



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

MARCELO PIOVESAN DESSIMONI

**MÉTODO DA FOTOELASTICIDADE COMO ADJUVANTE EM PESQUISAS
ORTODÔNTICAS**



**Ribeirão Preto
2023**

MARCELO PIOVESAN DESSIMONI

**MÉTODO DA FOTOELASTICIDADE COMO ADJUVANTE EM PESQUISAS
ORTODÔNTICAS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências, no Programa: Odontopediatria - Área de Concentração: Odontopediatria.

Orientador: Prof. Dr. Murilo Fernando Neuppmann Feres

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE SEJA CITADA A FONTE.

Assinatura do autor: _____ Data: ____/____/2023

FICHA CATALOGRÁFICA

Dessimoni, Marcelo Piovesan.

Método da fotoelasticidade como adjuvante em pesquisas Ortodônticas. Marcelo Piovesan Dessimoni. Ribeirão Preto, 2023.

122p.: il.; 30cm

Tese de Doutorado apresentada na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), área de concentração: Odontopediatria.

Orientador: Prof. Dr. Murilo Fernando Neuppmann Feres

Versão Corrigida da tese. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

1. Fotoelasticidade. 2. Ortodontia. 3. Apinhamento dentário. 4. Distribuição de tensão.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dessimoni, M.P. **Método da fotoelasticidade como adjuvante em pesquisas Ortodônticas.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Programa: Odontopediatria
Área de Concentração: Odontopediatria.

Aprovado em: ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Murilo Fernando Neuppmann Feres (**Orientador**)

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Assinatura: _____

Prof.(a).Dr.(a).: Fábio Lourenço Romano

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Julgamento: _____ Assinatura _____

Prof.(a).Dr.(a).: Ana Carla Raphaeli Nahás-Scocate

Instituição: Faculdade de Odontologia/Universidade de Guarulhos

Julgamento: _____ Assinatura _____

Prof.(a).Dr.(a).: Ana Paula Terossi Godoi

Instituição: Fundação Hermínio Ometto (FHO)/Departamento de Odontologia

Julgamento: _____ Assinatura _____

Dados Curriculares

MARCELO PIOVESAN DESSIMONI

Nascimento	20 de outubro de 1988 – Casa Branca/SP
Filiação	Paschoal Francisco Dessimoni Rita de Cássia Piovesan
2006-2009	Curso de Graduação Centro Universitário Herminio Ometto de Araras, UNIARARAS
2011-2014	Especialização em Ortodontia Universidade Iguazu, UNIG
2014-2018	Mestrado em Ortodontia. Centro Universitário Herminio Ometto de Araras, UNIARARAS

Dedicatória



Dedicatória

Agradeço a Deus, por guiar e iluminar meu caminho.

Ao meu Pai e à minha Mãe, por toda dedicação para minha formação pessoal e profissional, por todo ensinamento de vida e por me ajudarem a ser o que sou hoje.

À minha irmã, pelas conversas e apoio.

Ao meu avô Pedro (in memoriam), por todo o ensinamento, paciência e carinho.

À minha noiva Fernanda, por todo apoio, incentivo e dedicação.

Aos meu orientador Prof. Dr. Murilo Fernando Neuppmann Feres, obrigado pelos ensinamentos e por confiar e acreditar em mim.

À Profa. Dra. Raquel Assed Bezerra Segato, obrigado pela receptibilidade, acolhimento e confiança.

Aos meus colegas de trabalho, Dra. Fernanda Moura Antonialli, Dr. Fábio Dias Guimarães, Dr. Clóvis Roberto Teixeira, Dr. Paulo Thomé e Vasconcelos, Dr. Walter Tom, Dra. Saskya Tom, meu muito obrigado pelo apoio e incentivo.

Agradecimentos



Agradecimentos

À Universidade de São Paulo, nas pessoas do atual Reitor Prof. Dr. Carlos Gilberto Carlotti Junior e da Vice-Reitora Profa. Dra. Maria Arminda do Nascimento Arruda.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa do atual diretor Prof. Dr. Paulo Nelson Filho e do Vice-Diretor Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva.

À Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, na pessoa da Coordenadora Profa. Dra. Raquel Assed Bezerra Segato e da Vice-Coordenadora, Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela Bolsa de Doutorado (Código de Financiamento 001).

Aos professores do departamento de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

À colega Vitória Leite Paschoini, por toda paciência e ajuda.

Micheli Cristina Leite Rovanholo, Matheus Morelli Zanela e Filomena Leli Placciti, pela atenção.

À secretária do Programa de Pós-Graduação Mary Possani Carmessano, por toda a ajuda e atenção.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro pela atenção e por ceder o laboratório.

À Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria e Dra. Ana Paula Macedo, especialistas em laboratório da faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela disponibilidade, ensinamentos e atenção.

