and molar regions were qualitatively and quantitatively analyzed. The first analysis was obtained by identifying the photoelastic fringe order at sites where they occurred, and the second one was obtained using Matlab® software to identify RGB color patterns in middle apical tooth areas of each region. Data from the different orthodontic arches and brackets were compared using the Wilcoxon test. Our results showed that in the incisors region the greatest tensions occurred when the orthodontic arches were associated to the self-ligating passive brackets; in the premolars region, by the association of the 0.014" arch and conventional bracket in second order (extrusion) and angulation movements and when the rectangular arches were associated with the passive self-ligating brackets. The greatest tensions in the molar regions occurred by association of rectangular arches and inclination high prescriptions orthodontics tubes (Ovation® and In-Ovation®).

Keywords: Orthodontic arches. Self-ligating Brackets. Photoelasticity. Orthodontics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Ilustração de feixe de luz que se propaga em direção horizontal e ondas elétricas e magnéticas vibrando aleatoriamente e em infinitos planos de orientação ao redor da direção da propagação do feixe luminoso	49
Figura 2.2 - Ondas elétricas e magnéticas que compõem o feixe de luz. A – Vista lateral e B – Vista frontal	49
Figura 2.3 - Polarização da luz	50
Figura 2.4 - Eixos ópticos das lentes polarizadoras ortogonalmente dispostos entre si	51
Figura 2.5 - Polarização plana (a) e circular (b) da luz.....	51
Figura 2.6 - Polariscópio plano	52
Figura 2.7 - Polariscópio circular	53
Figura 4.1 - Modelos de gessos obtidos durante a fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico e seus respectivos modelos mestres em resina acrílica	68
Figura 4.2 - Organograma descritivo da sequência para aquisição dos modelos fotoelásticos.....	69
Figura 4.3 - A: Molde obtido a partir do modelo esculpido em cera e molde com os dentes artificiais posicionados; B: Vazamento da cera; C: Obtenção de um modelo com dentes artificiais e cera para ser prensado para a obtenção do modelo mestre em resina acrílica	70
Figura 4.4 - A: Inclusão em mufla e demuflagem do modelo de cera; B: Prensagem manual da resina acrílica e modelos mestres obtidos	71
Figura 4.5 - Acabamento e polimento do 1º modelo mestre	71
Figura 4.6 - A: Modelo mestre colocado em um recipiente para o vazamento do silicone B: vazamento do silicone; C: Molde obtido a partir de modelo mestre; D: Moldes obtidos a partir dos modelos mestres	72
Figura 4.7 - A: Componentes da resina fotoelástica: base e catalisador; B: Mensuração da proporção adequada conforme recomendação do fabricante; C: Manipulação da resina fotoelástica; D: Câmara a vácuo para eliminação de bolhas	73

Figura 4.8 -	A: Conjuntos molde/dentes posicionados na câmara a vácuo; B: Vazamento simultâneo dos 3 moldes para a obtenção dos 3 modelos fotoelásticos; C: Eliminação de bolhas dos moldes na câmara de vácuo; D: Descanso dos modelos por 48 horas para a polimerização completa da resina fotoelástica	73
Figura 4.9 -	Diferentes vistas dos modelos fotoelásticos obtidos	74
Figura 4.10 -	Modelo fotoelástico inicial com os 3 diferentes bráquetes colados e com o arco ortodôntico de níquel-titânio 0.014"	75
Figura 4.11 -	Componentes do polariscópio: fonte luminosa; difusor de luz; lente polarizadora; placa de $\frac{1}{4}$ de onda; plataforma circular (metálica e de gesso); placa de $\frac{1}{4}$ de onda e lente analisadora	76
Figura 4.12 -	Detalhe das plataformas, metálica e de gesso. Em A, marcações em fita adesiva nas laterais das plataformas para servir de referência para as regiões dentárias; em B, detalhe em baixo relevo na plataforma de gesso para o posicionamento padronizado do modelo fotoelástico	77
Figura 4.13 -	Máquina fotográfica digital, fixada a um tripé, posicionada à frente da lente analisadora do polariscópio	78
Figura 4.14 -	A: Imagem obtida da região do incisivo do modelo fotoelástico Damon; B: Recorte da região de interesse (incisivo); C: Esquema de grade aplicada sobre imagem; D: Recorte do terço médio-apical do dente 42..	81
Figura 5.1 -	Valor da estatística de Kappa ponderado	83
Figura 5.2 -	Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos incisivos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 42, 41, 31 e 32	85
Figura 5.3 -	Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos pré-molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 34 e 35.....	88
Figura 5.4 -	Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 36 e 37.....	91

Figura 5.5 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos pré-molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 44 e 45	94
Figura 5.6 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 46 e 47.....	97
Figura 5.7 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos incisivos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 42, 41, 31 e 32	100
Figura 5.8 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 34 e 35	104
Figura 5.9 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 36 e 37	107
Figura 5.10 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 44 e 45	110
Figura 5.11 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos molares direitos e a imagem da região médio-apical dos respectivos dentes 46 e 47	113
Figura 5.12 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos incisivos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 42, 41, 31 e 32	116
Figura 5.13 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> , associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 34 e 35 ...	120

- Figura 5.14 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes *Ovation*, *In-Ovation* e *Damon*, associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 36 e 37 123
- Figura 5.15 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes *Ovation*, *In-Ovation* e *Damon*, associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 44 e 45 126
- Figura 5.16 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes *Ovation*, *In-Ovation* e *Damon*, associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos molares direito e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 46 e 47 129

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1 -Características das Franjas Isocromáticas	55
Quadro 4.1 -Sequência de cores produzidas em polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro	79
Quadro 5.1 - Intensidade de tensões observadas em cada região para os diferentes arcos e bráquetes avaliados.....	132

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 31, 32, 41 e 42 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"	87
Gráfico 5.2 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"	90
Gráfico 5.3 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 36 e 37 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"	93
Gráfico 5.4 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 44 e 45 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"	96
Gráfico 5.5 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 46 e 47 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"	99
Gráfico 5.6 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 41, 42, 31 e 32 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"x 0.025"	103
Gráfico 5.7 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"	106
Gráfico 5.8 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 36 e 37 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"	109
Gráfico 5.9 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 44 e 45 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"	112

Gráfico 5.10 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 46 e 47 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"	115
Gráfico 5.11 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 32, 31, 41 e 42 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"	119
Gráfico 5.12 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"	122
Gráfico 5.13 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 36 e 37 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025" ..	125
Gráfico 5.14 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 44 e 45 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"	128
Gráfico 5.15 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab®, referente às imagens da região médio-apical dos dentes 46 e 47 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"	131

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Evolução de bráquetes autoligáveis	35
Tabela 4.1 - Materiais e equipamentos necessários	67
Tabela 5.1 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos incisivos com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014"	87
Tabela 5.2 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 34 e 35 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014"	90
Tabela 5.3 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 36 e 37 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014"	93
Tabela 5.4 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 44 e 45 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014"	96
Tabela 5.5 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 46 e 47 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014"	99
Tabela 5.6 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes incisivos com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025" ..	103
Tabela 5.7 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 34 e 35 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025"	106
Tabela 5.8 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 36 e 37 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025"	109

Tabela 5.9 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 44 e 45 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025"	112
Tabela 5.10 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 46 e 47 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025"	115
Tabela 5.11 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes incisivos com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"	119
Tabela 5.12 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 34 e 35 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"	122
Tabela 5.13 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 36 e 37 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"	125
Tabela 5.14 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 44 e 45 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"	128
Tabela 5.15 - Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B dos dentes 46 e 47 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"	131

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BI	Atrito por deflexão do arco ao comprimir canaletas
Cu-NiTi	Cobre, Níquel e Titânio
D	Damon
DKL	Double Key Loop (arco de retração)
FC	Fricção clássica
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
G	Grama
IN	In-Ovation
Mpa	Mega pascal
NiTi	Níquel-Titânio
Nmm	Newton por milímetro
NO	Atrito por deflexão excessiva
O	Ovation
RGB	Padrão de cores luminosas R (Red-vermelha), G (Green- verde) e B (Blue-azul)
RD	Resistência de deslizamento
TMA	Titânio Molibdênio alloy
VAS	Escala visual analógica (Visual Analogue Scale)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	31
2 REVISÃO DA LITERATURA	33
2.1 Bráquetes autoligáveis	33
2.1.1 Classificação dos bráquetes autoligáveis	33
2.1.2 História e evolução dos bráquetes autoligáveis	33
2.1.3 Mensuração de forças ortodônticas	39
2.1.4 Vantagens atribuídas aos bráquetes autoligáveis	40
2.1.4.1 Resistência ao deslizamento	40
2.1.4.2 Expressão do torque	43
2.1.4.3 Sintomatologia atribuída ao tratamento ortodôntico	44
2.1.4.4 Reabsorção radicular	45
2.1.4.5 Desempenho clínico dos bráquetes autoligados	47
2.2 Método fotoelástico	48
2.2.1 Conceitos fundamentais da fotoelasticidade	48
2.2.2 Polarização da luz	48
2.2.3 Polariscópio	52
2.2.4 Birrefringência mecânica	53
2.2.5 Aplicabilidade da fotoelasticidade na Odontologia	56
2.2.6 A fotoelasticidade na Ortodontia	58
3 PROPOSIÇÃO	65
4 MATERIAL E MÉTODOS	67
4.1 Materiais	67
4.2 Método	68
4.2.1 Confecção do modelo mestre	70
4.2.2 Obtenção dos modelos fotoelásticos	72
4.2.3 Análise dos modelos fotoelásticos em polariscópio circular	75
4.2.4 Análise das imagens fotoelásticas	78

5 RESULTADOS	83
5.1 Avaliação Inter observador	83
5.2 Análise qualitativa e quantitativa de cada região analisada	83
5.2.1 Sequência de imagens, descrição qualitativa dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> associados a arco de liga de níquel- titânio 0.014" e descrição valores das ordens de franjas para a região médio- apical de cada elemento dental.....	85
5.2.2 Sequência de imagens e descrição qualitativa dos modelos fotoelásticos com os bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> e <i>Damon</i> associados a arco de liga de níquel- titânio 0.014" x 0.025" e descrição dos valores das ordens de franjas para a região médio-apical de cada elemento dental.....	100
5.2.3 Sequência de imagens, descrição qualitativa dos modelos fotoelásticos com bráquetes <i>Ovation</i> , <i>In-Ovation</i> , <i>Damon</i> , associados a arco de liga de aço 0.019" x 0.025" e descrição dos valores das ordens de franjas para a região médio- apical de cada elemento dental.....	116
5.3 Sumário dos resultados obtidos	132
6 DISCUSSÃO	133
7 CONCLUSÃO	141
REFERÊNCIAS	143

1 INTRODUÇÃO

No momento atual, na prática clínica diária, o Ortodontista enfrenta grandes desafios para exercer sua especialidade com excelência. Parte disso se deve ao aumento de exigências dos pacientes, que despendem pouco tempo para serem atendidos e têm fácil e vasto acesso a informação, ao mesmo tempo em que a evolução científica e tecnológica da Ortodontia exige do profissional a revisão de conceitos pré-estabelecidos, particularmente em relação ao desenvolvimento de arcos e bráquetes ortodônticos, em especial aos fios superelásticos com memória de forma e aos bráquetes autoligáveis.

Os bráquetes autoligáveis foram objetivos de muitas pesquisas que demonstraram algumas vantagens destes comparados aos bráquetes convencionais, tais como: forças de atrito de baixa magnitude e ligação completa e segura do arco ao bráquete, o que resultaria em mais rapidez no alinhamento e no fechamento de espaços (Voudouris, 1997; Damon, 1998; Harradine, 2003; Damon, 2005; Harradine, 2008); maior expansão do arco dentário, com menor proclinação dos incisivos e, portanto, menos necessidade de extração para a correção de apinhamentos (Damon, 1998; Damon, 2005; Harradine, 2008). Entretanto, Chen et al. (2010), em uma revisão sistemática, concluíram falta de evidências que comprovem vantagens destes bráquetes sobre os convencionais, exceto em relação ao menor tempo de atendimento clínico e menor proclinação dos incisivos.

A explicação para essas desejadas vantagens é atribuída à associação dos bráquetes autoligáveis a arcos ortodônticos superelásticos com memórias de forma, que seriam capazes de produzir forças ortodônticas de baixa intensidade, consideradas ótimas e ideais para o movimento dentário planejado, dentro de um limiar fisiológico. Nessa condição, as respostas celulares no ligamento periodontal seriam máximas e promoveriam renovação, adequado remodelamento do osso alveolar (reabsorção e aposição óssea) e reposição do cemento radicular (Thilander, 2012; Proffit, 2013).

Diante desse contexto, a determinação dos níveis de forças, produzidos por diferentes bráquetes e fios ortodônticos, passou a ser o alvo principal, embora

muitas vezes indireto, de muitas pesquisas ortodônticas que a investigaram por: comparação dos níveis de atrito (Voudoris, 1997; Thorstenson; Kusy, 2002; Kahlon et al., 2010; Stefanos et al., 2010; Reznikov et al., 2010), verificação da sensação dolorosa relacionada ao tratamento (Miles et al., 2006; Scoot et al., 2008 b; Pringle et al., 2009; Tecco et al., 2009) e grau de reabsorção radicular (Blake et al., 1995; Pandis et al., 2008; Scott et al., 2008a; Leite et al., 2012).

Ao considerar que a terapêutica ortodôntica se baseia na aplicação de forças para que o movimento dentário seja possível e estas, por sua vez, geram tensões sobre as estruturas periodontais, torna-se relevante investigar se há diferenças entre as tensões produzidas pela associação de vários arcos ortodônticos com memória de forma e bráquetes com diferentes sistemas de ligação.

Diante da impossibilidade de mensurar *in vivo* as forças geradas por essa associação, pesquisas *in vitro* foram realizadas. Badawi et al. (2009) e Pandis et al. (2009) mensuraram-nas por meio de transdutores mecânicos multiaxiais, em modelos que continham dentes artificiais mal posicionados. Sobral et al. (2014), por meio do método da fotoelasticidade, analisaram as distribuições de tensão em protótipo fotoelástico que continha dentes alinhados.

O método da fotoelasticidade permite análise direta da quantidade e da distribuição das tensões por meio da visualização de franjas coloridas, representativas das prováveis áreas de deposição e reabsorção óssea em protótipos de estruturas anatômicas de interesse (Dobranski et al., 2009).

A aplicabilidade da fotoelasticidade, como método para comparar e determinar, qualitativa e quantitativamente, os níveis de tensões entre diferentes associações arcos/bráquetes e, a ausência de estudos que simulem situações clínicas reais com o objetivo de determinar a combinação de arcos/bráquetes que exprime a menor e a maior tensão durante o alinhamento e nivelamento dental, motivaram-nos a realizar este estudo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Bráquetes autoligáveis

2.1.1 Classificação dos bráquetes autoligáveis

Rinchuse e Miles (2007) descreveram que os bráquetes autoligáveis são divididos e classificados de acordo com o tipo de sistema de fechamento de sua canaleta em autoligados de parede ativa (*spring clip*) e parede passiva (*passive slide*).

Neste estudo, os bráquetes autoligáveis de parede passiva serão denominados de *passivos*, e os de parede ativa serão denominados *ativos*.

2.1.2 História e evolução dos bráquetes autoligáveis

Em 1935, Stolzenberg descreveu o primeiro bráquete autoligável, denominado *Russel Lock*, que consistia de um sistema de porca e parafuso (que criava uma quarta parede da canaleta do bráquete), cuja ativação ocorria ao ser apertado. Seu objetivo primordial era despende menos tempo clínico, ao substituir as ligaduras para conter o arco ortodôntico na canaleta dos bráquetes. Em virtude da dificuldade de sua manufatura e com o advento e popularização das ligaduras elastoméricas, décadas mais tarde, esses bráquetes ficaram esquecidos. Em 1972, a idéia da eliminação das ligaduras foi novamente reintroduzida por Wildmam, com a apresentação do aparelho *Edgelok*, cujo mecanismo de ligação arco ortodôntico/canaleta envolvia uma parede de deslize vertical, posicionada por porção superior vestibular do bráquete (Harradine, 2008; Castro, 2009; Sathler et al., 2011, Barbosa, 2013).

Em 1975, Hanson desenvolveu o bráquete *Speed*, dotado de mola de aço inox (atualmente substituída por níquel-titânio) para pressionar o arco e possibilitar sua ação constante em fios mais calibrosos. A fabricação desse modelo permaneceu bem sucedida desde 1980, o que atesta a solidez de seu design original, somado à intensa propaganda do fabricante que destaca menos atrito durante a movimentação ortodôntica (Harradine, 2008; Castro, 2009).

Desde então, e em especial atualmente, o desenvolvimento dos bráquetes autoligáveis ocorre em ritmo continuamente acelerado pelas empresas fabricantes que visam aprimorar seu desempenho, na medida em que corrigem suas deficiências (Harradine, 2008) e, sobretudo, ao seduzirem os ortodontistas com promessas de tratamento mais rápido, com menos efeitos colaterais, economicamente mais vantajosos se comparados aos bráquetes convencionais (Martins, 2014).

A tabela 2.1 descreve a evolução e as características desses bráquetes.

Tabela 2.1 - Evolução de bráquetes autoligáveis

Modelo e marca comercial	Fabricação	Característica
Russel Lock	1935	
Edgeloock (Ormco)	1972	Passivo, metálico
SPEED system (Strite Industries)	1972	Ativo, metálico
Mobil Lock (Forestadent)	1979	Passivo, metálico
Activa (A Company)	1986	Passivo, metálico
Time (Adenta)	1994	Ativo, metálico
Damon SL (A Company)	1996	Passivo, metálico
TwinLock (Ormco)	1998	Ativo, metálico
Damon 2 (Ormco)	2000	Passivo, metálico
In-ovation (GAC)	2000	Ativo, metálico
Oyster (Gestenco)	2001	Passivo, estético
In-ovation R (GAC)	2002	Ativo, metálico
Smart-clip (3M Unitek)	2004	Passivo, metálico
Damon 3	2004	Passivo, semi-
Damon 3 MX	2005	Passivo, metálico
In-ovation C (GAC)	2006	Ativo, estético
Opal metal (ultradent)	2006	Passivo, metálico
Quick (Forestadent)	2006	Ativo, metálico
Carrière LX (OrthoOrganizers)	2006	Passivo, metálico
Praxis Glide (Lancer)	2006	Passivo, metálico
Clarity SL (3M)	2007	Passivo, semi-
Cabriolet (Gestenco)	2008	Passivo, semi-
Time 2 (American Orthodontics)	2008	Ativo, metálico
Quick 2 (Forestadent)	2008	Ativo, metálico
Discovery SI (Dentaurum)	2008	Passivo, metálico
Vison LP (American Orthodontics)	2008	Passivo, metálico
Lotus (OrthoOrganizers)	2008	Passivo, metálico
Smart-clip (3M Unitek)	2009	Passivo, metálico
Damon Q (Ormco)	2009	Passivo, metálico
TenBrook II (OrthoClassic)	2009	Passivo, metálico
Damon Clear (Ormco)	2009	Ativo, estético
Nexus Metal (Ormco)	2010	Ativo, metálico
BioQuick 2 (Forestadent)	2010	Ativo, metálico
BioPassive (Forestadent)	2010	Passivo, metálico
NexusClear	2010	Ativo, estético
Agility (ODP)	2010	Passivo, metálico
Portia (3M/ Abzil)	2011	Passivo, metálico
Morelli SLI (Morelli)	2012	Ativo, metálico
Bio Clip (Aditek)	2013	Ativo, metálico
Crystal 3D Vitrea(Int.Quality)	2013	Ativo, estético

Fonte: (Harradine, 2008; Maltagliati, 2010; Sathler et al., 2011; Barbosa, 2013)

O aparelho passivo *Damon SL*, produzido pela *A Company*, em 1996, surgiu no mercado com intensa campanha publicitária que defendia um bráquete passivo de baixíssimo ou nenhum atrito, capaz de proporcionar tratamento mais rápido, com menos necessidade de extrações, menos tempo de atendimento clínico e mais conforto para o paciente. Seu idealizador, Dwight H. Damon, em 1998, publicou artigo no qual apresentou um novo *sistema* de tratamento ortodôntico, livre de fricção, constituído de bráquetes e fios superelásticos de alta tecnologia, e abordou seu

impacto sobre ossos, tecidos moles, biologia celular e fisiologia muscular. O autor descreveu que a associação de fios superelásticos de níquel-titânio de baixo calibre a bráquetes passivos e maiores intervalos de consultas, proporcionaria ambiente de baixo atrito e geraria forças leves e mínimas, necessárias para iniciar o movimento dentário. Ele explicou que, nessa condição, os dentes estariam em uma *zona de força ótima* durante o tratamento ortodôntico e assim, o suprimento sanguíneo do ligamento periodontal seria preservado e, conseqüentemente, a atividade celular de reabsorção/aposição óssea e reposição do cemento radicular seria estimulada. Além disso, as forças leves, produzidas por esse sistema, não ultrapassariam as forças da musculatura dos lábios, que agiriam como escudo (*lip-bumper*). Desse modo, descreveu que ocorreria a manutenção da posição dos incisivos em suas bases ósseas, proporcionando a expansão posterior do arco dentário, em casos de não extração ou o deslizamento dentário sem retração, nos casos em que a extração dentária estivesse indicada. Para o estabelecimento desse “*sistema de baixa fricção*”, o autor descreveu uma sequência de 3 arcos ortodônticos a serem usados no decorrer de todo o tratamento: arco de níquel-titânio 0.014" ou 0.012" para o início do movimento dentário, alinhamento e nivelamento; arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025" para a completa correção das rotações dentárias, conformação da forma do arco e início de expressão de torque e, finalmente, arco de aço 0.019" x 0.025" para a completa expressão do torque e conformação final do arco.

As afirmações descritas por Damon (1998) causaram muito entusiasmo ao virem ao encontro dos anseios dos ortodontistas clínicos, uma vez que Thilander in Graber et al. (2012) e Proffit in Proffit et al. (2013) descreveram que a resposta à aplicação de forças aos dentes ocorre em função da magnitude de forças, isto é, forças pesadas levam ao rápido desenvolvimento da dor, necrose do ligamento periodontal e o fenômeno da “reabsorção solapante” do osso próximo ao dente afetado. Contrariamente, forças mais leves são compatíveis com a sobrevivência das células do ligamento periodontal e a remodelação alveolar, através de “reabsorção frontal” relativamente sem dor.

Devido a algumas falhas no design original do bráquete *Damon SL*, como aberturas inadvertidas e quebras na tampa, em 2000, surgiu o *Damon 2*, comercializado pela *Ormco*. As versões seguintes foram o *Damon 3* – aparelho semi-estético, com base e aletas de policarbonato, tampa e canaleta metálicas o *Damon*

3MX e Damon Q, ambos metálicos e com design menor e mais arredondado e finalmente, o *Damon Clear*, totalmente estético.

Interesses mercadológicos, aliados a intensas campanhas publicitárias que exaltam vantagens sedutoras desse “*sistema de baixa fricção*”, como menos tempo de tratamento, menor índice de reabsorções dentárias, diminuição na necessidade de extração e cirurgias ortognáticas, ausência da necessidade de disjunção palatina e mais conforto ao paciente, popularizaram o uso do, agora chamado, *Sistema Damon* (Ormco).

Em 2005, Damon discorreu sobre sua experiência clínica com esse sistema de bráquetes. Descreveu que osso alveolar, tecidos e dentes responderam diferentemente, quando comparados a casos tratados com bráquetes convencionais. Ao reportar 7 casos clínicos, nos quais mensurou modelos de gesso e comparou tomografias computadorizadas pré e pós-tratamento, defendeu que as diferentes respostas ocorreriam devido a:

- O sistema gerar pouco ou nenhum efeito colateral nos dentes adjacentes àqueles severamente apinhados;
- Forças adequadas, produzidas por baixas proporções do calibre do fio/luz da canaleta do bráquete, promoverem expansão posterior do arco, suficiente para acomodar toda a dentição (e dispensarem a necessidade de disjunção palatina), manutenção da distância inter-caninos e mínima proclinação dos incisivos inferiores;
- Os músculos orbiculares (dos lábios) e o mentalis criarem efeito de *lip-bumper* que minimiza os movimentos dos incisivos para anterior e permite o posicionamento dos caninos no arco, por meio do espaço gerado pelo aumento transversal da região posterior;
- Em casos de não extração, o aumento transversal do arco na região posterior promover posicionamento anterior da língua, o que criaria novo equilíbrio entre os lábios e os músculos faciais. Esse fenômeno forneceria aos músculos da face e da língua uma segunda chance para se equilibrarem e, assim, produziria recontorno da forma do arco dentário de modo a acomodar todos os dentes;

- Em casos de biprotusão, para a qual a indicação de extrações seria adequada, as mecânicas ortodônticas seriam simplificadas graças à ação da musculatura que, ao funcionar como escudo, promoveria menos demanda de ancoragem.

Diante dessas observações, defendeu ele uma nova *filosofia* de tratamento ortodôntico e descreveu seus princípios: 1. Planejamento ortodôntico baseado na face, tendo em mente as mudanças com o envelhecimento; 2. Prioridade para tratamento sem extração, já que as forças leves, geradas pelo sistema, promovem ganho no perímetro do arco; 3. Uso de bráquetes passivos, como meio de obter forças extremamente leves.

O autor relatou ainda que, quando o ortodontista simula as forças naturais do movimento dentário, o organismo responde com inacreditável habilidade de adaptação, e o osso cortical acompanha os movimentos dentários em todos os planos do espaço.

Alegou que o *sistema Damon* atende a essa demanda, ao gerar gama de forças ótimas que estimulam a atividade celular, sem ocluir o suprimento sanguíneo do periodonto. Concluiu que a concepção mecânica de tratamento, com a utilização de fio de forças leves em bráquetes passivos, não subjuga o sistema biológico.

Contemporâneo ao *Damon 2*, a empresa GAC lança o aparelho *In-Ovation*, semelhante ao sistema de ligação do bráquete *Speed*, com mola de níquel-titânio. Esse bráquete sofreu modificação para reduzir o tamanho e passou a ser denominado *In-Ovation R*, também apresentado em versão estética, o *In-Ovation C*. De acordo com Nóbrega (2010), o mecanismo ativo desses bráquetes faz a tradução das forças biomecânicas ideais em sincronia com as forças fisiológicas capilares e outras interações, como bioelétrica e bioquímica. Lopes (2015) descreveu que a teoria do design desses bráquetes mostra que a resiliência do clipe de níquel-titânio transmite força constante de assentamento do arco, o que resulta em mais controle tridimensional e rotacional, com expressão de torque mais efetiva.

2.1.3 Mensuração de forças ortodônticas

Até o momento, não é possível mensurar *in vivo* as forças aplicadas por um aparelho ortodôntico fixo aos dentes (Krishnan; Davidovitch, 2006). Entretanto foram desenvolvidos modelos experimentais que utilizam transdutores mecânicos multi-axiais, para medir momentos e forças tridimensionais.

Badawi et al. (2009) validaram o design e a construção de um sofisticado dispositivo laboratorial capaz de mensurar as forças e os momentos gerados pelos aparelhos ortodônticos. Utilizaram um modelo do arco dentário que simulou uma má oclusão com o canino infra-oclusão e avaliaram as forças e momentos gerados pelos bráquetes *Damon* ligado passivamente e com a adição de ligaduras elásticas, nos dentes canino, incisivo lateral e pré-molar. Seus resultados evidenciaram que o modelo ligado passivamente produziu menos forças extrusivas, mesiodistais e as vestibulo-linguais comparado a adição de ligaduras elásticas, porém os autores salientam que seus achados não foram capazes de fazer previsões definitivas sobre o efeito dessas diferenças nos movimentos reais do dentes. Concluíram que o método proposto pode determinar com grande acurácia a ação das forças ortodônticas sobre os dentes em pesquisas futuras.

Pandis et al. (2009) compararam forças geradas pelo arco 0.014" x 0.025" de CuNiTi associados bráquetes *Damon 2*, *In-Ovation R* e convencional (*Orthos 2*) nos movimentos de primeira (vestíbulo-lingual) e segunda ordem (intrusão-extrusão). Esses bráquetes foram colados em modelos de resina replicados a partir de modelos de gesso do arco mandibular de um paciente com apinhamento que foi avaliado em um dispositivo de simulação mecânica e de mensuração ortodôntica. Os resultados demonstraram que nos movimentos vestibulo-linguais os bráquetes autoligados ativos geraram 40% de redução nas forças em direção lingual, ao passo que não houve diferenças entre os bráquetes ativos e convencionais. Em movimentos de segunda ordem, os braquetes autoligados exerceram 20% de redução nas forcas comparados ao bráquetes convencionais. Discutiram que nos movimentos de segunda ordem, as reduções de forças para os bráquetes autoligados poderiam ser atribuídas ao aumento da folga (*play*) do arco e a ausência de obstáculos decorrentes do contato

das ligaduras elastoméricas na canaleta do bráquetes. Já nos movimentos de primeira ordem, as maiores forças podem ser explicados pela rigidez da tampa nos bráquetes passivos e a restrição do movimento pelas ligaduras elastoméricas, em contraste com a deformação elástica do clipe dos bráquetes ativos.

2.1.4 Vantagens atribuídas aos bráquetes autoligáveis

Diversas vantagens são atribuídas aos aparelhos autoligados como superiores aos convencionais.

2.1.4.1 Resistência ao deslizamento

A resistência ao deslizamento, comumente denominada “*atrito*” ou “*fricção*”, descreve a resistência encontrada pelo bráquete para deslizar ao longo do fio. Para que a movimentação dentária ocorra, é necessário, inicialmente, que se despenda uma força capaz de vencer a resistência ao deslizamento. Portanto, bráquetes que proporcionem menos resistência ao deslizamento parecem proporcionar forças mais leves sobre os tecidos de suporte (Shivapuja; Berger, 1994).

Damon (2005) alegou que os bráquetes autoligáveis apresentam menos resistência ao deslizamento, portanto propiciam forças mais suaves para que ocorra a movimentação dentária, mantida por mais tempo devido à ligação segura (tampa) que existe nesse bráquete.

Para avaliarmos a literatura com respeito à propriedade de resistência ao deslizamento (RD) dos bráquetes é necessário, primeiramente, entender que essa propriedade deriva da somatória de três fatores (Kusy; Withely, 1997), assim equacionados:

RD = FRICÇÃO CLÁSSICA (FC) + BIDDING (BI) + NOTCHING (NO), onde:

FC = resistência ao deslizamento provocado pela ligadura ao comprimir o arco no fundo da canaleta

BI = atrito produzido pela deflexão do arco ao comprimir as canaletas dos bráquetes

NO = atrito produzido pela deflexão excessiva do arco, que provoca sua deformação permanente e consequente travamento entre o fio e o bráquete que impede o seu deslizamento (Queiroz et al., 2014).

Portanto “*binding*” e “*notching*” são influenciados pelo mau posicionamento dentário. Consideradas as pesquisas que apenas avaliaram o atrito clássico, ou seja, modelos experimentais nos quais não havia qualquer angulação dentária, podemos citar:

Stefanos et al. (2010) avaliaram a resistência ao atrito entre braquetes autoligáveis ativos (*In-Ovation R*, *In-Ovation* e *Speed*) e passivos (*SmartClip*, *Synergy R* e *Damon 3mx*) associados ao fio de aço 0.019 X 0.025, utilizando um dispositivo de simulação de deslizamento ortodôntico acoplado a uma máquina de teste universal. Cada combinação de bráquete-arco foi testada 30 vezes a 0 graus de angulação em relação à direção de deslizamento. Os resultados evidenciaram que a resistência ao deslizamento foi crescentemente maior na ordem dos bráquetes: *Damon 3MX*, *Sinergy R*, *In-Ovation C*, *In-Ovation R* e, finalmente, o *Speed* - cuja resistência ao deslizamento foi 10 vezes maior que o bráquete *Damon*. Este ranking foi igual para as forças de atrito estáticas e cinéticas e todas foram estatisticamente diferentes, exceto para os bráquetes *SmartClip* e *In-Ovation C* para as forças de atrito cinética. Concluíram que os bráquetes passivos apresentaram menos forças de atrito estática e cinética comparados aos bráquetes ativos.

Kahlon et al. (2010) utilizaram modelo experimental com 5 bráquetes alinhados e compararam a fricção entre os bráquetes *Damon 3MX* (passivo), *In-Ovation R* (ativo) e *Victory* (convencional), com 3 formas de ligação (aço, ligadura elastomérica regular e Leone *SlideTm*) associados aos fios de aço 0.016" x 0.022" e 0.018" x 0.022". Os resultados demonstraram que os bráquetes passivos e convencionais, com ligaduras metálicas, não produziram fricções mensuráveis nos dois calibres de fios avaliados.

Com o fio 0.016" x 0.022", o bráquete *Damon* e o convencional com ligadura metálica registrou menos fricção estática comparado ao bráquete *In-Ovation R* e convencional com ligadura Leone *Slide™* e regular, respectivamente. Com o aumento do calibre do fio (0.018" x 0.022), houve aumento na fricção obtida, exceto para os bráquetes *Damon* e convencional com ligadura Leone *Slide™* e os resultados foram semelhantes aos obtidos com o arco 0.016 x 0.022, exceto para o bráquetes *In- Ovation R* que produziu mais fricção comparado ao bráquetes convencional com ligadura Leone *Slide™*.

Por outro lado, sabe-se que quando os dentes estão desalinhados (frequentemente presentes no início do tratamento) ocorrem *binding* e *notching* entre o bráquete/fio; e a fricção clássica torna-se pouco relevante. Thorstenson; Kusy (2002) utilizaram modelo experimental composto por um bráquete com 14 diferentes angulações que variaram de -9° a + 9°, avaliado em meio seco e molhado de saliva. Compararam a resistência ao deslizamento dos bráquetes: *Activa*, *Damon*, *Twinlock* (passivos); *In-Ovation R*, *Speed* e *Time* (ativos), associados ao arco retangular de aço 0.018" x 0.025". Observaram que, sem angulação, os bráquetes passivos mostram resistência ao deslizamento próximo a zero, enquanto os ativos demonstraram resistência mais alta ao deslizamento. Quando avaliados com angulação, os passivos mostraram resistência ao deslizamento similar aos ativos.

Reznikov et al. (2010) utilizaram modelo experimental com 3 bráquetes, alinhados e com desalinhamento horizontal (vestíbulo-lingual), com o objetivo de testar a influência da tampa e do clipe dos bráquetes autoligáveis. Compararam a fricção dos bráquetes: *Damon 2* e *Smart clip* (passivos), *In-Ovation* (ativo) e o Victory (convencional) com ligadura Leone *Slide™* e elastomérica, associado a um fio de aço 0.019" x 0.025". Observaram que os bráquetes passivos apresentaram mais fricção (*Damon* menor que o *Smart clip*) do que o ativo e o convencional, no modelo com desalinhamento. No modelo sem desalinhamento, o *Damon* foi similar ao *In-Ovation*. Também observaram maior grau de fricção nos bráquetes com tampas rígidas e fricção contínua para os bráquetes *In-Ovation* e convencional, mesmo com diferentes graus de desalinhamento horizontal.

2.1.4.2 Expressão do torque

A inclinação labiolingual dos incisivos maxilares e mandibulares é considerada por muitos ortodontistas como um importante determinante para a estética dental agradável e da oclusão ideal e estável.