A todos meu muito obrigado pela receptibilidade que tiveram comigo, sempre muito solícitos e atenciosos, muito obrigado.

Resumo



RESUMO

DESSIMONI, M.P. **Método da fotoelasticidade como adjuvante em pesquisas Ortodônticas**. 2023. 122p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

A fotoelasticidade é um método baseado no surgimento de faixas coloridas, denominada franja, que em determinados materiais birrefringentes quando submetidos a tensão e analisados por um polariscópio, possibilita analisar a distribuição de tensão e permite ter uma percepção geral sobre o tratamento de escolha, avaliando os dentes envolvidos e estruturas ao redor. O objetivo deste estudo foi estudar o método da fotoelasticidade como adjuvante na ortodontia de maneira teórica e de maneira laboratorial o objetivo foi utilizar este método para analisar diversos tipos de fios, bráquetes e ligaduras no tratamento do apinhamento de incisivos inferiores. Na parte teórica foi realizada uma revisão sistemática de escopo sobre o método da fotoelasticidade como meio de análise de mecânicas ortodônticas, na qual estudos foram obtidos em diversas bases de dados e tiveram seus dados extraídos, resumidos e interpretados. Concluiu-se que este método além de versátil, possibilita qualificar e quantificar a distribuição de tensões prover uma percepção geral em tempo real sobre a mecânica ortodôntica e seus efeitos sobre estruturas adjacentes. Já no estudo in vitro, foi confeccionado um modelo fotoelástico da arcada inferior simulando um apinhamento na região dos incisivos inferiores, e este foi usado para avaliar as tensões geradas às raízes dos incisivos inferiores, esta etapa foi dividida em duas: na primeira foram analisados os fios de NiTi e CuNiTi ambos .014” onde estes foram inseridos em bráquetes metálico convencional utilizando as ligaduras metálica e elástica e também foram utilizados bráquetes auto-ligados ativo e passivo, os resultados mostraram que o tipo de fio não teve uma grande influência nas tensões geradas quanto o tipo de bráquete e ligadura, os bráquetes auto-ligados produziram a menores tensões e o bráquete convencional com ligadura metálica as maiores; na segunda etapa, foram analisados os fios de NiTi .012”, .014” e .016” e estes foram inseridos em bráquetes metálico convencional utilizando as ligaduras metálica e elástica e também foi utilizado o bráquete auto-ligado ativo, os resultados mostraram que a ligadura elástica oferece tensões mais suaves que à metálica e o auto-ligado ativo apresenta tensões mais suaves que o bráquete convencional.

Palavras-chave: Fotoelasticidade, ortodontia, apinhamento dentário, distribuição de tensão.

Abstract



ABSTRACT

DESSIMONI, M.P. **Photoelasticity method as an adjuvant in orthodontic research**. 2023. 122p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023.

Photoelasticity is a method based on the emergence of colored bands, called fringe, which in certain birefringent materials when subjected to tension and analyzed by a polariscope, makes it possible to analyze the distribution of tension and allows to have a general perception about the treatment of choice, evaluating the involved teeth and surrounding structures. The objective of this study was to study the photoelasticity method as an adjuvant in orthodontics in a theoretical way and in a laboratory way. The objective was to use this method to analyze different types of wires, brackets and ligatures in the treatment of lower incisor crowding. In the theoretical part, a systematic scope review was carried out on the photoelasticity method as a means of analyzing orthodontic mechanics, in which studies were obtained from different databases and had their data extracted, summarized and interpreted. It was concluded that this method, in addition to being versatile, makes it possible to qualify and quantify the stress distribution, providing a real-time general perception of orthodontic mechanics and its effects on adjacent structures. In the in vitro study, a photoelastic model of the lower arch was made simulating crowding in the region of the lower incisors, and this was used to evaluate the tensions generated to the roots of the lower incisors. NiTi and CuNiTi wires both .014" where these were inserted in conventional metallic brackets using metallic and elastic ligatures and active and passive self-ligating brackets were also used, the results showed that the type of wire did not have a great influence on the tensions generated regarding the type of bracket and ligature, the self-ligating brackets produced the lowest tensions and the conventional bracket with metallic ligature the highest; in the second stage, NiTi wires .012", .014" and .016" were analyzed and these were inserted in conventional metallic brackets using metallic and elastic ligatures and the active self-ligating bracket was also used, the results showed that the elastic ligature offers smoother tensions than the metallic one and the active self-ligating presents softer tensions than the conventional bracket.

Keywords: Photoelastic, orthodontic, dental crowding, stress distribution.

Sumário



SUMÁRIO

Dedicatória.....	9
Agradecimentos	13
Resumo	17
Abstract	21
Sumário	25
Introdução Geral	29
Proposição	33
Capítulo 1	37
Capítulo 2	63
Capítulo 3	91

Introdução Geral



A fotoelasticidade pode ser definida como um método de análise de tensões baseado na propriedade da birrefringência mecânica, inerente a diversos polímeros transparentes, e que faz uso das propriedades de polarização da luz e de esforço mecânico experimentalmente aplicado aos corpos de interesse (Dolan and Murray, 1966). Enfatiza-se a fotoelasticidade como um método que analisa a distribuição de tensão no interior dos materiais constituídos de resina flexível transparente, quando submetidos a uma força (Dally and Riiley, 1991). Este modelo experimental se baseia na identificação de faixas coloridas, denominadas franjas, que são visíveis após iluminação polarizada e analisadas por um polariscópio (Campos Júnior A, 1986, Dobranski et al., 2009).

Foi introduzida na pesquisa odontológica por Zak em 1935 (Zak 1935), quando simulou efeitos de diversos dispositivos ortodônticos em dentes humanos montados em modelos experimentais, e desde que Gilckman (Gilckman et al., 1970), Brodsky (Brodsky et al., 1975) e seus respectivos colaboradores publicaram um relato de estudo utilizando o método da fotoelasticidade e estabeleceram uma correlação positiva entre achados histológicos e as áreas de concentração de tensões em modelos fotoelásticos, o uso deste modelo experimental vem sendo aplicado a diversas áreas, como: Prótese (Pereira et al. 2015; Ferraço et al. 2013), Implantodontia (Pigozzo et al. 2014, Zapparoli et al. 2017; Ozyilmaz et al. 2019), Dentística (Lopes et al. 2011; Pereira et al. 2018), Cirurgia (Rodrigues et al. 2015, Oliveira et al. 2021) ou Oclusão (Rossi et al. 2014). Na Ortodontia, esta abordagem vem sendo utilizada para analisar diversos tipos de mecânicas ortodônticas, usualmente implementadas para correção da mordida aberta anterior (Meros et al., 2019), verticalização de molares inferiores (Abraão et al., 2018), intrusão de incisivos (Schwertner et al., 2017), alinhamento de incisivos inferiores (Badran et al., 2003; Chiang et al., 2018), bem como para avaliação de forças aplicadas sobre mini-implantes ortodônticos (Çehreli et al., 2013), durante a retração de incisivos (Matsui et al., 2000).

Dentre os diversos desvios oclusais observáveis, o apinhamento dentário se refere à presença de irregularidade dentária ou falta de espaço na arcada, ocorrendo com frequência nos segmentos anteriores (Evensen e Øgaard 2007, Machado GB 2015). O alinhamento e nivelamento deste apinhamento dentário se refere a uma das primeiras etapas do tratamento ortodôntico corretivo, para a qual grande variedade de fios são propostos (Badran et al., 2003, Chiang et al., 2018). Diferentes investigações

in vitro têm sido conduzidas para avaliar as propriedades mecânicas de arcos de alinhamento inicial (Badran et al., 2003, Sobral et al., 2014, Chiang et al., 2018), muito embora ainda não haja consenso a respeito do método mais apropriado para a avaliação das suas propriedades mecânicas (Badran et al., 2003, Pandis et al., 2010, Sobral et al., 2014, Chiang et al., 2018).

Considerando reconhecer pontos metodológicos potencialmente deficientes na literatura e identificar as lacunas de conhecimento referentes à aplicação do método da fotoelasticidade para o estudo de mecânicas ortodônticas, foi realizada uma revisão de escopo a fim de mapear sistematicamente as pesquisas realizadas na área de Ortodontia e que apliquem o método da fotoelasticidade, sendo este o objetivo da parte teórica. Já na parte laboratorial, tivemos dois objetivos, sendo eles: analisar in vitro as tensões transmitidas às raízes dos incisivos inferiores em um modelo fotoelástico simulando um apinhamento na região anterior, utilizando bráquete convencional com ligaduras metálica e elástica, bráquetes auto-ligado passivo e ativo e os fios .014" NiTi e CuNiTi, e o outro foi analisar in vitro as tensões transmitidas às raízes dos incisivos inferiores em modelo fotoelástico simulando um apinhamento na região anterior, utilizando bráquete convencional com ligaduras metálica e elástica, bráquete auto-ligado ativo e os fios NiTi de espessuras .012", .014" e .016".

Proposição



Objetivo

O objetivo deste presente estudo foi estudar o método da fotoelasticidade como adjuvante em mecânicas ortodônticas e comparar as tensões produzidas por diferentes tipos de bráquetes, fios e ligaduras no tratamento do apinhamento de incisivos inferiores.