Badawi et al. (2008) mensuraram os torques em 15 amostras de 2 bráquetes ativos (*In-Ovation* e *Speed*) e 2 passivos (*Damon 2* e *Smart-clip*), por meio de um dispositivo experimental especialmente construído para produzir torção entre o fio e o bráquete. Concluíram que os bráquetes ativos apresentaram melhor controle de torque, devido a seu clipe ativo que força o fio ao fundo da canaleta do bráquete. Ainda verificaram que os bráquetes ativos expressaram maiores valores de torque que os passivos, para ângulos de torções clinicamente utilizados (0° a 35°); os bráquetes passivos produzem baixos momentos em baixos ângulos de torção e começaram a produzir altos momentos com grandes torções que não são aplicadas clinicamente; todos os bráquetes apresentaram variações significativas na expressão do torque e isso pareceu estar atribuído às variações nas dimensões da canaleta dos bráquetes. Resaltaram que essa pesquisa garante um olhar mais atento sobre a utilidade de múltiplas prescrições de bráquetes por causa das grandes variações na expressão de torque e dos altos graus de folga entre os arcos e os bráquetes autoligáveis passivos.

Archambault et al. (2010), em uma revisão sistemática, selecionaram 11 artigos que compararam a expressão do torque entre braquetes metálicos autoligados e convencionais. Descreveram que uma comparação direta entre as pesquisas foi limitada devido aos diferentes parâmetros mensurados e equipamentos utilizados e ressaltam que a expressão de torque pode ser influenciada por diversos fatores como: o sistema bráquete/fio, material e desenho do bráquete, folga do fio na canaleta do bráquete, tipo de ligação, rigidez do fio e magnitude de torção do mesmo além de posicionamento do bráquete, morfologia dentária e inclinação do dente. Concluíram que clinicamente um torque efetivo pode ser obtido em bráquetes com canaletas de 0.022", com arcos de aço 0.019" x 0.025" com torsão de 15 a 31 graus nos bráquetes ativos e, com torsão de 23 a 35 graus, para bráquetes passivos.

Brauchli et al. (2011) avaliaram a influência do *design* de 9 diferentes tipos de bráquetes, associados a fios de aço 0.019" x 0.025", na quantidade de expressão do torque. Utilizaram 5 amostras de cada bráquete, que foram acoplados a um sensor tridimensional para medir força/momento e utilizaram um equipamento denominado Hexapod. Concluíram que a transmissão do torque é minimamente influenciada pelas ligaduras elastoméricas ou pelo *design* (passivo ou ativo) dos bráquetes e que, a dimensão da canaleta é mais importante para a transmissão do torque. Revelaram ainda que, para ocorrer 10Nmm de expressão de torque, foi necessária uma angulação de 20 a 25 graus entre o fio e a canaleta do bráquete, para a maioria dos bráquetes avaliados.

2.1.4.3 Sintomatologia atribuída ao tratamento ortodôntico

Outra importante vantagem atribuída aos aparelhos autoligáveis é permitir mais conforto ao paciente, por provocarem menos dor durante o tratamento. Esse conforto decorreria da geração de forças leves e mais fisiológicas. Essa vantagem é especialmente divulgada pelos fabricantes do sistema *Damon* (ORMCO, 2017).

Miles et al. (2006), em estudo *Split-mouth design*, utilizaram bráquete *Damon 2* e o convencional, para avaliarem o nível de desconforto em 60 pacientes, após colagem e inserção do arco 0.014" Cu-NiTi e após 10 semanas, quando o arco inicial foi substituído por 0.016" x 0.025" Cu-NiTi. Os resultados mostraram que os pacientes relataram mais desconforto com o bráquete convencional na primeira semana (arco 0.014"). Porém, após a inserção do segundo arco, o desconforto foi expressamente maior com o bráquete *Damon 2*.

Scott et al., em 2008b, em estudo clínico prospectivo randomizado, avaliaram o nível de dor em 62 pacientes, após inserção do arco inicial de nivelamento 0.014" Cu-NiTi. Compararam os bráquetes *Damon 3MX* (passivo) e o bráquete *Synthesis* (convencional). A avaliação do nível de dor foi mensurada pela escala VAS (*Visual Analogue Scale*) em 4 horas, 1 dia, 3 dias e 1 semana. Todos os pacientes apresentaram redução do nível da dor após primeira semana, sem diferença com relação ao tipo de bráquete.

Também, em estudo clínico prospectivo randomizado, mensurado o nível de dor pela escala VAS, Pringle et al. (2009) avaliaram 66 pacientes com bráquetes *Damon 3MX* (passivo) e *TruStraigth* (convencional). Ao longo da primeira semana, o nível de dor foi avaliado 2 vezes ao dia, após a inserção do arco inicial 0.014" Cu-NiTi. Os pacientes com bráquetes passivos relataram nível médio de dor e média de dor máxima menor que os pacientes com bráquete convencional. Esse último dado foi estatisticamente significativo o que atestou ser o bráquete *Damon 3MX* como menos doloroso.

Com o mesmo desenho de estudo, Tecco et al. (2009) observaram 30 pacientes, por 3 meses com o arco inicial 0.014" Cu-NiTi, com os bráquetes passivo (*Damon 2*) e convencional (*Victory*). Observaram que os pacientes com bráquetes convencionais sentiram dores mais intensas e prolongadas do que aqueles com bráquete passivos.

2.1.4.4 Reabsorção radicular

A reabsorção externa da região apical da raiz dentária é um sério problema iatrogênico associado ao tratamento ortodôntico. Acredita-se que ocorra pela combinação complexa da biologia individual e dos efeitos das forças mecânicas ortodônticas. Aceita-se que a reabsorção radicular associada a tratamento ortodôntico inicia-se em áreas adjacentes às áreas de hialinização do ligamento periodontal, que foi intensamente comprimido por determinado tempo (Blake et al., 1995). Desse modo, a geração de forças mais leves e fisiológicas, atribuídas aos bráquetes autoligáveis, poderia propiciar outra vantagem: o menor risco de reabsorção radicular.

Contrariamente, questiona-se que a ação contínua do clipe dos bráquetes ativos, ao promover o controle do torque e da rotação, poderia causar efeito oposto, isto é, a reabsorção da raiz. Para investigar essa hipótese, Blake et al. (1995), em estudo clínico retrospectivo com uma amostra de 200 indivíduos, avaliaram 63 pacientes selecionados aleatoriamente, dos quais 33 foram tratados com bráquetes *Speed* (ativo) e 33 com bráquetes convencionais. A mensuração do nível de

reabsorção apical foi realizada na imagem radiográfica periapical dos incisivos superiores e inferiores, por meio de instrumento próprio denominado *comparador*. Os resultados não demonstraram diferenças estatisticamente significantes entre os dois diferentes tipos de bráquetes. Além desse resultado, observaram que ocorreu mais reabsorção nos incisivos laterais superiores, em casos tratados com extração dentária. Em relação ao gênero, houve maiores níveis de reabsorção em pacientes masculinos tratados com bráquetes convencionais.

Pandis et al. (2008), em estudo retrospectivo, avaliaram os níveis de reabsorção radicular dos incisivos superiores de 96 pacientes tratados com bráquetes *Damon 2* e convencional, por meio da radiografia panorâmica pré e pós-tratamento. Utilizaram modelo de regressão uni e multivariado e investigaram quais características poderiam ser preditores para a reabsorção radicular: idade, sexo, tipo (com ou sem extração) e tempo de tratamento. Os resultados demonstraram associação positiva entre tempo de tratamento e o nível de reabsorção radicular; sem diferenças significantes com relação a tipos de bráquetes (convencional ou autoligável).

Com desenho de pesquisa semelhante e também por meio de radiografias panorâmicas, Jacobs et al. (2014) avaliaram o nível de reabsorção radicular em 139 pacientes tratados com bráquetes autoligáveis passivos (*Smart clip*) e 74 pacientes tratados com bráquetes convencionais. Os resultados demonstraram não haver diferenças significantes entre o tipo de bráquete nos níveis de reabsorção radicular. Nesse estudo, os autores também avaliaram o tempo e a taxa de extração, durante o tratamento ortodôntico. Com relação a esses fatores, não foram encontradas diferenças significantes entre o número de visitas e taxa de extração, entre os dois diferentes tipos de bráquetes.

Scott et al. (2008a) realizaram ensaio clínico randomizado multicêntrico que avaliou 62 pacientes submetidos a tratamento com extrações de pré-molares, aleatoriamente divididos em 2 grupos de acordo com o tipo de bráquete prescrito, autoligado passivo (*Damon 3*) ou convencional (*Synthesis*). Descreveram não haver diferenças significantes com relação ao grau de reabsorção radicular nos incisivos inferiores, avaliados por meio de radiografias periapicais.

Com imagens tomográficas de 152 incisivos superiores e inferiores, Leite et al. (2012) avaliaram os níveis de reabsorção de 11 pacientes tratados com aparelhos

autoligáveis e 8 tratados com bráquetes convencionais. As tomografias foram obtidas no período pré- tratamento (T1) e após 6 meses (T2). Os resultados demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os tempos T1 e T2 para ambos os bráquetes. Porém, ao comparar os dois diferentes tipos, os autores não encontraram diferenças significantes.

2.1.4.5 Desempenho clínico dos bráquetes autoligados

Pandis et al. (2007) compararam a duração do alinhamento dentário mandibular e os efeitos dentários entre os bráquetes autoligado passivo (*Damon 2*) e o convencional (*Microarch*), em ensaio clínico prospectivo. Concluíram que, em geral, não houve diferenças no tempo necessário para a correção do apinhamento mandibular, embora tenham observado que em apinhamentos moderados (índice de Little menor que 5) a correção foi 2.7 vezes mais rápida no grupo com bráquetes passivos. Descreveram aumento estatisticamente significativo na largura inter-molar, para o grupo com bráquetes passivos e, embora tenha ocorrido aumento na proclinação dos incisivos induzida pelo alinhamento, não houve diferenças entre os grupos nesse quesito.

Também com o objetivo de comparar a eficiência dos bráquetes autoligados no alinhamento dos dentes mandibulares, o ensaio clínico multicêntrico de Scott et al. (2008a), já descrito anteriormente, concluiu não haver diferença entre os bráquetes avaliados com relação a taxa do alinhamento dentário. Os autores descreveram que o alinhamento dentário foi associado ao aumento da distância inter-canina, redução do comprimento do arco dentário e a proclinação dos incisivos para ambos os grupos avaliados, sem diferenças significantes entre eles.

Chen et al. (2010) realizaram metanálise para investigar a eficácia dos bráquetes autoligados, comparados aos convencionais. Investigaram resultados de 16 estudos e concluíram que bráquetes autoligáveis causaram 1,5% menor proclinação dos incisivos e apresentaram vantagens relacionadas a menos tempo de atendimento clínico.

2.2 Método fotoelástico

2.2.1 Conceitos fundamentais da fotoelasticidade

A fotoelasticidade é método experimental que possibilita analisar tensões e deformações que ocorrem sobre determinada estrutura, quando submetida à aplicação de uma força (Mahler; Peyton, 1955).

De acordo com Freitas Junior et al. (2007), a palavra fotoelasticidade reflete a própria natureza da técnica, que utiliza luz e dispositivos ópticos (*foto*) e relaciona-os ao estudo de tensões e deformações, em corpos com comportamento elástico (*elasticidade*). Para aplicar essa metodologia, são necessários modelos preparados com material fotoelástico e equipamento denominado polariscópio.

As propriedades da física óptica de *polarização da luz* e *birrefringência mecânica* fundamentam a fotoelasticidade, e seus conceitos são necessários para o entendimento dessa metodologia.

2.2.2 Polarização da luz

Para a compreensão do fenômeno de polarização da luz deve-se admitir, inicialmente, o conceito de que a luz branca visível, ou luz do dia, é um conjunto de ondas elétricas e magnéticas independentes, que vibram aleatoriamente em infinitos planos de orientação em torno da direção da propagação de um feixe luminoso.

A figura 2.1 ilustra um feixe de luz caracterizado por comprimento e frequência. O primeiro corresponde à distância da crista de uma onda até a outra e é representado pela letra grega lambda (λ), enquanto a frequência é o número de vibrações dessas ondas por segundo (Campos Júnior et al., 1985).

Figura 2.1 - Ilustração de feixe de luz que se propaga em direção horizontal e ondas elétricas e magnéticas vibrando aleatoriamente e em infinitos planos de orientação ao redor da direção da propagação do feixe luminoso

Fonte: Adaptada de Matheus et al. (2009)

Uma visualização simplificada e em norma frontal das vibrações das ondas elétricas e magnéticas pode ser ilustrada na figura 2.2 A e B.

Figura 2.2 - Ondas elétricas e magnéticas que compõem o feixe de luz. A – Vista lateral e B – Vista frontal

Fonte: Adaptada de Matheus et al. (2009).

A polarização da luz consiste em fazer com que o vetor luminoso tenha trajetória espacial predeterminada e, assim, passe a propagar-se em um único plano. Esse fenômeno é alcançado, porque certos cristais, denominados filtros (ou lentes), polarizadores ou polaróides, e filtros retardadores de ondas, têm a capacidade de só

permitir a passagem de ondas luminosas paralelas a seus eixos ópticos, e absorvem as demais, contidas em outros planos (Campos Júnior et al., 1985; Schiavon, 2010). A figura 2.3 ilustra esse fenômeno, com destaque para os dois filtros polarizadores, que apenas transmitem a vibração da onda luminosa que ocorre na direção vertical, como no caso ilustrado: a mesma do eixo óptico da lente polarizadora.

Figura 2.3- Polarização da luz

Fonte: Adaptada de Matheus et al. (2009).

Se uma segunda lente polarizadora (denominada analisadora) for colocada perpendicularmente à primeira, ocorrerá a absorção total da luz (Figura 2.4).

Figura 2.4- Eixos ópticos das lentes polarizadoras, ortogonalmente dispostos entre si

Fonte: Adaptada de Matheus et al. (2009).

De acordo com Soares (1997), o vetor luminoso das ondas de luz, que se propagam entre as lentes, polarizadora e analisadora, vibra num único plano, o que é chamado de *polarização plana da luz*. Porém, se interpostos – entre o polarizador e o analisador – certos cristais com espessuras determinadas (denominadas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda), atrasa-se a vibração da luz polarizada que emerge da lente polarizadora, uma vez que passam a ser descritas trajetórias circulares, isto é, obtém-se *luz polarizada circular*. A figura 2.5 ilustra a polarização plana e a circular da luz.

Figura 2.5 - Polarização plana (a) e circular (b) da luz

Fonte: Adaptada de Clasificación de la Polarización ([20??])

2.2.3 Polariscópio

O polariscópio é equipamento essencial na realização de experimento fotoelástico, pois tem como função polarizar a luz que incidirá sobre o modelo fotoelástico. Basicamente, o polariscópio é constituído por fonte de luz, lentes (polarizadora e analisadora) e placa retardadora de $\frac{1}{4}$ de onda. A disposição desses componentes permite duas configurações de polariscópio: o plano e o circular (Mahler; Peyton, 1955; Campos Júnior et al., 1985; Freitas Junior et al., 2007; Schiavon, 2010).

O polariscópio plano (Figura 2.6) consiste essencialmente em dois filtros polarizadores: o primeiro (denominado polarizador), próximo à fonte luminosa, tem a função de absorver as ondas de luz não paralelas a seu eixo óptico; o segundo (denominado analisador) é colocado após o modelo fotoelástico a ser analisado. Esse filtro é geralmente colocado com seu eixo óptico perpendicular em relação ao polarizador, e, nessa configuração, diz-se que os filtros estão cruzados entre si, e o polariscópio é de campo escuro.

Figura 2.6 - Polariscópio plano

Fonte: Measurement Group Inc. (1981) adaptado

O polariscópio circular (Figura 2.7) é obtido com a inserção de duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda entre os filtros, polarizador e analisador, do polariscópio plano. Essas placas são configuradas com seus eixos ópticos cruzados entre si e posicionados a 45° em relação ao eixo do polarizador e analisador. Nessa

configuração tem-se luz polarizada circular entre as duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda (Schiavon, 2010).

Figura 2.7 - Polariscópio circular

Fonte: Measurement Group Inc. (1981) adaptado

2.2.4 Birrefringência mecânica

A birrefringência mecânica descreve a capacidade de certos materiais transparentes (não-cristalinos) de apresentar índices de refração de luz distintos, quando submetidos à ação de uma carga. Assim, esses materiais, que são opticamente isotrópicos (apresentam um índice constante de refração de luz), tornam-se opticamente anisotrópicos, quando submetidos a esforços. Nessa condição, passam a comportar-se como cristais, isto é, apresentam dupla refração da luz (birrefringência). Essa característica persiste, enquanto as cargas sobre o material são mantidas e desaparece, quando elas são removidas (Campos Júnior et al., 1986; Soares 1997; Campos Júnior et al., 1989; Quinan, 2005; Schiavon, 2010; Perosa, 2013). Os materiais que exibem essa propriedade são chamados de *fotoelásticos* e são disponíveis comercialmente em forma de blocos, barras e chapas, ou ainda na forma de resina líquida à base de epóxi ou policarbonato que deve ser misturada a um componente endurecedor para a confecção de modelos fotoelásticos (Perosa, 2013).

A interação da luz polarizada e material birrefringente constituem a base da fotoelasticidade. Assim, quando uma luz polarizada atravessa um modelo fotoelástico submetido a uma carga, divide-se em dois componentes, perpendiculares entre si e correspondentes à direção da carga à qual o modelo foi submetido. Esses dois feixes de ondas polarizadas propagam-se através do modelo fotoelástico com velocidades diferentes e emergem dele com defasagem ou atraso relativo entre si, fenômeno que se manifesta opticamente na forma de *franjas* coloridas, também denominadas de *padrões de tensões* ou *imagem fotoelástica* (Soares, 1997; Quinan, 2005; Schiavon, 2010; Perosa, 2013).