Assim, para abordar o tema proposto, foram desenvolvidos estudos divididos nos 3 capítulos a seguir:

1. Revisão sistemática de escopo sobre o método da fotoelasticidade como adjuvante na ortodontia.
2. Estudo *in vitro* para avaliar as tensões geradas pelos fios NiTi .014" e CuNiTi .014", quando utilizado o bráquete convencional e ligaduras metálica e elástica e bráquetes auto-ligados passivo e ativo no tratamento do apinhamento de incisivos inferiores.
3. Estudo *in vitro* para avaliar as tensões geradas pelos fios NiTi .012", .014" e .016", quando utilizado o bráquete convencional e ligaduras metálica e elástica e bráquete auto-ligado ativo no tratamento do apinhamento de incisivos inferiores.

Capítulo 1

O método da fotoelasticidade em pesquisas ortodônticas: uma revisão de escopo



O método da fotoelasticidade em pesquisas ortodônticas: uma revisão sistemática de escopo

Resumo

Fotoelasticidade é um método baseada no surgimento de faixas coloridas, denominada franja, em determinados materiais transparentes submetidos a tensão, iluminados por luz polarizada e analisados por um polariscópio, onde a análise dessas franjas possibilita qualificar a distribuição de tensão e permite uma percepção geral sobre o comportamento do tratamento de escolha, podendo ser utilizado para analisar mecânicas ortodônticas, comportamento dos dentes envolvidos e estruturas ao redor. O presente estudo realiza um revisão de escopo sobre o método da fotoelasticidade como adjuvante em diversas mecânicas ortodônticas. Os estudos foram obtidos nas seguintes bases de dados eletrônicas: MEDLINE, EMBASE, CENTRAL, LILACS e ISI Web of Science, a data da última busca foi em março de 2021, onde revisores independentemente selecionaram e extraíram os dados dos estudos incluídos, e avaliaram o risco de viés dos mesmos, contando com um total de 32 estudos incluídos na revisão. O método da fotoelasticidade se mostrou muito diversificado, onde vários tipos de modelos fotoelástico simulando diferentes maloclusões e vários tipos de mecânicas ortodônticas foram analisadas nos estudos, onde todos os modelos fotoelástico foram confeccionados com algum tipo de material birrefringente. Poucos estudos utilizaram alguma tabela de referência para descrever os resultados. Este método vem sendo utilizado em diversas áreas da Odontologia, em muitos deles como adjuvante na ortodontia, sendo um método que se mostra relativamente rápido e eficaz uma vez que possibilita qualificar a distribuição de tensão e uma percepção geral em tempo real da mecânica ortodôntica em questão.

Palavras-chave: Ortodontia, análise de tensão, revisão sistemática, birrefringência.

Introdução

A fotoelasticidade pode ser definida como um método de análise de tensões baseado na propriedade de birrefringência mecânica, inerente a diversos polímeros transparentes, e que faz uso das propriedades de polarização da luz e de esforço mecânico experimentalmente aplicado aos corpos de interesse (Dolan and Murray, 1966). Foi introduzida na pesquisa odontológica por Zak em 1935 (Zak 1935), quando simulou efeitos de diversos dispositivos ortodôntico em dentes humanos montados em modelos experimentais.

Desde que Gilckman et al. (1970) publicaram um relato de estudo utilizando o método da fotoelasticidade na pesquisa odontológica, pelo qual estabeleceram uma correlação positiva entre achados histológicos e as áreas de concentração de tensões em modelos fotoelásticos, o uso deste modelo experimental vem sendo aplicado a diversas áreas de pesquisa, como Prótese (Pereira et al. 2015; Ferraço et al. 2013), Implantodontia (Pigozzo et al. 2014, Zaparolli et al. 2017; Ozyilmaz et al. 2019), Dentística (Lopes et al. 2011; Pereira et al. 2018), Cirurgia (Rodrigues et al. 2015, Oliveira et al. 2021) ou Oclusão (Rossi et al. 2014). Na Ortodontia, a maioria dos estudos que utilizaram este modelo, investigou mecânicas de retração de canino ou tensões geradas por aparelhos ortopédicos (Baeten, 1975; Brodsky, et al., 1975; Caputo et al., 1974; Claro et al., 2014; Stefanac et al., 1993; Itoh et al., 1985; Alba et al., 1982; Perez et al., 1980; Chaconas et al., 1976; Alba et al., 1976; Hayashi et al., 1975).

Considerando reconhecer pontos metodológicos potencialmente deficientes na literatura e identificar as lacunas de conhecimento referentes à aplicação deste método para o estudo de mecânicas ortodônticas, foi realizada uma revisão de escopo a fim de mapear sistematicamente as pesquisas realizadas na área de Ortodontia e que apliquem o método da fotoelasticidade.