As franjas fotoelásticas podem apresentar características ópticas diferentes, de acordo com a fonte de luz que alimenta o polariscópio. Com fonte de luz branca, as franjas apresentam-se na forma de faixas de cores diversas denominadas *isocromáticas*; quando fonte de luz monocromática é utilizada, as franjas aparecem como zonas escuras, intercaladas de zonas claras e são chamadas de *isoclínicas*. Independentemente desse aspecto, existe a peculiaridade de elas serem diretamente proporcionais às cargas que incidem sobre o modelo fotoelástico, acompanharem os locais produtores de tensão, repetirem-se e nunca se interceptarem (Campos Júnior et al., 1985). Além disso, quando o espaçamento entre as franjas é pequeno, significa que há altos gradientes de tensões; a presença de uma mesma cor, em uma área, significa tensão uniformemente distribuída (Soares, 1997).

A *American Society for Testing and Materials* (ASTM), órgão americano de normalização e padronização de materiais para a indústria, classificou internacionalmente os padrões de franjas fotoelásticas em números ordinais (primeira, segunda, terceira, e assim sucessivamente), de acordo com seu surgimento, de modo que cada franja tenha identidade, denominada ordem de franja (Abrão, 2014), como descrito no quadro 2.1.

Quadro 2.1 – Características das Franjas Isocromáticas

Cor	Atraso relativo <i>Nm</i>	Ordem de franjas <i>N</i>
Preta	0	0
Cinza	160	0,28
Branca	260	0,45
Amarela Clara	350	0,60
Laranja	460	0,79
Vermelha Intensa	520	0,90
Transição Vermelha-Azul	577	1
Azul Intensa	620	1,06
Azul Verde	700	1,20
Verde Amarela	800	1,38
Laranja	940	1,62
Vermelha Rosada	1050	1,81
Transição Vermelha-Verde	1150	2
Verde	1350	2,33
Verde amarela	1450	2,50
Vermelha	1550	2,67
Transição Vermelha-Verde	1730	3

Fonte: Claro et al. (2011) e Kim et al. (2011)

A distribuição global de tensões pode ser obtida a partir do reconhecimento das franjas, suas ordenações e o espaçamento entre elas. Portanto com a simples observação da forma e da cor das franjas é possível fazer uma rápida análise qualitativa das tensões que ocorrem nos modelos fotoelásticos. Além desta, também é possível fazer a análise quantitativa das tensões por meio do cálculo dos valores das diferenças de tensões principais nas áreas de interesse (Campos Júnior et al., 1985; Soares, 1997; Quinan, 2005; Schiavon, 2010; Perosa, 2013; Abrão, 2014; Abrão et al., 2015; Abrão et al., 2018).

2.2.5 Aplicabilidade da fotoelasticidade na Odontologia

Na Odontologia, a fotoelasticidade é amplamente utilizada para o desenvolvimento de materiais e para o estudo das propriedades biomecânicas. O objetivo da utilização dessa metodologia é, sobretudo, avaliar e melhorar os meios de reabilitação do paciente, além de minimizar as tensões transmitidas ao tecido ósseo adjacente.

A partir da década de 70, as pesquisas desenvolvidas por Glickman et al. (1970) e Brodsky et al. (1975) impulsionaram a utilização da fotoelasticidade na Odontologia, uma vez que descreveram correlação positiva entre as tensões existentes nos modelos fotoelásticos e a avaliação histológica de modelos biológicos.

Os primeiros autores avaliaram as tensões, produzidas por forças oclusais geradas por um dinamômetro, em um modelo fotoelástico que, inicialmente, continha um dente molar e um pré-molar separados por uma área edêntula e que, posteriormente, recebeu uma prótese fixa. Os autores observaram significantes mudanças nos padrões de tensão das franjas fotoelásticas, após o restabelecimento protético daquela área. Os resultados revelaram o desaparecimento das franjas que, anteriormente, existiam na região cervical da raiz mesial do molar, bem como a diminuição da extensão delas na região apical nos dentes molar e pré-molar. A fim de validar a relevância desse estudo, com condições *in vivo*, a distribuição das tensões na região do molar adjacente ao espaço edêntulo foi histologicamente comparada a uma arcada humana que apresentava a mesma situação de área edêntula. O exame histológico revelou destruição angular do osso na mesma área em que foram observadas áreas de mais tensão no modelo fotoelástico. Concluíram que as tensões reveladas na análise e as áreas em que ocorrem são semelhantes às produzidas pelas forças oclusais nos tecidos periodontais.

A pesquisa de Brodsky et al. (1975) avaliou histologicamente as áreas de tensão produzidas por mola fechada, que foi ativada e instalada entre os dentes canino e molar de 2 gatos. Compararam com as áreas de tensão produzidas pelo mesmo dispositivo ortodôntico instalado em um modelo fotoelástico, construído pela reprodução da arcada maxilar e dos dentes desses animais. Os resultados mostraram correlação positiva entre as áreas de tensão, compressão e hialinização dos cortes histológicos e dos modelos fotoelásticos.

Campos Júnior et al. (1985) descreveram elementos básicos da fotoelasticidade como método de pesquisa. Conceituaram o fenômeno da luz, do polariscópio e da polarização da luz, os materiais fotoelásticos e as franjas fotoelásticas, e as leis da física óptica. O autor principal complementou esse artigo com outras duas publicações (Campos Júnior et al., 1986; Campos Júnior et al., 1989), nas quais se enfatiza a importância da padronização dos modelos fotoelásticos. Também sugeriram que a morfologia apical das raízes utilizadas nos modelos fotoelásticos poderia exercer influência na imagem fotoelástica. Com esses artigos, esclareceram os pontos fundamentais para aplicar esse método de pesquisa na Odontologia.

Laganá (1992) salientou que a fotoelasticidade possui certas limitações, como método experimental, e adverte que para adequada análise quantitativa das tensões seria necessária a reprodução dos modelos fotoelásticos com extrema fidelidade e que os limites de resistência do material fotoelástico não devem ser ultrapassados durante a aplicação da carga.

Freitas Júnior et al. (2007) discutiram sobre conceitos, vantagens e desvantagens dos métodos dos elementos finitos e da fotoelasticidade e sua aplicabilidade na Odontologia. Analisaram comparativamente características e etapas necessárias para a correta execução e interpretação dos resultados. Salientaram que as características de cada método não justificam concluir que uma seja preponderante em relação à outra e concluem que essas ferramentas metodológicas se complementam e, sempre que possível, poderiam ser aplicadas paralelamente para melhor validação dos resultados obtidos.

Além dos trabalhos descritos, a literatura é vasta em demonstrar a aplicabilidade da fotoelasticidade nas diversas especialidades odontológicas, com investigações sobre a melhor configuração de implantes dentários (Zanardi et al., 2016) e ocular (Cortizo et al. 2015); o estresse radicular gerado por diferentes pinos endodônticos intra-radiculares (Bosso et al., 2015), entre outras.

2.2.6 A fotoelasticidade na Ortodontia

Brodsky et al. (1975) e Laganá (1992) relatam que Zak, em 1935, foi o primeiro pesquisador a observar as tensões produzidas por dispositivos ortodônticos ao reproduzir o osso alveolar, por meio de um modelo fotoelástico com dentes naturais.

Com o objetivo de investigar os movimentos dentários e a distribuição de tensões, geradas por um arco ortodôntico com curva de Spee reversa acentuada, Clifford et al. (1999) descreveram a confecção de um modelo fotoelástico de arco mandibular completo, para o qual utilizaram mistura de gelatina e dentes naturais. Foram testados um arco contínuo de aço 0.018" x 0.025" e outro com curva de Spee reversa (acentuada em 1, 2, 3, 4 e 5mm). Observaram que os movimentos dentários ocorridos *in vitro* são similares aos observados clinicamente. Também constataram que o arco de aço 0.018" x 0.025" produziu pequenos aumentos no comprimento do arco dentário; o aumento da curva reversa de Spee em 1mm aumentou o comprimento do arco em 1,6mm; o aumento da curva de Spee em 5mm não aumentou o comprimento, tampouco a largura do arco dentário na mesma proporção. Além disso, relataram também, com o aumento da profundidade da curva reversa de Spee, aumento dos padrões de franjas fotoelásticas ao redor das raízes dos incisivos e molares.

Badran et al. (2003) avaliaram as tensões produzidas por diferentes arcos ortodônticos na fase de alinhamento dentário. Confeccionaram dois modelos fotoelásticos que simularam um arco inferior com apinhamento dentário de 8mm na região dos incisivos e um modelo superior com um canino deslocado do arco dentário 6mm para região do palato. Por meio de polariscópio circular, compararam seis arcos de alinhamento inicial de 3 diferentes tamanhos; dois arcos trançados de aço (diâmetro 0.015" e 0.0175"); 2 arcos de NiTi na sua forma martensítica (não elástica)

e dois arcos de NiTi na sua forma auténitica (super-elástica), nos diâmetros 0.014" e 0.016", ligados a bráquetes pré-ajustados por meio de ligaduras elásticas. Concluíram que os arcos trançados de aço e os NiTi super-elásticos transferem tensões semelhantes nas raízes dentárias e que ambos produzem 15 a 20% menos tensões, comparados aos arcos de NiTi na sua forma martensítica. Concluíram que os arcos de NiTi super-elásticos não apresentaram vantagens em relação aos fios de aço trançados no grau de tensões produzidas nas raízes em situações clínicas, se sofrem muitas e intensas deflexões.

Claro (2008) analisou a distribuição de tensões, gerada por diferentes mecânicas de intrusão, ao empregar quatro diferentes tipos de arcos: arco contínuo de Burnstone; arco de base de Ricketts; arco com curva de Spee – reversa da técnica de Tweed; e arco com dobra de ancoragem da mecânica de Begg. Com 1 modelo fotoelástico, construído para simular a arcada dentária inferior, com acentuada curva de Spee e extrusão dos incisivos, observou que as maiores tensões na região apical ocorreram com o arco base de Ricketts seguida pelo arco contínuo de Burnstone. Na região média das raízes, as maiores tensões ocorreram na ordem: arco base de Ricketts, arco contínuo de Burnstone, arco com dobra de ancoragem e arco com curva de Spee reversa. Na região cervical, as maiores tensões foram geradas pelo arco base de Ricketts seguida pelo arco com curva de Spee, arco com dobra de ancoragem e arco contínuo de Burnstone. A pesquisadora ainda observou que: o arco contínuo de Burnstone gerou mais tensões nos incisivos laterais; o arco base de Ricketts, o com dobra de ancoragem, gerou mais tensões nos incisivos centrais; e, finalmente, o arco com curva de Spee reversa gerou mais tensões nos incisivos esquerdos.

Dobranski et al. (2009) confeccionaram nove modelos fotoelásticos de um arco dentário inferior edêntulo na região de primeiros pré-molares com o objetivo de analisar direção, distribuição e intensidade das tensões nos ápices radiculares de caninos e incisivos pela utilização do arco de retração *Double Key Loop* (DKL) ativado de três maneiras diferentes: na alça distal; entre as alças (Susuki tie) mais alça distal e com Gurin®, quando associados a bráquetes autoligáveis ativos (*In-Ovation*®). Concluíram que as respectivas ativações produziram retração sem extrusão, retração com intrusão e retração com extrusão.

Cintra e Armando (2010) avaliaram as tensões geradas pelo arco de NiTi 0.014"

associados a bráquetes autoligados (Easy-Clip, Aditek) e compararam-nas, quando nestes foram colocadas ligaduras elásticas, durante as mecânicas ortodônticas de intrusão e extrusão dentária. Para isso, foi construído um modelo fotoelástico do arco inferior, onde os elementos 33 e 43 apresentavam extrusão e intrusão, respectivamente, em relação aos demais elementos dentários. Foram avaliadas as tensões nas regiões mesiais e distais dos dentes 34, 33, 32, 31, 41, 42, 43 e 44. Verificou-se que o modelo com o arco e bráquetes autoligados apresentou franjas coloridas em menos quantidade e intensidade de cores, o que demonstra claramente a menor tensão sofrida pelo conjunto quando comparada com ligadura elástica.

Maia et al. (2010) avaliaram o sistema de força gerado pela mola T, preconizada na técnica ortodôntica do arco segmentado para o fechamento de espaços de extrações. Em três modelos fotoelásticos constituído de 2 dentes caninos (direito e esquerdo) distantes entre si em 27mm, avaliaram a ativação da mola T centralmente posicionada com ativação de 6mm, 3mm e na posição neutra. Para facilitar a leitura das franjas fotoelásticas, diagramaram um eixo cartesiano sobre as imagens fotográficas e observaram: simetria na ordem das franjas em todas as ativações, que aumentaram na mesma proporção da ativação da mola; notaram ainda que, em nenhuma ativação, a característica da ordem de franja foi de inclinação descontrolada. Os resultados sugerem que a proporção momento/força e carga/deflexão gerada pela mola T é a mesma na unidade ativa (retração) e reativa (ancoragem) e que o fechamento do espaço nesse sistema ocorre pelo movimento de translação.

Claro et al. (2011) avaliaram, em modelo fotoelástico, a distribuição de forças geradas pelo arco base Ricketts, durante a mecânica de intrusão dos incisivos inferiores. Observaram e compararam as magnitudes das tensões, nas regiões dos terços radiculares, e concluíram que as maiores ocorreram na região cervical de todos os dentes anteriores; tensões estas de maior magnitude nas regiões, cervical e média, das faces distais dos incisivos centrais.

Dobranski e Caram (2013) usaram dois modelos fotoelásticos para simular a arcada dentária superior e observar a distribuição de tensões, durante a fase de alinhamento e retração ortodôntica. Em um dos modelos, avaliaram as tensões distribuídas ao longo da raiz dos caninos superiores que receberam bráquetes com diferentes angulações (prescrição Roth 13° e Barbosa bráquete versátil) durante a ativação da retração ortodôntica. No outro modelo, que apresentava os caninos verticalizados (0°), avaliaram as tensões na raiz do 2° pré-molar, canino e incisivo lateral observando a ação de um arco ortodôntico de liga de NiTi 0.014". Compararam visualmente os resultados obtidos com um modelo fotoelástico controle. Concluíram que, no modelo em que a retração ortodôntica foi simulada, o bráquete com prescrição Roth 13° permitiu somente movimento de translação para distal, enquanto o Barbosa bráquete versátil permitiu angulação distal da coroa do canino e menor força de tensão na região cérvico-radicular, o que pode implicar em menos força na unidade de ancoragem, durante o movimento de retração. No modelo que apresentava o canino verticalizado, a ação do arco de nivelamento 0.014" induziu menores níveis de tensões, nos dentes vizinhos ao canino que recebeu o bráquete Barbosa versátil, ao passo que o bráquete prescrição Roth induziu tensões que poderiam provocar extrusão e angulação distal da raiz do incisivo lateral e intrusão e angulação distal do 2° pré-molar.

Galli et al. (2014) descreveram os passos laboratoriais para a obtenção de modelo fotoelástico correspondente a um hemiarco superior direito, útil para avaliar as tensões geradas pela mecânica da retração de caninos, quando se utilizam mini-implantes como dispositivos de ancoragem. Confeccionado a partir de um modelo mestre, em resina acrílica, concluíram que a técnica descrita otimiza as pesquisas que empreguem essa metodologia, principalmente por facilitar a obtenção de modelo fotoelástico, livre de tensão residual na área do mini-implante, já que o protocolo proposto possibilitou a sua instalação previamente ao vazamento da resina fotoelástica no molde. Nesse mesmo ano, esses pesquisadores avaliaram e compararam as tensões resultantes da retração de um canino superior com o uso do método mini-implante e *power arm* de diferentes alturas (passando abaixo, na altura e acima do centro de resistência do canino). Utilizaram 15 modelos em resina fotoelástica representando um hemiarco superior direito com a ausência do primeiro pré-molar, que receberam em seus dentes braquetes convencionais e tubos

associados a arcos NiTi (0.016" x 0.022"). Uma mola de retração foi conectada do mini-implante ao *power arm* e as tensões geradas foram analisadas ao longo da raiz do canino por meio de um polariscópio de reflexão, o qual quantificou as tensões (Mpa) por meio de um software (OS CALC 2.0). Concluíram que, para a retração de caninos, quando a finalidade é movimento de corpo, o tamanho do *power arm* deve coincidir com a altura do centro de resistência dele.

O estudo piloto de Sobral et al. (2014) analisou as distribuições de tensão em bráquetes autoligáveis, passivos e convencionais, quando ativados com arcos ortodônticos de níquel-titânio e aço. Confeccionaram um modelo fotoelástico da arcada dentária inferior com morfologia baseada no diagrama 19/12 de Interlandi, que continha dentes artificiais nos quais, inicialmente, foram colados bráquetes convencionais, posteriormente substituídos por bráquetes autoligáveis passivos. O modelo fotoelástico recebeu trocas sucessivas de arcos ortodônticos de NiTi de secção 0.014" e 0.018", e de aço 0.019" x 0.025" contornados sobre o diagrama 22/14 de Interlandi. A análise fotoelástica da troca de cada arco foi realizada em um polariscópio plano de campo escuro. Os resultados qualitativos das imagens revelaram maior padrão de tensão das franjas na região do ápice dos pré-molares, com os 2 bráquetes avaliados, porém essas tensões foram maiores no modelo com bráquetes convencionais para todos os arcos usados no experimento.

Abrão (2014), em sua tese de doutorado e em uma recente publicação (2018), por meio do método da fotoelasticidade, descreveram e compararam a distribuição de tensões geradas por 4 diferentes mecânicas de verticalização dos segundos molares: mini-implante, cantiléver, mola em T e mola aberta. Concluíram que com a técnica de mini-implante, as maiores tensões foram encontradas na região cervical distal, seguidas de apical da raiz mesial e apical da raiz distal, e na região cervical mesial não foram detectadas tensões. Com o cantiléver, as maiores tensões localizaram-se na região cervical mesial, seguidas de apical da raiz mesial e região cervical distal. Não foram detectadas tensões na apical da raiz distal. Na mola em T, as maiores tensões foram observadas na apical da raiz mesial, seguidas de região cervical da raiz mesial, apical da raiz distal e região cervical distal. Na mola aberta, as maiores tensões foram constatadas na apical da raiz mesial, seguidas de região cervical mesial, região cervical distal e apical da raiz distal. Ao serem comparadas as técnicas, foi possível concluir que o mini-implante é a que apresentou as menores tensões, e o

cantiléver as maiores, nas regiões estudadas.

Abrão et al. (2015) analisaram e compararam, pelo método da fotoelasticidade, a distribuição de tensões durante a mecânica de verticalização dos segundos molares inferiores com cantiléver ao empregar diferentes níveis de forças. Concluíram que as maiores tensões ocorreram com a aplicação de cargas superiores a 100g e que estas se localizaram na região cervical mesial, seguidas de apical da raiz mesial e região cervical distal. Concluíram ainda a ausência de tensões na região apical da raiz distal.

Schwertner et al. (2017) avaliaram, por meio da fotoelasticidade, os efeitos produzidos pelas mecânicas de intrusão. Confeccionaram 5 modelos fotoelásticos do arco dentário para compararem o arco de intrusão de Connecticut, com e sem dobra distal em aparelho 4 x 2 ancorado com uma barra transpalatinas. Avaliaram as tensões geradas nos terços apical e médio das raízes dos dentes anteriores e nos primeiros molares por um polariscópio de reflexão associado ao software OS CALC 2.0 que converteu os valores das tensões em *megapascals*. Realizaram a análise descritiva qualitativa que demonstrou uniformidade entre os valores de tensão na região apical dos dentes anteriores para os dois grupos e revelaram diferenças para a região dos molares, indicando tendência de mesialização da raiz dos primeiros molares, quando não foi realizada a dobra na extremidade distal do CIA.

3 PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa teve como objetivo avaliar e comparar, qualitativa e quantitativamente, a distribuição e a magnitude das tensões nas regiões dos incisivos, pré-molares e molares, produzidas pelos arcos ortodônticos expandidos de liga de níquel-titânio (NiTi) – secções redonda 0.014" e retangular 0.014" x 0.025" – e retangular de aço 0.019" x 0.025" associados a bráquetes convencional (Ovation®) e autoligáveis, ativo (In-Ovation®) e passivo (Damon®), durante a fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico, em protótipos fotoelásticos de uma má-oclusão dentária

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Materiais

Os materiais necessários para a realização desta pesquisa estão descritos na tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Materiais e equipamentos necessários

Produto/Equipamento	Modelo/ Marca /Distribuidor
Arco ortodôntico pré-contornado de níquel-titânio	0.014"/ GAC/ EUA
Arco ortodôntico pré-contornado de níquel-titânio	0.014" x 0.025"/ GAC/ EUA
Arco ortodôntico de aço	0.019" x 0.025" / GAC/ EUA
Borracha de silicone e catalisador	ASB10 Azul/ Polipox
Bráquetes e tubos ortodônticos	Ovation® e In-Ovation®, Slot 0.022", prescrição ROTH/ GAC/ EUA
Bráquetes e tubos ortodônticos	Damon® 3MX, Slot 0.022"/Ormco/ EUA
Câmara a vácuo	Fast/ VAC JB/ Brasil
Cera	Rosa 7/ Lysanda
Cola	Superbond/ Loctite
Computador	IMac Apple Inc/ Califórnia/ EUA
Dentes artificiais	OrtoArt/ Piracicaba/ Brasil
Diagrama Ortodôntico	Ormco/ EUA
Lâmpada Photoflood	Branca nº 2/ General Eletric/ México
Ligadura elástica	Cinza/ GAC/ EUA
Máquina fotográfica	CanonT6/ Tóquio/ Japão
Lente 100mm Macro 2.8 USM	CanonT6/ Tóquio/ Japão
Polarizador circular (2 polarizadores e 2 placas ¼ de onda)	Eikomai Instrumentos Óticos/Brasil
Resina acrílica polímero	Incolor/ Jet
Resina acrílica monômero	Incolor/ Jet
Resina epóxi flexível	G IV flexível/ Polipox/ Brasil
Tripé para máquina fotográfica	WTO 0101/ Ambico/ EUA
Programa de Computador	MATLAB® 2011a e Toolbox Processing Image/ MathWorks®

4.2 Método

A partir de 3 modelos de gesso, adquiridos durante a fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico de um paciente submetido ao tratamento ortodôntico, foram reproduzidos 3 modelos mestres em resina acrílica que serviram de matriz para a obtenção de 3 modelos fotoelásticos necessários para esta pesquisa.

O 1º modelo mestre reproduziu as características oclusais do modelo de gesso inferior de diagnóstico inicial do paciente, que foi selecionado por apresentar morfologia atrésica e discrepância de modelo negativa (6mm). Por sua vez, o 2º e o 3º modelos mestres reproduziram as características oclusais dos modelos de gesso, obtidos anteriormente à instalação dos arcos ortodônticos de secção retangular de liga de NiTi 0.014" x 0.025" e de aço 0.019" x 0.025", respectivamente (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Modelos de gesso, obtidos durante a fase de alinhamento e nivelamento ortodôntico e seus respectivos modelos mestres em resina acrílica

Os modelos fotoelásticos foram obtidos para permitir a avaliação de 3 diferentes bráquetes ortodônticos: bráquete convencional (*Ovation®*, *Dentsplay/ GAC International*, *New York, EUA*); bráquete autoligável ativo (*In-Ovation®*, *Dentsplay/ GAC International*, *New York, EUA*), ambos prescrição *Roth*, e autoligável passivo (*Damom 3MX®*, *Ormco*, *Califórnia, EUA*).

No modelo fotoelástico, obtido a partir do 1º modelo mestre, foram avaliadas as tensões produzidas por arcos ortodônticos expandidos de liga de NiTi de secção circular 0.014" (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*).

Para os modelos fotoelásticos obtidos a partir do 2º e 3º modelos mestres, foram avaliadas as tensões produzidas por arcos ortodônticos expandidos de secção retangular de liga de NiTi 0.014" x 0.025" (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*) e de aço 0.019" x 0.025" (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*), respectivamente.

O organograma abaixo (Figura 4.2) descreve a sequência para a obtenção dos 3 modelos fotoelásticos e avaliação dos arcos e bráquetes ortodônticos.

Figura 4.2 - Organograma descritivo da sequência para aquisição dos modelos fotoelásticos

4.2.1 Confeção do modelo mestre

A fim de obter modelos fotoelásticos com dimensões adequadas, livres de irregularidades e com lisura superficial, foram confeccionados, previamente, modelos mestres em resina acrílica que, após moldados, forneceram os moldes adequados para o vazamento da resina fotoelástica e consequente obtenção dos referidos modelos. Os passos laboratoriais, descritos abaixo, foram realizados para a aquisição dos 1º, 2º e 3º modelos mestres.

1. Reprodução dos modelos ortodônticos de gesso em cera: os modelos de gesso, adquiridos durante a fase de nivelamento dental de um paciente, foram reproduzidos em cera e esculpidos com as dimensões adequadas e desejadas para os futuros modelos fotoelásticos.

2. Obtenção de modelo para prensagem em resina acrílica: a moldagem dos modelos esculpidos em cera forneceu novo molde com as dimensões adequadas para a obtenção dos modelos mestres. Nele foram posicionados dentes artificiais e novo vazamento em cera foi realizado para a obtenção de um modelo para ser prensado em resina acrílica e obtido modelo mestre (Figura 4.3).

Figura 4.3 - **A**: Molde obtido a partir do modelo esculpido em cera e molde com os dentes artificiais posicionados; **B**: Vazamento da cera; **C**: Obtenção de um modelo com dentes artificiais e cera para ser prensado

3. Prensagem do modelo em cera: o modelo em cera, com dentes artificiais, foi prensado em mufla para a obtenção do modelo mestre em resina acrílica (Figura 4.4).

Figura 4.4 - **A**: Inclusão em mufla e demuflagem do modelo de cera; **B**: Prensagem manual da resina acrílica e modelos mestres obtidos

4. Acabamento e polimento do modelo mestre: os modelos mestres em resina acrílica foram polidos com brocas e lixas adequadas para promover, após sua moldagem, um molde com adequado acabamento interno (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Acabamento e polimento do 1º modelo mestre

5. Obtenção dos moldes para o vazamento dos modelos fotoelásticos: a partir da moldagem dos modelos mestres com silicone, obtiveram-se moldes, com adequado acabamento interno, para o vazamento da resina fotoelástica e, finalmente, obter os modelos fotoelásticos (Figura 4.6).

Figura 4.6 - A: Modelo mestre colocado em um recipiente para o vazamento do silicone; B: vazamento do silicone; C: Molde obtido a partir do modelo mestre; D: moldes obtidos em triplicidade

4.2.2 Obtenção dos modelos fotoelásticos

O vazamento dos moldes de silicone para a obtenção dos modelos fotoelásticos foi realizado sob as mesmas condições, a fim de obter 3 modelos fotoelásticos para a avaliação dos 3 diferentes bráquetes e arcos ortodônticos. A manipulação da resina fotoelástica foi realizada segundo as especificações do fabricante, e o vazamento dos moldes foi realizado em câmara a vácuo para eliminação de bolhas (Figuras 4.7 a 4.9).

Figura 4.7 - A: Componentes da resina fotoelástica: base e catalisador; B: Mensuração da proporção adequada conforme recomendação do fabricante; C: Manipulação da resina fotoelástica; D: Câmara a vácuo para eliminação de bolhas

Figura 4.8 - A: Conjuntos molde/dentes posicionados na câmara a vácuo; B: Vazamento simultâneo dos 3 moldes para a obtenção dos 3 modelos fotoelásticos; C: Eliminação de bolhas dos moldes na câmara de vácuo; D: Descanso dos modelos por 48 horas para a polimerização completa da resina fotoelástica

Figura 4.9 - Diferentes vistas dos modelos fotoelásticos obtidos

Após 48 horas, os modelos foram removidos dos respectivos moldes e, em seus dentes (*OrtoArt, Piracicaba, Brasil*) foram fixados, sucessivamente, os 3 diferentes tipos de bráquetes e tubos ortodônticos (Figura 4.10). A colagem dos bráquetes foi realizada por um mesmo operador, que teve como referência o centro da coroa clínica, tanto no sentido cérvico-oclusal como no mesio-distal. Para a aferição das alturas utilizou-se uma estrela de Boone (*Morelli, São Paulo, Brasil*).

Figura 4.10 - Modelo fotoelástico inicial com os 3 diferentes bráquetes colados e com o arco ortodôntico de níquel-titânio 0.014"

As condições ópticas dos modelos fotoelásticos foram checadas no polariscópio, logo após a desmoldagem e, nos momentos em que os bráquetes eram removidos e substituídos por outros, a fim de certificar a ausência de quaisquer tensões induzidas durante a manipulação. Quando foram constatadas tensões residuais, os modelos permaneciam sob fonte de luz e calor até que estas fossem extintas.

4.2.3 Análise dos modelos fotoelásticos em polariscópio circular

No 1º modelo fotoelástico foi inserido o arco ortodôntico de liga de níquel-titânio (NiTi) de secção circular 0.014" (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*) e no 2º e 3º modelos fotoelásticos foram inseridos, respectivamente, os arcos de secção retangular de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025" (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*) e de liga de aço 0.019" x 0.025" (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*). Esses últimos arcos foram, anteriormente à inserção, contorneados sobre o arco inferior médio do diagrama Tru-arch® Form (*Ormco, California, EUA*). Nos bráquetes convencionais, o arco foi amarrado com ligaduras elásticas (*Dentsplay/ GAC International, New York, EUA*).

Após 24 horas da inserção dos arcos ortodônticos, os modelos foram analisados em polariscópio circular e fotografados. A análise fotoelástica foi realizada em polariscópio circular, pertencente ao laboratório do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Esse equipamento foi configurado em campo escuro com os seguintes componentes: uma fonte luminosa (lâmpada *photofood* branca); difusor de luz; as lentes, polarizadora e analisadora, foram interpostas por placas retardadoras de onda ($\frac{1}{4}$ de onda) (Figura 4.11). Ressalte-se que todas as distâncias entre os componentes do polariscópio foram mantidas inalteradas durante todo o experimento.

Figura 4.11 - Componentes do polariscópio: fonte luminosa; difusor de luz; lente polarizadora; placa de $\frac{1}{4}$ de onda; plataforma circular (metálica e de gesso); placa de $\frac{1}{4}$ de onda e lente analisadora

Entre as placas de $\frac{1}{4}$ de onda colocou-se uma plataforma metálica circular e, sobre esta e com a mesma dimensão, uma plataforma circular em gesso, manufaturada para esta pesquisa. As plataformas de gesso apresentaram marcação em baixo relevo idêntica à base dos modelos mestres, a fim de permitir encaixe padronizado dos modelos fotoelásticos, durante análise e fotografia.

Nas laterais de ambas as plataformas, metálica e de gesso, foram realizadas marcações de referências com fitas adesivas coloridas que permitiram fotografar adequadamente a região de incisivos, pré-molares e molares (direito e esquerdo). Ao girar a plataforma de gesso, a coincidência entre marcações de referência das duas plataformas permitiu a obtenção de fotografias das regiões mencionadas de maneira padronizada e idêntica para todos os modelos fotoelásticos analisados (Figura 4.12).

Figura 4.12 - Detalhe das plataformas, metálica e de gesso. Em A, marcações em fita adesiva nas laterais das plataformas para servir de referência para as regiões dentárias; em B, detalhe em baixo relevo na plataforma de gesso para o posicionamento padronizado do modelo fotoelástico

Para a obtenção das imagens fotoelásticas, foi posicionada, à frente da lente analisadora do polariscópio, uma máquina fotográfica com lente macro 100mm, suportada por um tripé. As fotografias de todos os modelos fotoelásticos foram obtidas, respeitados os mesmos critérios: mesma angulação entre a lente da máquina

e o modelo fotoelástico; abertura do diafragma ($F=14$), velocidade ($V=1'$) e *ISO* 100 (Figura 4.13).

Figura 4.13 - Máquina fotográfica digital, fixada a um tripé, posicionada à frente da lente analisadora do polariscópio

4.2.4 Análise das imagens fotoelásticas

Para cada modelo fotoelástico obtiveram-se 5 imagens fotoelásticas, correspondentes à região de incisivo, pré-molares (esquerdo e direito) e molares (esquerdo e direito), que foram analisadas qualitativa e quantitativamente.

➤ Análise qualitativa

As fotografias de cada região e o terço médio-apical de cada elemento dentário foram visualmente analisados por 2 observadores, em imagens ampliadas no computador, para identificar a intensidade e a concentração das tensões, de acordo com a ordem das franjas fotoelásticas descritas no quadro 4.1.

Quadro 4.1 - Sequência de cores produzidas em polariscópio com luz branca na configuração de campo escuro

COR	ORDEM DE FRANJA
Preto	0
Cinza	0,28
Branco	0,45
Amarelo claro	0,6
Laranja	0,79
Vermelho intenso	0,9
Transição vermelho-azul	1
Azul intenso	1,06
Azul-verde	1,2
Verde-amarelo	1,38
Laranja	1,62
Vermelhorosado	1,81
Transiçãovermelho -verde	2
Verde	2,33
Verde-amarelo	2,5
Vermelho	2,67
Transição vermelho-verde	3
Verde	3,1
Rosa	3,6
Transição rosa- verde	4
Verde	4,13

Fonte: Claro et al. (2011) e Kim et al. (2011)

O teste estatístico de Kappa ponderado foi utilizado para verificar a concordância inter observador.

➤ Análise qualitativa

A análise quantitativa foi realizada nas imagens fotoelásticas correspondentes ao terço médio-apical de cada dente de cada região, empregando-se software *Matlab®* (*Mathworks®*). Com esse software, o padrão de cor RGB foi interpretado em seus menores pixels, a fim de determinar uma fração numérica para as tensões geradas em cada ordem de franja. Especificamente, e para este trabalho, cada componente de cor RGB foi representado por um valor discreto que variou de 0 (menor intensidade de RGB) a 250 (maior intensidade de RGB). Assim, cada cor, nuance e variação de tom recebeu um valor numérico que permitiu as análises, gráfica e estatística, dos dados. Entretanto, previamente a essa análise, foi necessária a seleção padronizada da imagem. Para isso, com o programa de computador Power Point (*Microsoft®*, Washington, EUA), a imagem foi sobreposta por uma grade padrão para garantir que os terços médio-apicais de cada dente fossem de mesma dimensão (Figura 4.14).

Figura 4.14 - A: Imagem obtida da região do incisivo do modelo fotoelástico *Damon*; B: recorte da região de interesse (incisivo); C: Esquema de grade aplicada sobre a imagem; D: Recorte do terço médio-apical do dente 42

Os dados foram comparados utilizando o teste de Wilcoxon para cada componente RGB, uma vez que a distribuição de dados foi considerada não-normal, segundo o teste Shapiro-Wilk e tabulação conforme padrão RGB.

O nível de significância, adotado para todos os testes estatísticos, foi de 5%. Caso o valor de P fosse maior que 0,05 para todos os componentes RGB, poder-se-ia afirmar que não existem diferenças médias significativas entre imagens.