Material e métodos

Protocolo e Registro

Esta revisão foi relatada segundo os requisitos presentes em Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses extension for Scoping

Reviews (PRISMA-ScR) (Tricco et al., 2018) e foi registrada na base de dados Open Science Framework (OSF) www.osf.io com o registro DOI10.17605/OSF.IO/PDHE2

Busca

Critérios de elegibilidade

Foram incluídos os estudos relatando experimentos que empregaram o método da fotoelasticidade como instrumento para avaliar, individual ou comparativamente, tensões produzidas por quaisquer tipos de dispositivo ortodônticos ou ortopédicos craniofaciais. Estudos que relatavam resultados duplicados foram excluídos, e não houve restrições quanto ao idioma ou data de publicação.

Fontes de informação

Os estudos foram pesquisados nas seguintes fontes, desde o início até março de 2021: Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL), MEDLINE, Ovid EMBASE, LILACS e ISI Web of Science. Os termos de pesquisa descrevendo fotoelasticidade e ortodontia foram combinados utilizando operadores lógicos booleanos conforme figura 1. A literatura cinzenta foi parcialmente contemplada pela consulta da base de dados ProQuest Dissertations & Theses Global e anais de conferências. Adicionalmente, analisamos as listas de referência de estudos potencialmente elegíveis.

(Photoelasticity OR Photoelastic cast OR Photoelastic analysis OR Photoelasticity effects OR Three-dimensional photoelasticity OR Photoelasticity method OR Photoelasticity technique OR Photoelasticity measurements OR Photoelastic model OR Photoelastic stress analysis OR Dental stress analysis PSA OR Photoelastic analysis of stress OR Digital photoelasticity) AND (Orthodontics OR Orthodontic OR Orthodontic treatment OR Orthodontic treatments OR Orthodontic therapy OR Orthodontic therapies OR Dental braces OR Orthodontiya OR Orthopedic treatments OR Orthopedic treatment OR Orthodontic mechanics OR Orthodontic appliance OR Malocclusion)

Figura 1. Estratégia de pesquisa.

Seleção de fontes de evidência

Após a análise de títulos e resumos resultantes da busca, dois revisores independentemente (MPD e MFNF) pré-selecionaram estudos, com o auxílio do software online Covidence (<https://www.covidence.org>). Esse programa foi também utilizado para identificação e exclusão de relatos duplicados de pesquisas. Registros em texto completo para estudos potencialmente elegíveis foram obtidos sequencialmente e selecionados de forma independente pelos mesmos revisores, conforme os mesmos critérios de elegibilidade. O consenso para as fases de triagem e seleção foi estabelecido por discussão com um terceiro revisor (VLP), conforme necessário.

Processo de extração de dados e itens

As características do método experimental aplicado foram consideradas como desfechos de interesse, assim como os meios de confecção dos modelos fotoelásticos, materiais utilizados, método de análise de resultados e tipos de mecânicas e maloclusões analisadas. Dois revisores coletaram (MPD e MFNF) os dados dos estudos incluídos de forma independente utilizando um formulário padronizado de extração de dados conforme tabela 1. Discrepâncias nesta fase foram resolvidas após exame do documento original e discussão com um terceiro revisor (RABS), se necessário.

Tabela 1. Formulário padrão e extração de dados.

Autor, ano	Corpo de prova	Material do molde e modelo fotoelástico	Usou câmara de vácuo (Sim ou Não)	Tensão prévia (Sim ou Não) quantas hrs	Tempo de trabalho (horas)	Características polariscópio	Tabela de referência	Tipo de movimento
Meros et al., 2019	Arco inferior completo	Silicone / Resina epoxy flexível	Sim	Sim / 72hs	NR	Reflexão	*Software (OS CALC 2.0)	Mordida aberta
Abraão et al., 2018	Meio arco mandibular	Silicone / Resina epoxy flexível	NR	Sim / NR	NR	Circular	** ASTM D4093-95; 2001	Verticalização de molar
Chiang et al., 2018	Bloco de resina com 3 e 5 dentes	Silicone / Resina epoxy flexível	Sim	Sim / NR	NR	Circular	NR	Apinhamento de incisivos inferiores

Tabela 1. Formulário padrão e extração de dados.