5 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados da seguinte forma:

5.1 Avaliação Inter observador

Os valores da estatística de *Kappa* ponderado indicaram concordância substancial entre os 2 observadores (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Valor da estatística de *Kappa* ponderado

Kappa geral	0.66
P-valor geral	< 0.001
Intervalo de 95% de confiança do Kappa	sup: 0.737 inf: 0.583

5.2 Análise qualitativa e quantitativa de cada região analisada

- Sequência de imagens e análise qualitativa dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014", 0.014" x 0.025" e de aço 0.019" x 0.025" os quais estão descritos no subitem 5.2.1; 5.2.2 e 5.2.3, respectivamente.
- Valores das ordens de franjas atribuídos pelos 2 observadores para o terço médio-apical de cada elemento dental

➤ Dados da análise quantitativa:

- Gráficos referente ao padrão de cor RGB e tabela com os valores da estatística comparativa das imagens obtidas do terço médio-apical de cada dente dos modelos analisados

5.2.1 Sequência de imagens, descrição qualitativa dos modelos fotoelásticos com os bráquetes *Ovation*, *In-Ovation* e *Damon* associados a arco de liga de níquel-titânio 0.014" e descrição valores das ordens de franjas para a região médio-apical de cada elemento dental

- Região dos incisivos (Figura 5.2, Gráfico 5.1 e Tabela 5.1)

Figura 5.2 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes *Ovation*, *In-Ovation* e *Damon* associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos incisivos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 42, 41, 31, 32

As tensões mais elevadas foram observadas no modelo fotoelástico Damon, com concentração de tensões na área inter-radicular dos elementos 31 e 41, em seus terços médios. Nestas mesmas áreas, porém em menores intensidades, as tensões ocorreram no modelo In-Ovation, seguidas do modelo Ovation. A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 42: verde-amarelo, ordem de franja 1.38 (observador 1) / azul-verde, ordem de franja 1.20 (observador 2)
- Dente 41: verde-amarelo, ordem de franja 1.38
- Dente 31: verde-amarelo, ordem de franja 1.38
- Dente 32: azul intenso, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation

- Dente 42: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00
- Dente 41: azul intenso, ordem de franja 1.06
- Dente 31: verde-amarelo, ordem de franja 1.38 (observador 1) / azul intenso, ordem de franja 1.06 (observador 2)
- Dente 32: laranja, ordem de franja 0.79

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation:

- Dente 42: azul-verde, ordem de franja 1.20
- Dente 41: azul-verde, ordem de franja 1.20
- Dente 31: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00
- Dente 32: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00

Gráfico 5.1 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 31, 32, 41 e 42 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"

Tabela 5.1 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os incisivos com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014"

s	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
<i>Dente 42</i>	R	0.006 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
<i>Dente 41</i>	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.007 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
<i>Dente 31</i>	R	<0.001 [‡]	0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	0.014 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
<i>Dente 32</i>	R	0.007 [‡]	0.003 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos pré-molares esquerdos (Figura 5.3, Gráfico 5.2 e Tabela 5.2)

Figura 5.3 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos pré-molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35

As tensões mais elevadas foram observadas no modelo fotoelástico Ovation, com concentração de tensões no terço médio face distal radicular do elemento 34, unindo-se às tensões que ocorreram na face mesial radicular do elemento 35. Nestas mesmas áreas e em ordem decrescente de intensidade, as tensões ocorreram nos modelos In-Ovation e Damon.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation

- Dente 34: azul intenso, ordem de franja 1.06
- Dente 35: azul intenso, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation

- Dente 34: vermelho intenso, ordem de franja 0.90
- Dente 35: transição vermelho –azul, ordem de franja 1.00

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 34: laranja, ordem de franja 0.79
- Dente 35: laranja, ordem de franja 0.79 (observador 1) / vermelho intenso, ordem de franja 0.90 (observador 2)

Gráficos 5.2 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"

Tabela 5.2 – Valores de P obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 34 e 35 com diferentes tipos bráquetes associados ao arco NiTi 0.014"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation P	Damon Vs Ovation P	In-Ovation Vs Ovation P
Dente 34	R	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	G	0.034 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	B	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
Dente 35	R	0.046 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	G	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	B	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; † diferenças estatisticamente significantes

- Região dos molares esquerdos (Figura 5.4, Gráfico 5.3 e Tabela 5.3)

Figura 5.4 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 36 e 37

Nesta região, as tensões ocorreram nas mesmas áreas nos três modelos analisados, porém com diferentes graus de intensidade. As maiores tensões foram observadas no modelo fotoelástico Ovation seguidas dos modelos In-Ovation e Damon. No modelo Ovation, a concentração de tensões no elemento 36 ocorreu ao longo da face distal da raiz mesial e nos terços médio-apical da raiz distal. No elemento 37, a concentração de tensões ocorreu no terço médio-apical da face distal da raiz mesial e no ápice da raiz distal. No modelo Damon as tensões se concentraram ao longo da face mesial e distal da raiz distal do elemento 36 e no ápice da raiz distal do elemento 37.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico Ovation
 - Dente 36: azul intenso, ordem de franja 1.06
 - Dente 37: laranja, ordem de franja 0.79

- Para o modelo fotoelástico In-Ovation
 - Dente 36: transição vermelho -azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 37: laranja, ordem de franja 0.79

- Para o modelo fotoelástico Damon
 - Dente 36: laranja, ordem de franja 0.79
 - Dente 37: laranja, ordem de franja 0.79

Gráficos 5.3 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 36 e 37 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"

Tabela 5.3 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 36 e 37 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco NiTi 0.014"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 36	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 37	R	0.032 [‡]	0.010 [‡]	0.035 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significante

- Região dos pré-molares direitos (Figura 5.5, Gráfico 5.4 e Tabela 5.4)

Figura 5.5 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos pré-molares direitos e a imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 44 e 45

Nesta região, as intensidades das tensões foram visualmente diferentes. No modelo Ovation e In-Ovation ocorreram em áreas semelhantes concentrando-se no terço médio-cervical face mesial da raiz do elemento 44 e no terço médio-cervical da face distal da raiz no elemento 45, com mais intensidade nos modelos In-Ovation (formação de franja inteira na mesial do 1º pré-molar). No modelo Damon as tensões foram de baixa intensidade e ocorreram ao redor das raízes.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico In-ovation
 - Dente 44: azul intenso, ordem de franja 1.06
 - Dente 45: vermelho intenso, ordem de franja 0.90

- Para o modelo fotoelástico Ovation
 - Dente 44: azul intenso, ordem de franja 1.06
 - Dente 45: azul-verde, ordem de franja 1.20

- Para o modelo fotoelástico Damon
 - Dente 44: laranja, ordem de franja 0.79
 - Dente 45: vermelho, ordem de franja 0.90

Gráficos 5.4 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 44 e 45 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"

Tabela 5.4 - Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 44 e 45 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco níquel-titânio 0.014"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 44	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 45	R	<0.001 [‡]	<0.010 [‡]	0.005 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos molares direitos (Figura 5.6, Gráfico 5.5 e Tabela 5.5)

Figura 5.6 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014". Em destaque, a região dos molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 46 e 47

Nesta região, nos 3 modelos avaliados, as tensões ocorreram nos mesmos locais, porém com grandes diferenças de intensidade. As mais intensas ocorreram no modelo fotoelástico Ovation, seguidas do modelo In-Ovation e Damom. No modelo Ovation, no elemento 46, a concentração de tensões ocorreu ao longo da face mesial da raiz mesial e no terço médio-apical da raiz distal. No elemento 47, as tensões concentraram-se no terço médio-cervical da face mesial da raiz mesial.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation:

- Dente 46: verde/azul, ordem de franja 1.20
- Dente 47: azul intenso, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation:

- Dente 46: azul intenso, ordem de franja 1.06
- Dente 47: azul intenso, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico Damon:

- Dente 46: vermelho intenso, ordem de franjas 0.90 (observador 1) / verde-azul, ordem de franja 1.20 (observador 2)
- Dente 47: transição vermelho /azul, ordem de franja 1

Gráfico 5.5 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região apical dos dentes 46 e 47 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014"

Tabela 5.5 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 46 e 47 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco NiTi 0.014"

	<i>Padrão RGB</i>	<i>Damon Vs In-Ovation P</i>	<i>Damon Vs Ovation P</i>	<i>In-Ovation Vs Ovation P</i>
<i>Dente 46</i>	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.043
<i>Dente 47</i>	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.023
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.038 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

5.2.2 Sequência de imagens e descrição qualitativa dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados a arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025" e descrição dos valores das ordens de franjas para a região médio-apical de cada elemento dental

- Região dos incisivos (Figura 5.7, Gráfico 5.6 e Tabela 5.6)

Figura 5.7 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos incisivos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 42, 41, 31 e 32

As intensidades das tensões foram maiores no modelo Damon, entre as raízes dos todos elementos dentários, em especial do elemento 31, estendendo-se até seu ápice. Em ordem decrescente de intensidade as tensões ocorreram no modelo In-Ovation, concentrando-se no ápice radicular do elemento 31 e no modelo Ovation, entre as raízes dos incisivos centrais.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico Damon
 - Dente 42: amarelo, ordem de franja 0.60 (observador 1) / laranja, ordem de franja 0.79 (observador 2)
 - Dente 41: verde-amarelo, ordem de franja 1.38
 - Dente 31: azul-verde, ordem de franja 1.20 (observador 1) / verde-amarelo, ordem de franja 1.38 (observador 2)
 - Dente 32: verde-amarelo, ordem de franja 1.38
- Para o modelo fotoelástico In-Ovation
 - Dente 42: laranja, ordem de franja 0.79
 - Dente 41: vermelho, ordem de franja 0.90
 - Dente 31: azul intenso, ordem de franja 1.06
 - Dente 32: vermelho, ordem de franja 0.90 (observador 1) / laranja, ordem de franja 0.79 (observador 2)

- Para o modelo fotoelástico Ovation
- Dente 42: laranja, ordem de franja 0.79
- Dente 41: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00
- Dente 31: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00 (observador 1) / verde-amarelo, ordem de franja 1.20 (observador 2)
- Dente 32: branca, ordem de franja 0.45 (observador 1) / verde-amarelo, ordem de franja 1.20 (observador 2)

Gráficos 5.6 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 31, 32, 41 e 42 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"

Tabela 5.6 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 42, 41, 31 e 32 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de níquel-titânio 0.014" x 0.025"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 42	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 41	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.002
Dente 31	R	<0.001 [‡]	0.002 [‡]	0.012
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 32	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos pré-molares esquerdos (Figura 5.8, Gráfico 5.7 e Tabela 5.7)

Figura 5.8 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares esquerdos as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 34 e 35

As maiores áreas de tensões ocorreram no modelo Damon, seguidas do modelo In-Ovation e Ovation. No modelo Damon, as tensões ocorreram ao longo do terço médio-apical e com maior intensidade na face mesial dos elementos 34 e 35.

No modelo In-Ovation, a concentração de tensões ocorreu ao longo da face distal da raiz no elemento 34 e, no elemento 35, as tensões concentraram-se na face distal no terço apical. Nestas mesmas áreas foram observadas tensões nos modelos Ovation, porém em menor intensidade.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico Damon
 - Dente 34: transição vermelho-azul, ordem de cor 1.00
 - Dente 35: vermelho intenso, ordem de cor 0.90 (observador 1) / vermelho –azul, ordem de franja 1.0 (observador 2)
- Para o modelo fotoelástico In-Ovation
 - Dente 34: vermelho intenso, ordem de franja 0.90
 - Dente 35: laranja, ordem de franja 0.79
- Para o modelo fotoelástico Ovation
 - Dente 34: transição vermelho /azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 35: laranja, ordem de cor 0.79

Gráfico 5.7 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35 dos diferentes modelos com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"

Tabela 5.7 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 34 e 35 com diferentes tipos bráquetes associados ao arco NiTi 0.014" x 0.025" *

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation P	Damon Vs Ovation P	In-Ovation Vs Ovation P
Dente 34	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 35	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos molares esquerdos (Figura 5.9, Gráfico 5.8 e Tabela 5.8)

Figura 5.9 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 36 e 37

As tensões mais intensas ocorreram no modelo fotoelástico In-Ovation, seguidas dos modelos Ovation e Damon. Os locais de ocorrência destas tensões nos modelos In-Ovation e Ovation foram muito similares, porém, nos modelos Damon houve concentração de tensões no terço cervical da raiz mesial do elemento 36.

No modelo In-Ovation, ocorreram concentrações de tensões no terço médio apical da face distal da raiz mesial e ao longo da face distal da raiz distal do elementos 36. No elemento 37, as tensões concentraram-se no terço médio-apical da face distal da raiz mesial.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico In-ovation

- Dente 36: transição vermelha -azul, ordem de franja 1.00
- Dente 37: vermelho intenso, ordem de franja 0.90 (observador 1)
/vermelho-azul, ordem de franja 1.0 (observador 2)

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation

- Dente 36: transição vermelha -azul, ordem de franja 1.00
- Dente 37: vermelho intenso, ordem de franja 0.90

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 36: amarelo, ordem de franja 0.60
- Dente 37: laranja, ordem de franja 0.79

Gráfico 5.8 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 36 e 37 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"

Tabela 5.8 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 36 e 37 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco NiTi 0.014" x 0.025"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 36	R	<0.003 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 37	R	0.007 [‡]	<0.001 [‡]	0.005 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos pré-molares direitos (Figura 5.10, Gráfico 5.9 e Tabela 5.9)

Figura 5.10 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares direito e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 44 e 45

No modelo Damon, as tensões foram mais intensas. No elemento 44 as tensões ocorreram ao longo da face distal e no elemento 45 as tensões concentraram-se na face mesial radicular.

No modelo In-Ovation, as tensões também foram bastante intensas, porém se concentraram no terço médio-apical da face mesial das raízes dos elementos 44 e 45 e no modelo Ovation, em seus terços médios. Suas ordens de franjas estão descritas abaixo:

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico Damon:
 - Dente 44: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 45: azul-verde, ordem de franja 1.20

- Para o modelo fotoelástico In-Ovation:
 - Dente 44: azul intensa, ordem de franja 1.06
 - Dente 45: azul intensa, ordem de franja 1.06

- Para o modelo fotoelástico Ovation:
 - Dente 44: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 45: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00 (observador 1) / azul intensa, ordem de franja 1.06 (observador 2)

Gráfico 5.9 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 44 e 45 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"

Tabela 5.9 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 44 e 45 com diferentes tipos bráquetes associados ao arco NiTi 0.014"x 0.025" *

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation P	Damon Vs Ovation P	In-Ovation Vs Ovation P
Dente 44	R	<0.001 [‡]	0.035 [‡]	0.008 [‡]
	G	0.005 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 45	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos Molares Direito (Figura 5.11, Gráfico 5.10 e Tabela 5.10)

Figura 5.11 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco liga de níquel-titânio 0.014" x 0.025". Em destaque, a região dos molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 46 e 47

As tensões mais intensas ocorreram no modelo Ovation seguidas do In-Ovation. No modelo Ovation, a maior concentração de tensão foi no elemento 46, no terço médio da face mesial da raiz mesial e ao logo da face mesial da raiz distal. No dente 47, a maior concentração de tensão ocorreu no terço médio apical da face mesial da raiz distal.

As tensões no modelo Damon foram de baixas intensidades e concentraram-se na face distal da raiz mesial do elemento 47, em seu terço médio apical.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation

- Dente 46: laranja, ordem de franja 0.79
- Dente 47: azul intenso, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation

- Dente 46: vermelho intenso, ordem de franja 0.90 (observador 1)
transição vermelho-azul, ordem de franja 1.0 (observador 2)
- Dente 47: azul intensa, ordem de franja 1.06,

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 46: laranja, ordem de franja 0.79
- Dente 47: amarelo, ordem de franja 0.60

Gráfico 5.10 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 46 e 47 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.014" x 0.025"

Tabela 5.10 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 46 e 47 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco NiTi 0.014"x 0.025"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 46	R	<0.001 [†]	<0.001 [†]	0.006
	G	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	B	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
Dente 47	R	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	G	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]
	B	<0.001 [†]	<0.001 [†]	<0.001 [†]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; [†] diferenças estatisticamente significantes

5.2.3 Sequência de imagens, descrição qualitativa dos modelos fotoelásticos com bráquetes Ovation, In-Ovation, Damon, associados a arco de liga de aço 0.019" x 0.025" e descrição dos valores das ordens de franjas para a região médio-apical de cada elemento dental

- Região dos incisivos (Figura 5.12, Gráfico 5.11 e Tabela 5.11)

Figura 5.12 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos incisivos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 42, 41, 31 e 32

A intensidade das tensões nesta fase do alinhamento foram bastante elevadas e ocorreram nos mesmos locais nos 3 modelos analisados. O modelo Damon apresentou maiores áreas de tensões e estas foram mais intensas quando comparadas aos outros modelos; ocorreram entre as raízes de todos os elementos dentais desde terço cervical até o apical, concentrando-se nos ápices radiculares de todos os elementos dentais com diferentes graus de intensidade (ordem de franjas descritas abaixo). Em sequência decrescente de intensidade, as tensões ocorreram no modelo In-Ovation e Ovation.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico Damon
 - Dente 42: amarelo-verde, ordem de franja 2.50 (observador 1); vermelho-rosa, ordem de franja 1.81 (observador 2)
 - Dente 41: vermelho-rosa, ordem de franja 1.81
 - Dente 31: verde-amarelo, ordem de franja 2.50 (observador 1); vermelho-rosa, ordem de franja 1.81 (observador 2)
 - Dente 32: verde-amarelo, 2 ordem, ordem de franja 2.50 (observador 1); vermelho-rosa, ordem de franja 1.81 (observador 2)
- Para o modelo fotoelástico In-Ovation:
 - Dente 42: verde- amarelo, ordem de franja 1.38
 - Dente 41: azul-verde, ordem de franja 1.20
 - Dente 31: azul intenso, ordem de franja 1.06
 - Dente 32: verde, ordem de franja 2

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation

- Dente 42: rosa, ordem de franja 3.60
- Dente 41: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00 (observador 1);
vermelho rosa, ordem de franja 1.81 (observador 2)
- Dente 31: laranja, ordem de franja 1.62 (observador 1); vermelho-rosa,
ordem de franja 0.79 (observador 2)
- Dente 32: azul intenso, ordem de franja 1.60

Gráfico 5.11 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 31, 32, 41 e 42 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"

Tabela 5.11 – Valores de *P* obtidos pela comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 42, 41, 31 e 32 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 42	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	0.027 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 41	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 31	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 32	R	<0.001 [‡]	0.005 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos pré-molares esquerdos (Figura 5.13, Gráfico 5.12 e Tabela 5.12)

Figura 5.13 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares esquerdos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 34 e 35

As tensões foram mais intensas no modelo Damon, seguidas do modelo In-Ovation e Ovation.

No modelo Damon, as tensões mais intensas ocorreram no terço cervical da face mesial e no terço médio na face distal do elemento 34. No modelo In-Ovation, as tensões ocorreram na face distal do elemento 34, no seu terço-médio. As tensões observadas no modelo Ovation concentraram-se no terço cervical da face distal do elemento 34.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 34: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00 (observador 1); vermelho-rosa, ordem de franja 1.06 (observador 2)
- Dente 35: vermelha intensa, a ordem de franja 0.9

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation

- Dente 34: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00
- Dente 35: amarelo claro, ordem de franjas 0.60

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation

- Dente 34: laranja, ordem de franja 1.62
- Dente 35: branco, ordem de franja 0.45 (observador 1); laranja, ordem de franja 1.62 (observador 2)

Gráfico 5.12 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 34 e 35 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"

Tabela 5.12 – Valores de *P* obtidos da comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 34 e 35 com os diferentes tipos bráquetes associados ao arco aço 0.019" x 0.025"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 34	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 35	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Análise qualitativa testada por teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos molares esquerdos (Figura 5.14, Gráfico 5.13 e Tabela 5.13)

Figura 5.14 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos molares esquerdos as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 36 e 37

Nesta região, as tensões foram mais intensas nos modelos In-Ovation seguida do Ovation e Damon. Nos 2 primeiros modelos ocorreram em áreas semelhantes; no dente 36 concentraram-se nos ápices e no dente 37 ocorreram na face mesial das raízes, no terço médio-apical. No modelo Damon as tensões ocorreram com mais intensidade no dente 36, na face distal de suas raízes.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

- Para o modelo fotoelástico In-Ovation
 - Dente 36: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 37: cor laranja, ordem de franja 0.79

- Para o modelo fotoelástico Damon
 - Dente 36: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 37: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00

- Para o modelo fotoelástico Ovation
 - Dente 36: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00
 - Dente 37: transição vermelho-azul, ordem de franja 1.00

Gráfico 5.13 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 36 e 37 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"

Tabela 5.13 – Valores de *P* obtidos da comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 36 e 37 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"

	Padrão RGB	Damon Vs In-Ovation <i>P</i>	Damon Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 36	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 37	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Aplicação do teste de Wilcoxon; [‡] diferenças estatisticamente significantes

- Região dos pré-molares direitos (Figura 5.15, Gráfico 5.14 e Tabela 5.14)

Figura 5.15 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco de liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos pré-molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 44 e 45

Nos modelos Damon e Ovation as tensões foram mais intensas quando comparadas ao modelo In-Ovation. No modelo Damon, as tensões se concentraram ao longo das faces mesiais das raízes, desde o terço cervical até o apical. No modelo Ovation as tensões ocorreram ao longo de toda a face distal da raiz do elemento 45 e, no elemento 44, se concentraram no terço médio da face mesial. No modelo In-Ovation, as tensões ocorreram no terço médio- apical da face mesial da raiz do elemento 44.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 44: verde-amarelo, ordem de franja 1.38 (observador 1); azul-verde, ordem de franja 1.20 (observador 2)
- Dente 45: azul-verde, ordem de franja 1.20

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation:

- Dente 44: transição azul-vermelho, ordem de franja 1.00
- Dente 45: azul intenso, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation:

- Dente 44: azul intenso, ordem de franja 1.06
- Dente 45: amarelo claro, ordem de franja 0.60

Gráfico 5.14 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 44 e 45 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"

Tabela 5.14 – Valores de *P* obtidos da comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 44 e 45 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"

	Padrão RGB	Damom Vs In-Ovation <i>P</i>	Damom Vs Ovation <i>P</i>	In-Ovation Vs Ovation <i>P</i>
Dente 44	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.052 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 45	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	0.006 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Análise qualitativa testada por teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significantes

- Região dos molares direitos (Figura 5.16, Gráfico 5.15 e Tabela 5.15)

Figura 5.16 - Sequência de imagens dos modelos fotoelásticos com os bráquetes Ovation, In-Ovation e Damon associados ao arco liga de aço 0.019" x 0.025". Em destaque, a região dos molares direitos e as imagens da região médio-apical dos respectivos dentes 46 e 47

Nos modelos Ovation e In-Ovation tensões foram muito similares nos locais de ocorrência, sendo mais intensas no primeiro. No modelo Ovation as tensões se concentraram nas faces mesiais das raízes dos elementos 47 e 46, com mais intensidade no elemento 37, desde o terço cervical até o apical. No modelo Damon, as tensões ocorreram com mais intensidade no terço médio-cervical, entre os dois elementos dentários.

A avaliação dos observadores 1 e 2 da ordem das franjas da região médio-apical de cada elemento dental revelou:

➤ Para o modelo fotoelástico Ovation:

- Dente 46: cor azul intensa, ordem de franja 1.06
- Dente 47: cor azul intensa, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico In-Ovation

- Dente 46: cor azul intensa, ordem de franja 1.06
- Dente 47: cor azul intensa, ordem de franja 1.06

➤ Para o modelo fotoelástico Damon

- Dente 46: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00 (observador 1); azul-verde, ordem de franja 1.20 (observador 2)
- Dente 47: transição vermelho azul, ordem de franja 1.00 (observador 1); azul-verde, ordem de franja 1.20 (observador 2)

Gráfico 5.15 - Média dos valores discretos dos padrões de cor R, G e B (eixo Y), gerados pelo software Matlab[®], referente as imagens da região médio-apical dos dentes 46 e 47 dos diferentes modelos analisados com o arco ortodôntico 0.019" x 0.025"

Tabela 5.15 – Valores de *P* obtidos da comparação estatística dos padrões de cores R, G e B entre os dentes 46 e 47 com diferentes tipos de bráquetes associados ao arco de aço 0.019" x 0.025"

	Padrão RGB	Damon VS In-Ovation P	Damon Vs Ovation P	In-Ovation Vs Ovation P
Dente 46	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
Dente 47	R	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	G	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]
	B	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]	<0.001 [‡]

*Análise qualitativa testada por teste de Wilcoxon; ‡ diferenças estatisticamente significante

5.3 Sumário dos resultados obtidos

Os resultados obtidos estão sumarizados no quadro 5.1.

Quadro 5.1 - Intensidade de tensões observadas em cada região para os diferentes arcos e bráquetes avaliados

	Arco 0.014"	Arco 0.014" x 0.025"	Arco 0.019" x 0.025"
Incisivo	Damon > In-Ovation > Ovation	Damon > In-Ovation > Ovation	Damom > In-Ovation > Ovation
Pre Molar Esq.	Ovation > In-Ovation > Damon	Damon > In-Ovation > Ovation	Damon > In-Ovation > Ovation
Molar Esq.	Ovation > In-Ovation > Damon	In-Ovation > Ovation > Damon	Ovation > In-Ovation > Damom
Pré-Molar Dir.	In-Ovation > Ovation > Damon	Damon > In-Ovation > Ovation	Damon > Ovation > In-Ovation
Molar Dir.	In-Ovation > Ovation > Damom	Ovation > In-Ovation > Damom	Ovation > In-Ovation > Damom

6 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de bráquetes autoligáveis ocorre em ritmo continuamente acelerado. As empresas fabricantes seduzem os ortodontistas com promessas de tratamento mais rápido, com menos efeitos colaterais e economicamente mais vantajosos comparados aos bráquetes convencionais.

Ao considerar que a terapêutica ortodôntica se baseia na aplicação de forças para que o movimento dentário seja possível, a relevância desta pesquisa foi investigar se haveria diferenças nas tensões geradas entre as diferentes associações arcos/bráquetes, empregando a fotoelasticidade. Esse método é muito empregado nas diversas especialidades da Odontologia, incluída a Ortodontia (Glickman et al. 1970; Brodsky et al., 1975; Clifford et al., 1999; Badran et al., 2003; Claro, 2008; Cintra; Armando, 2010; Maia et al., 2010; Claro et al., 2011; Dobranski; Caram, 2013; Galli et al., 2014; Sobral et al., 2014; Abrão et al., 2015; Schwertner et al., 2017). As pesquisas de Glickman et al. (1970) e Brodsky et al. (1975) consolidaram esse método ao demonstrar haver uma correlação positiva entre as tensões produzidas nos modelos fotoelásticos, que reproduziram estruturas biológicas, e a avaliação histológica delas. Freitas Júnior et al. (2007) discutiram sobre as técnicas da fotoelasticidade e do elemento finito para a análise das tensões e sugeriram que ambas são apropriadas.

Quando se aplica um método laboratorial, este não deve ser apenas válido a que foi requisitado. É necessário que seja o mais preciso possível para que as conclusões também sejam. Embora a literatura reporte a relativa facilidade para as construções dos modelos (Clifford et al., 1999; Galli et al., 2014), para esta pesquisa, a construção dos modelos fotoelásticos foi crítica, exigindo que vários protótipos fossem construídos e materiais fotoelásticos testados até que um modelo apropriado fosse construído. A seleção do material fotoelástico exigiu uma resina de baixo módulo de elasticidade uma vez que a magnitude de forças aplicada pelos arcos seria baixa. Empregou-se a resina GIV flexível, cujo módulo de elasticidade é próximo ao utilizado nos experimentos de Clifford et al., (1999), foi testado por Claro (2008) e utilizado em outras pesquisas (Maia et al., 2010; Claro et al., 2011; Schwertner et al., 2017).

Como nesta pesquisa o propósito foi investigar as tensões durante a fase de alinhamento e nivelamento dental, foram confeccionados modelos fotoelásticos a partir de modelos de gesso obtidos de uma situação clínica real, a fim de simular os movimentos dentários comumente encontrados em um arco mandibular e obter resultados que fossem representativos das variáveis encontradas em um caso rotineiro. Na pesquisa de Pandis et al. (2009), que mensurou momentos e forças na fase de alinhamento utilizando um sistema de simulação e mensuração ortodôntica, esse mesmo critério foi adotado. Porém, este difere da pesquisa de Sobral et al. (2014) que, para comparar as tensões produzidas por diferentes arcos ortodônticos associados a um bráquete convencional e um autoligado passivo, utilizou um único modelo, com os dentes alinhados e construído com base no diagrama 19/12, de Interlandi.

Um único modelo fotoelástico também foi utilizado para avaliar as tensões produzidas por diferentes arcos de intrusão (Claro, 2008) e pelo arco base de Ricketts (Claro et al., 2011). Por considerar que as tensões residuais de um modelo fotoelástico possam ser removidas, quando ele é exposto a incidência de luz e calor (Cortizo et al., 2015), para esta pesquisa foram construídos 3 modelos, 1 para cada fase do alinhamento, embora modelos individuais também tenham sido utilizados por outros pesquisadores (Badran et al., 2003; Dobranski et al., 2009; Maia et al., 2010; Dobranski; Caram, 2013; Schwertner et al., 2017).

A fotoelasticidade permite a interpretação simples dos resultados, uma vez que a aplicação de uma carga no modelo fotoelástico representa o nível de tensão absorvido pela estrutura do osso (Glickman et al., 1970; Dobranski et al., 2009) e é expressa pelo número de franjas cromáticas de maneira proporcional, ou seja, quanto maior e mais próximas as franjas, maior e mais concentradas são as tensões (Campos Júnior et al., 1985; Freitas Junior et al., 2007; Dobranski et al., 2009). A literatura reporta a leitura qualitativa das tensões geradas pela fotoelasticidade (Badran et al., 2003; Dobranski et al., 2009; Maia et al., 2010; Dobranski; Caram, 2013; Sobral et al., 2014). Nesta pesquisa, essa análise permitiu identificar visualmente a intensidade e local de ocorrência das tensões com base no número da ordem de franjas fotoelásticas estabelecida pela *American Society For Testing Materials* (Quadro 2.1). Esse critério também foi reportado por outros autores (Claro, 2008; Claro et al., 2011; Abrão et al., 2015; Zanardi et al., 2016; Abrão et al., 2018) que também utilizaram o

número de ordem de franjas para realizar a análise quantitativa e atestaram a eficácia e reprodutibilidade do método visual, para ambas as análises, por meio do teste de concordância intra e inter observador. Neste estudo, a análise quantitativa foi realizada empregando o software *Matlab*[®], também utilizado por Cortizo et al. (2015). Com este programa computacional, os padrões de cores RGB (Red, Green, Blue) foram identificados no menor pixel das imagens da região médio-apical e, cada cor, nuance e variação de tonalidade recebeu um valor numérico. Assim, a imagem é transformada em uma matriz numérica que permite ser analisada e comparada gráfica e estatisticamente pelo software. Embora nesta pesquisa o teste de concordância inter-observador tenha resultado em uma concordância substancial, atestando a eficácia da análise qualitativa, a análise quantitativa das imagens com o método computacional permitiu descartar a possível imprecisão do método visual. Além disso, com a conversão da imagem em uma matriz numérica foi possível analisá-las estatisticamente e efetivamente determinar as diferenças significantes entre as imagens. Outro programa de computador, o software OS CALC 2.0, foi empregado para a análise quantitativa nas pesquisas de Galli et al. (2014) e de Schwertner et al. (2017).

Com esta pesquisa, esperou-se ser possível determinar a combinação de bráquete/ fio que expressa a menor e a maior tensão, durante o alinhamento e o nivelamento dental, bem como determinar as áreas em que elas ocorrem, a fim de nortear o ortodontista clínico na escolha e no emprego de dispositivos adequados a uma prática clínica de excelência.

O presente estudo revelou que tanto os bráquetes autoligáveis como os convencionais produzem tensões fotoelásticas. De acordo com Sobral et al. (2014), isso ocorreu uma vez que os modelos foram submetidos a forças expansionistas produzidas pelos arcos ortodônticos pré-fabricados de níquel-titânio e de aço, diagramado em um tamanho maior que os modelos fotoelásticos, assim como é aplicado na rotina da prática clínica.

É difícil comparar os resultados desta pesquisa à literatura, pois, ao investigar a bibliografia com última atualização em setembro de 2017, há apenas o estudo piloto de Sobral et al. (2014) com objetivos semelhantes. O referido estudo difere em diversos aspectos deste quanto a metodologia e resultados; os referidos autores

avaliaram as tensões em um único modelo com os dentes alinhados, utilizaram um polariscópio plano, não avaliaram os bráquetes autoligados ativos e concluíram que, para todos os arcos utilizados no experimento, as maiores tensões ocorreram nos ápices dos pré-molares no modelo com bráquetes convencionais; os autores não demonstraram e não discutiram os resultados em outras regiões, como incisivos e molares.

Na fase inicial de nivelamento, na região dos incisivos, as tensões geradas pelo arco 0.014" foram estatisticamente mais intensas no modelo com bráquete autoligado passivo seguido do ativo e do convencional (*Damom* > *In-Ovation* > *Ovation*). Nessa região, as tensões geradas por todos os arcos ortodônticos, concentraram-se nos terços médios radiculares, entre os incisivos centrais. Esse resultado é corroborado pela pesquisa de Badran et al. (2003), que avaliaram as tensões geradas por diferentes arcos iniciais de nivelamento em modelos fotoelásticos com bráquetes convencionais, e confrontado pelo estudo de Cintra; Armando (2010) que, ao simularem os movimentos intrusivos e extrusivos em um modelo fotoelástico, revelaram tensões menos intensas geradas pelos bráquetes autoligados passivos.

Na região dos pré-molares, é nítida a constatação que as tensões foram mais intensas onde o apinhamento se faz mais presente. No hemiarco esquerdo e em especial no elemento 34, que apresentava maior angulação e intrusão, as tensões foram mais intensas no modelo com bráquetes convencionais comparado aos bráquetes autoligados (*Ovation* > *In-Ovation* > *Damon*). Nos pré-molares do lado direito, onde o grau de angulação e de desnivelamento eram menores, as maiores tensões ocorreram nos modelos com os bráquetes autoligáveis ativos (*In-Ovation* > *Ovation* > *Damon*). Este resultado pode ser atribuído, entre outras influências menores, principalmente aos diferentes tipos de mecanismos de fechamento dos bráquetes avaliados. A redução dos níveis de tensão, no caso dos bráquetes autoligáveis, em certas direções do movimento ortodôntico (no caso em questão, movimento de angulação e extrusão) pode dever-se ao aumento da folga (*play*) do arco ortodôntico no encaixe do bráquete (*slot*) e à ausência de obstáculos resultantes do contato de uma ligadura elastomérica. Esse resultado é corroborado pelas pesquisas de Pandis et al. (2009), Badawi et al. (2009) e Cintra; Armando (2010).

Nas regiões dos molares, as tensões ocorreram em áreas semelhantes o que reforça a aplicabilidade do método para avaliar as tensões durante a fase do alinhamento e nivelamento ortodôntico. Entretanto, a intensidade das mesmas, diferentes do lado direito e esquerdo, refletem um padrão inconstante para acessórios ortodônticos (tubos) que são similares em seu *design*. Esse resultado pode ser explicado devido à grande folga (*play*) entre o arco e o bráquete nessa fase de nivelamento e, ao se assemelharem aos resultados encontrados nas regiões dos pré-molares, sugere a especulação que estes decorram de um sistema estaticamente indeterminado de forças.

Na técnica *Straight Wire*, a tensão expressa pelos arcos retangulares decorre, entre outras variáveis, da força produzida pela torção (torque) que o arco ortodôntico reto sofre quando o mesmo é introduzido na canaleta (slot) de um bráquete pré-ajustado com angulações e inclinações específicas. Na clínica ortodôntica, a força gerada pelo torque promove a adequada inclinação vestibulo-lingual dos dentes, requisito essencial para estabelecer a correta relação oclusal. Archambault et al., (2010) revelaram que a expressão do torque pode ser influenciada por fatores como o material do bráquete, além do material e dimensão do fio; Brauchli et al. (2011) demonstraram que o sistema de ligação desempenha um papel irrelevante. Os fabricantes dos bráquetes autoligados ativos advogam que estes expressam melhor o torque (Shivapuja; Berger, 1994), ao mesmo tempo em que os defensores dos autoligados passivos prometem menor proclinação dos incisivos (Damon, 1998; Damon, 2012).