Schwer tner et al., 2017	Maxila somente com os primeiros molares e incisivos	Silicone / Resina epoxy flexível	Sim	Sim / 24hs	NR	Reflexão	*Software (OS CALC 2.0)	Intrusão de incisivos
Claro et al., 2014	Maxila completa sem os primeiros pré-molares	Silicone / Resina epoxy flexível	Sim	Sim / NR	NR	Circular	** ASTM D4093-95; 2001	Ancoragem dental e esquelética na retração de canino
Sobral et al., 2014	Arco inferior completo	NR /Resina epoxy flexível	NR	Sim / NR	NR	Plano	NR	Tensão gerada em bráquete convencional e auto-ligado
Çehreli , Özçirpci and Yilmaz, 2013	Bloco de resina	Silicone / Resina epoxy flexível	NR	Sim / NR	NR	Circular	*** Data acquisition system	Mini-implante
Lima Júnior, Moraes and Asprino , 2011	Modelo da face	Silicone / Resina epoxy flexível	NR	NR / NR	NR	Plano	NR	Expansão maxilar
Maia et al., 2011	Bloco de resina com dois dentes	NR / NR	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Comparação de sistemas de retração
D'Attilio et al., 2007	Parcial maxila	NR / NR	NR	NR / NR	NR	NR	NR	Distalização
Nakamura et al., 2007	Mandíbula parcial	Silicone / Resina epoxy Uretano	NR	Sim / NR	NR	Circular	NR	Distalização de molar com ancoragem esquelética
Kusakabe et al., 2007	Modelo da face	Silicone / Resina epoxy flexível	NR	Sim / NR	NR	Circular	NR	Expansão rápida da maxila
Badran et al., 2003	Maxila e mandíbula completa	Silicone / Gelatina	Sim	NR / NR	NR	Circular	Kuske and Robertson (1974)	Apinhamento de incisivo e canino
Yoon-Josh et al., 2002	Arco inferior	Silicone / Resina epoxy flexível	NR	Sim / NR	NR	Circular	**** Vishay Measurements Group. Tech note (TN-702-1)	Segundo molar superior cruzado
Yoon-Josh et al., 2002	Arco inferior	Silicone / Resina epoxy flexível	NR	Sim / NR	NR	Circular	**** Vishay Measurements Group. Tech note (TN-702-1)	Segundo molar inferior cruzado
Matsui et al., 2000	Maxila completa sem os primeiros pré-molares	Silicone / resina epoxy	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Centro de resistência

Tabela 1. Formulário padrão e extração de dados.

Clifford, Orr and Burden, 1999	Arco inferior	Silicone / Gelatina	NR	Sim / NR	NR	NR	NR	Curva de Spee
Shetty et al., 1994	Modelo da face	NR / Resina epoxy	NR	Sim / NR	NR	Circular	**** Data acquisition program	Expansão rápida da maxila
Stefanac et al., 1993	Modelo da face	NR / Uretano	NR	Sim / NR	NR	Circular	NR	Bionator
Chacónas, Caputo and Miyashita, 1989	Maxila completa sem os primeiros pré-molares	NR / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Retração de incisivos
Aird, Millett and Sharples, 1988	Bráquete de policarbonato	NR / Araldite	NR	NR / NR	NR	NR	NR	Torque
Itoh et al., 1985	Modelo da face	NR / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Forças ortopédicas
Alba et al., 1982	Modelo da face	NR / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Mentoneira
Pereze et al., 1980	Modelo da face	Silicone / Resina fotoelástica	NR	Sim / NR	NR	Circular	NR	Retração de canino
Alba et al., 1979	Modelo da face	NR / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Classe III
Stewart, Chacónas and Caputo, 1978	Arco superior e inferior	NR / Birrefringent e plástico uretano	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Tração elástica
Chacónas, Caputo and Davis, 1976	Modelo da face	Silicone / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Forças ortopédicas
Alba et al., 1976	Modelo da face	Silicone / Resina fotoelástica	NR	Sim / NR	NR	Circular	NR	Forças ortopédicas
Baeten, 1975	Maxila parcial	NR / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Retração de canino

Tabela 1. Formulário padrão e extração de dados.

Brodsk y, Caputo and Furstman, 1975	Parcial maxila de um gato	Silicone / Resina fotoelástica	NR	NR / NR	NR	Circular	NR	Retração de canino em gato
Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975	NR	NR / Resina fotoelástica	Sim	Sim / 168 hs	NR	Circular	NR	Movimento dentário
Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974	Mandíbula parcial	NR / Resina fotoelástica	Sim	Sim / 168 hs	NR	Circular	NR	Retração de canino

* Automatically analyzed by a software (OS CALC 2.0) which converted stress values into megapascals (MPa) (strength divided by area, being 1 MPa = 1.19 kgf/cm²).

** American Society for Testing and Materials. Standard test method for photoelastic measurements of birefringence and residual strains in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken: D4093-95; 2001.

*** Data acquisition system (ESAM Traveller 1; Vishay Micromeritics Group, Raleigh, North Carolina, USA) and were displayed in a computer by a special software (ESAM; ESA Messtechnik GmbH, Olching, Germany) at a sample rate of 10 KHz.

**** Vishay Measurements Group. Tech note (TN-702-1): introduction to stress analysis by the photostress method. Malvern, PA: Vishay Intertechnology, Inc; 1989:1-12.