Os bráquetes utilizados neste estudo apresentam prescrição Roth (*Ovation* e *In-Ovation*) e prescrição específica Damon (*Damon*). Considerando que as prescrições de angulação e torque para os incisivos são idênticas para todos os bráquetes avaliados (+2 e -1, respectivamente), especula-se que os resultados obtidos nessa região (*Damon* > *In-Ovation* > *Ovation*), para ambos os arcos retangulares, ocorreram em decorrência da expressão do torque, maior nos bráquetes autoligados passivos. Apesar de a pesquisa de Badawi et al. (2008) atestar que os bráquetes autoligados ativos são mais efetivos para expressar o torque do que os passivos, a metanálise de Chen et al. (2010), que revelou menor proclinação no tratamento com bráquete autoligado passivo (*Damon*), corrobora nossa especulação.

Em ambos os hemiarcos, na região dos pré-molares, a avaliação dos arcos 0.014" x 0.025" e 0.019" x 0.025" revelou que as tensões mais intensas ocorreram nos modelos com os bráquetes autoligados passivos. Ao considerar que o valor da prescrição para os pré-molares é maior na prescrição Roth, o resultado esperado seria que as maiores tensões ocorressem para os bráquetes autoligáveis ativos e convencionais. Contrariamente, os resultados podem atestar, mais uma vez, a maior capacidade de expressão do torque pelos bráquetes autoligados passivos. Na região dos molares, onde não há diferenças no design do acessório ortodôntico, já que todos são tubos, as maiores tensões ocorreram em função da maior prescrição de inclinação.

Diante dos resultados obtidos na região dos incisivos, para todos os arcos, e nas regiões posteriores (pré-molares e molares), quando avaliados os arcos retangulares, especula-se que decorram em função do próprio *design* do bráquete. A tampa que fecha a canaleta dos bráquetes autoligados passivos, por ser rígida, mantém toda a tensão acumulada do arco e transfere-a para o modelo fotoelástico. Nos bráquetes autoligados ativos, a flexibilidade da tampa não consegue manter toda a tensão acumulada, resultando em sua perda parcial. Do mesmo modo, nos bráquetes convencionais, as ligaduras elásticas, principalmente em dentes mal posicionados, não conseguem manter o arco ortodôntico totalmente encaixado na canaleta do bráquete e, este, não expressa todo o seu potencial.

Nesta pesquisa, destacam-se os achados observados na região dos incisivos. Nela, as tensões ocorreram sempre e com mais intensidade nos modelos com bráquetes autoligados passivos, nas 3 fases de alinhamento e nivelamento, ou seja, para os 3 arcos avaliados. Esse resultado apresenta considerável relevância clínica, uma vez que pode estar diretamente relacionado a danos às estruturas periodontais, proclinação dos incisivos, riscos de reabsorção radicular e aumento nos níveis de dor, uma vez que a tábua óssea dessa região é muito fina e extremamente sensível aos movimentos que conduzem os dentes fora do contorno alveolar. Os estudos de Pandis et al. (2007) e de Scott et al. (2008a) demonstraram resultados similares para os casos tratados com aparelhos autoligados passivos e convencionais, mas o tratamento foi alcançado por uma combinação de expansão transversal dos arcos e proclinação dos incisivos. Embora tenha sido reportado o encurtamento radicular durante o tratamento ortodôntico, Blake et al. (1995), Pandis et al. (2008), Scott et al. (2008a) e Leite et al.

(2012) demonstraram que não houve diferenças significantes quanto as reabsorções radiculares ao comparar os bráquetes autoligados e convencionais. Em relação ao nível de dor durante o tratamento ortodôntico, Miles et al. (2006) e Scott et al. (2008b) comparam os aparelhos autoligados e convencional, sem consenso ou diferenças significantes entre um e outro e, Tecco et al. (2009) e Pringle et al. (2009) reportaram níveis menores de dor nas fases iniciais do tratamento (1ª semana), nos casos tratados com bráquetes Damon comparado aos convencionais.

Portanto, apesar de este trabalho sempre demonstrar maiores tensões nas áreas dos incisivos nos aparelhos autoligados passivos, a literatura citada acima demonstra que clinicamente essas tensões podem ter um resultado subclínico. Futuros estudos que comparem os diversos sistemas ortodônticos poderão auxiliar o Ortodontista a identificar as tensões de cada sistema e as limitações de cada método.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Importante que o profissional tenha conhecimento das particularidades de cada aparelho, tempo necessário para tratamento, custo e habilidade para lidar com todos os disponíveis métodos, a fim de poder oferecer o melhor para cada caso clínico específico.

Em um tratamento ortodôntico, as tensões a que os dentes são submetidos podem variar em decorrência das propriedades mecânicas do ligamento periodontal que, em sua complexidade, influenciam a transmissão de cargas. Um meio confiável que pudesse simular as respostas do ligamento periodontal frente a forças ortodônticas ainda não foi desenvolvido. A utilização de um material elástico para extrapolar os impactos biológicos de uma carga é uma simplificação exagerada dos fenômenos biológicos que ocorrem *in vivo*.

Assim, com base na concepção e na natureza *in vitro* deste estudo, e respeitadas suas limitações, é razoável supor que os resultados obtidos não devam ser extrapolados diretamente à prática clínica, uma vez que não representam com precisão o que nela ocorre. A verdadeira resposta clínica deve incluir e, ao mesmo tempo, não se limitar, a inúmeras variáveis. Este estudo se aprofundou no conhecimento sobre os fatores que controlam e afetam as tensões produzidas por

diferentes associações de arcos e bráquetes ortodônticos, visando estabelecer padrões, que possam fundamentar estudos clínicos futuros sobre esse tema.

7 CONCLUSÃO

Por meio do método da fotoelasticidade, pode-se concluir que:

- Na região dos incisivos, as maiores tensões ocorreram quando os arcos ortodônticos foram associados aos bráquetes autoligados passivos (Damon).
- Na região dos pré-molares, as maiores tensões ocorreram quando o arco 0.014" foi associado ao bráquete convencional (Ovation) em movimentos de segunda ordem (extrusão) e de angulação e, quando o arco 0.014"x 0.025" e 0.019" x 0.025" foram associados aos bráquetes autoligados passivos (Damon).
- Na região dos molares, as maiores tensões ocorreram quando o arco 0.014"x 0.025" e 0.019"x 0.025" foram associados aos tubos ortodônticos com maior prescrição de inclinação (Ovation e In-Ovation)

REFERÊNCIAS¹

Abrão AF. Análise fotoelástica da distribuição de tensões nos segundos molares inferiores geradas por diferentes mecânicas de verticalização [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2014.

Abrão AF, Claro CAA, Laganá DC, Paiva JB, Fantini SM. Análise fotoelástica da distribuição de tensões geradas pela mecânica de verticalização nos segundos molares inferiores. *Orthod. Sci. Pract.* 2015;8(32):471-8.

Abrão AF, Domingos RG, Paiva JB, Laganá DC, Abrão J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018 Mar;153(3):415-21. doi:10.1016/j.ajodo.2017.07.023.

Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. (2010) Torque Expression in Stainless Steel Orthodontic Brackets. *Angle Orthodontist.* 2010 Jan;80(1): 201-10. doi.org10.2319/080508-352.1

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 May;133(5):721-8. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.01.051.

Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Three-dimensional orthodontic force measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Oct;136(4):518-28. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.02.025.

Badran SA, Orr JF, Stevenson M, Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod.* 2003 Apr;25(2):117-25.

Barbosa JA. Ortodontia com excelência na busca da perfeição clínica. São Paulo: Napoleão; 2013.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Blake M, Woodside DG, Pharoah MJ. A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with the edgewise and Speed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995 Jul;108(1):76-84.

Bosso K, Gonini Júnior A, Guiraldo RD, Berger SB, Lopes MB. Stress generated by customized glass fiber posts and other types by photoelastic analysis. *Braz Dent J*. 2015 May-Jun;26(3):222-7.
doi: 10.1590/0103-6440201300256.

Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation-a myth? *Angle Orthod*. 2011 Mar;81(2):312-8.
doi: 10.2319/041310-205.1.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod*. 1975 Jan;67(1):1-10.

Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. Bases teóricas fundamentais para a utilização da fotoelasticidade como método de estudo de distribuição de forças. *Estomat Cult*. 1985;15(1):21-4.

Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I - Campo de aplicação. *Estomat Cult*. 1986;16(1):20-5.

Campos Júnior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade em Odontologia: Influência da base apical de sustentação. *Rev Odontol USP*. 1989 out./dez;3(4):470-5.

Castro R. Braquetes autoligados: eficiência X evidências científicas. *Rev Dent press Ortodon ortop Facial* 2009 jul./ago;14(40):20-4.

Chen SS, Greenlee GM, Kim JE, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Jun;137(6):726.e1-726.e18; discussion 726-7.
doi: 10.1016/j.ajodo.2009.11.009.

Cintra MF, Armando RS. Tensões periodontais, devido a mecânicas intrusiva e extrusiva, de bráquetes convencionais e autoligados. *Revista Ortodontia SPO*. 2010;43(6):681.

Claro CAA. Análise da distribuição de tensões, em modelo fotoelástico, decorrente de diferentes arcos de intrusão de incisivos inferiores [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2008.

Claro CAA, Abrão J, Reis SAB, Laganá DC. Distribuição de tensões em modelo fotoelástico decorrente da intrusão dos incisivos inferiores por meio do arco base de Ricketts. *Dental Press J Orthod*. 2011 sept-oct;16(5):89-97.

Clasificación de la Polarización ([20??]) [acessado 04 Dez. 2017]. Disponível em: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/phyopt/polclas.html>

Clifford PM, Orr JF, Burden DJ. The effects of increasing the reverse curve of Spee in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. *Eur J Orthod*. 1999 Jun;21(3):213-22.

Cortizo DL, Kodama RM, Oliveira JA, Mesquita AM, Laganá DC, Dib LL. Influence of implant-retained silicone oculo-palpebral prosthesis on stress distribution: a pilot study using a photoelastic model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Nov-Dec;30(6):1303-9.
doi: 10.11607/jomi.3904.

Damon DH. The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod*. 1998 Nov;32(11):670-80.

Damon DH. Orthodontics: current principles and techniques. In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KW, editors. *Treatment of the face with biocompatible orthodontics*, Ch. 18. 4th ed. Philadelphia: Mosby Elsevier; 2005. p. 753–831.

Dobranszki A, Vuolo JH, Levy Neto F, Suzuki H, Barbosa JA, Dobranszki, NPDC. Estudo fotoelástico do controle vertical com o arco de dupla chave na técnica Straight wire. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial*. 2009;14(4):123-8.

Dobranszki A, Caram CSB. Estudo comparativo da retração de caninos com braquete Roth com 13o de angulação e Barbosa braquete versatil com liberdade de angulação por análise fotoelástica. *Rev Odontol Planalto Central*. 2013;3:11-9.

Freitas Junior AC, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Bioengenharia aplicada à Odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. *Implantnews* 2007;Sept- Oct; 4(5):469-76.

Galli LG, Almeida RR, Almeida MR, Conti ACCF, Gonini Jr A. Protocolo de confecção de modelos de estudo em resina fotoelástica para análise de tensões durante a retração de caninos com ancoragem em mini-implantes. *Ortodontia SPO* 2014;47(1):33-7.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970 Jan;41(1):30-5

Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod.* 2003 Sep;30(3):262-73.

Harradine N. The history and development of self-ligating brackets. *Semin Orthodon.* 2008 Mar;14(1):5-18.

Jacobs C, Gebhardt PF, Jacobs V, Hechtner M, Meila D, Wehrbein H. Root resorption, treatment time and extraction rate during orthodontic treatment with self-ligating and conventional brackets. *Head Face Med.* 2014 Jan 23;10:2. doi:10.1186/1746-160X-10-2.

Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J OrthodDentofacial Orthop.* 2010 Jul;138(1):67-71. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.07.023.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Sep-Oct;26(5):976-84.

Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Apr;129(4):469.e1-32.

Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 1997 Sep;3(3):166-77.

Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1992.

Leite V, Conti AC, Navarro R, Almeida M, Oltramari-Navarro P, Almeida R. Comparison of root resorption between self-ligating and conventional preadjusted brackets using cone beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2012 Nov;82(6):1078-82.
doi: 10.2319/080911-501.1.

Lopes AG. Ortodontia de precisão. *Rev Clin Ortod Dental Press*. 2015 fev-mar;14(1):58-72.

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

Maia LGM, Gomes VL, Santos-Pinto A, Lopes Junior I, Gandini Junior LG. Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de forças gerado pela mola “T” de retração com diferentes pré-ativações. *Dental Press J Orthod*. 2010 jul-aug;15(4):103-16.

Maltagliati LA. Bráquetes autoligáveis ativos x passivos. *Dental Press J Orthod*. 2010 abr-maio;9(2):6-11.

Mateus ALML, Figueiredo e Paula H, Reis DD. Ciência na tela: experimentos no retroprojektor. Belo Horizonte: Editora UFMG; 2009.

Martins RP. Braquetes autoligáveis alinham os dentes mais rapidamente? *Rev Clin Ortod Dental Press*. 2014Dez;13(6):10-5.

Measurement Group Inc. 1981. Introduction to stress analysis by photostress method. Tech Note TN-702, Raleigh, USA, 12 p.

Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2 vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod*. 2006 May;76(3):480-5.

Nóbrega C. Ortodontia autoligante interativa. Rio de Janeiro: Profile; 2010.

ORMCO. Damon System. 2017 [acessado 04 Dez. 2017] Disponível em: <https://ormco.com/products/damon-system/>

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: a prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Aug;132(2):208-15.

Pandis N, Eliades T, Partowi S, Bourauel C. Forces exerted by conventional and self-ligating brackets during simulated first- and second-order corrections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 May;133(5):738-42. doi:10.1016/j.ajodo.2008.01.001.

PandisN, Nasika M, Polychronopoulou A, Eliades T. External apical root resorption in patients treat with conventional and self-ligation brackets. *Am J Orthd dentofacial orthop*.2008;134(5):646-651.

Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generatedduring simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *EurJOrthod*. 2009 Dec;31(6):590-5. doi: 10.1093/ejo/cjn107.

Perosa E. Desenvolvimento de um programa computacional visando o aprimoramento do uso da técnica da fotoelasticidade [dissertação]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2013.

Pringle AM, Petrie A, Cunningham SJ, McKnight M. Prospective randomized clinical trial to compare pain levels associated with 2 orthodontic fixed bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Aug;136(2):160-7. doi:10.1016/j.ajodo.2007.08.032.

Proffit WR. As bases biológicas da terapia ortodôntica. In: Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Ortodontia contemporânea*. 5.ed. Rio de Janeiro: Mosby-Elsevier; 2013. Cap. 8, p. 278-311.

Queiroz GV, Rino Neto J, Paiva JB, Ballester RY. Influência da força de atrito na mecânica de deslize. *Rev Clin Ortod Dental Press*. 2014;13(6):28-38.

Quinan MAD. Uma metodologia para determinação do fator de intensidade de tensões causado por tensões térmicas utilizando a fotoelasticidade [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN); 2005.

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and "reduced-friction" self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Sep;138(3):330-8. doi:10.1016/j.ajodo.2008.07.025.

Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Aug;132(2):216-22.

Sathler R, Silva RG, Janson G, Branco NCC, Zanda M. Desmistificando os bráquetes autoligáveis. *Dental Press J Orthod*. 2011 mar-apr;16(2):50.e1-8.

Schiavon JA. Aplicação da técnica da fotoelasticidade na análise de fundações por estacas helicoidais [dissertação]. São Carlos: Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos; 2010.

Soares WA. Determinação de parâmetros da mecânica de fratura a partir de imagens fotoelásticas, usando processamento digital [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN);1997.

Sobral GC, Vedovello Filho M, Degan VV, Santamaria M Jr. Photoelastic analysis of stress generated by wires when conventional and self-ligating brackets are used: a pilot study. *Dental Press J Orthod*. 2014 Sep-Oct;19(5):74-8.
doi:10.1590/2176-9451.19.5.074-078.oar.

Schwertner A, Almeida RR, Gonini Jr A, Almeida MR. Análise fotoelástica do stress gerado pelo arco de intrusão Connecticut (CIA). *Dental Press J Orthod*. 2017;22(1):57-64.

Scott P, DiBiase AT, Sherriff M, Cobourne MT. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008a Oct;134(4):470.e1-8.
doi:10.1016/j.ajodo.2008.04.018.

Scott P, Sherriff M, Dibiase AT, Cobourne MT. Perception of discomfort during initial orthodontic tooth alignment using a self-ligating or conventional bracket system: a randomized clinical trial. *Eur J Orthod*. 2008b Jun;30(3):227-32.
doi:10.1093/ejo/cjm131.

Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994 Nov;106(5):472-80.

Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Oct;138(4):463-7.
doi: 10.1016/j.ajodo.2008.11.029.

Stolzemberg J. The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child*. 1935;21:837-40.

Tecco S, D'Attilio M, Tetè S, Festa F. Prevalence and type of pain during conventional and self-ligating orthodontic treatment. *Eur J Orthod*. 2009Aug;31(4):380-4. doi: 10.1093/ejo/cjp003.

Thilander B. Reações teciduais em ortodontia. In: Graber LW, Vanarsdall Jr. RL, Vig KWI. *Ortodontia-princípios e técnicas atuais*. 5. ed. Rio de Janeiro: Mosby-Elsevier; 2012. Cap. 9. p. 247-86.

Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 May;121(5):472-82.

Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997 Feb;111(2):119-40.

Zanardi PR, Santos MS, Stegun RC, Sesma N, Costa B, Laganá DC. Restoration of the Occlusal Vertical Dimension with an Overlay Removable Partial Denture: A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2016 Oct;25(7):585-588. doi: 10.1111/jopr.12351.