***** Data acquisition program (Labtech Notebook, Laboratory Technologies Corporation, Wilmington, MA).

Avaliação crítica das fontes de evidência individuais

Os estudos foram avaliados de acordo com a versão modificada da ferramenta Appraisal for Cross-Sectional Studies (AXIS) (Downes et al.,2016) para aferição risco de viés. Dois revisores (MPD e VLP) analisaram criticamente os estudos incluídos de forma independente. As discrepâncias foram resolvidas por discussão com um terceiro revisor (RABS).

Síntese dos resultados

Os resultados foram resumidos e apresentados de forma qualitativa, já que meta-análises não foram consideradas adequadas para síntese de dados heterogêneos.

Resultados

Seleção das fontes de evidência

A busca eletrônica resultou em 384 registros. Após a exclusão de duplicatas e inclusão de registros pela busca manual, 357 títulos e resumos foram totalizados. Durante a fase de triagem, 50 estudos foram pré-selecionados para leitura completa, dos quais 18 foram excluídos. Aqueles eliminados durante a fase final de seleção, e respectivas justificativas para a sua exclusão estão presentes na tabela 2. Finalmente, 32 estudos preencheram os critérios de elegibilidade e foram incluídos nesta RS conforme fluxograma (Figura 2).

Tabela 2. Estudos excluídos

Autor, ano	Razões de exclusão
Montanini et al., 2016	Não faz parte da área de interesse
Altemose, 2016	Não usou a intervenção de interesse
Janovic et al., 2015	Não faz parte da área de interesse
Sato FR, Asprino L, Consani S, Noritomi PY and de Moraes M, 2012	Não faz parte da área de interesse
Fan L, Huang QF, Zang FQ and Xia YP, 2011	Não faz parte da área de interesse
Sato FR, Consani S, and de Moraes M, 2010	Não faz parte da área de interesse
Gracco et al., 2008	Não faz parte da área de interesse
Hu M et al., 2007	Não usou a intervenção de interesse
Nakamura et al., 2006	Duplicata
N'Guyen-Gauffre MA, Barquins M and Decker A, 1999	Não usou a intervenção de interesse
Lewis G; Kambhampati S and Roussel S, 1997	Não faz parte da área de interesse
McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML and Middleton J, 1990	Não faz parte da área de interesse
Tezcan S, Yiğit MD and Enacar A, 1988	Não faz parte da área de interesse
Miyakawa et al., 1984	Não faz parte da área de interesse
Alba levy, Caputo and Chaconas, 1979	Não faz parte da área de interesse
Stewart, Chaconas and Caputo, 1977	Duplicata
Kobayashi, 1973	Não faz parte da área de interesse
Fujita, 1972	Não faz parte da área de interesse

Características das fontes de evidência

Os estudos incluídos dataram de 1974 a 2019, e foram caracterizados conforme: type of specimens, mold and photoelastic model material, use of vacuum chamber, performance os rest tests, work time, characteristics of the polariscope, reference of tension produced and tested clinical scenario. Os resultados coletados a partir dos estudos incluídos encontram-se detalhados na tabela 3.

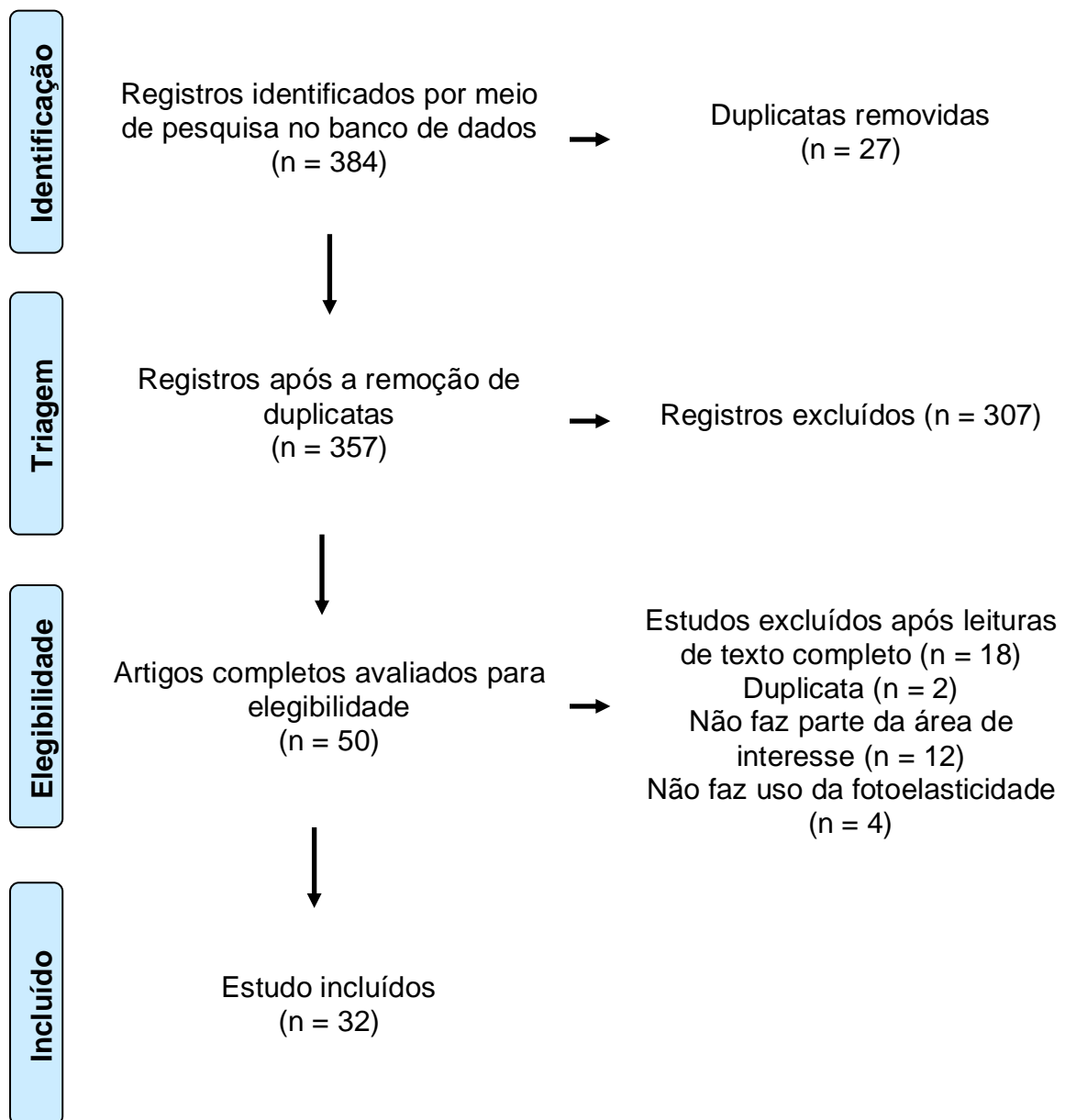


Figura 2. Fluxograma da pesquisa bibliográfica e seleção de artigos.

Tabela 3. Formulário padrão para avaliação crítica dos estudos

Autor, ano	1. Objetivos do estudo ficaram claros?	2. O desenho do estudo foi apropriado?	3. Os espécimes foram definidos claramente?	4. Os corpos de prova foram claramente definidos?	5. As variáveis de resultado foram medidas?	6. Os resultados foram medidos usando referência?	7. Está claro que foi usado estatística?	8. Os dados básicos foram descritos adequadamente?
Meros et al., 2019	1	3	1	4	1	1	1	1
Abraão et al., 2018	1	3	1	4	1	1	1	1
Chiang et al., 2018	1	3	1	4	1	1	4	1
Schwertner et al., 2017	1	3	1	4	1	1	1	1
Claro et al., 2014	1	3	1	4	1	1	1	1
Sobral et al., 2014	1	3	1	4	1	4	4	1
Çehreli, Özçirpici and Yılmaz, 2013	1	3	1	4	1	1	4	1
Lima Júnior, Moraes and Asprino, 2011	1	3	3	1	3	4	4	3
Maia et al., 2011	1	3	1	4	1	4	4	3
D'Attilio et al., 2007	1	3	3	4	3	4	4	4
Nakamura et al., 2007	1	3	1	4	1	4	4	1
Kusakabe et al., 2007	1	3	1	4	1	4	4	1
Badran et al., 2003	1	3	1	4	1	1	1	1
Yoon-Josh et al., 2002	1	3	1	4	1	1	4	1
Yoon-Josh et al., 2002	1	3	1	4	1	1	4	1
Matsui et al., 2000	1	3	1	4	1	4	4	1
Clifford, Orr and Burden, 1999	1	3	1	4	1	4	4	3
Shetty et al., 1994	1	3	1	4	1	1	4	3
Stefanac et al., 1993	1	3	1	4	1	4	4	3
Chaconas, Caputo and Miyashita, 1989	1	3	1	4	2	4	4	2

Tabela 3. Formulário padrão para avaliação crítica dos estudos

Aird, Millett and Sharples, 1988	1	3	1	4	3	4	4	3
Itoh et al., 1985	1	3	1	4	1	4	4	3
Alba et al., 1982	1	3	3	1	2	4	4	3
Perez et al. 1980	1	3	1	4	1	4	4	3
Alba levy et al., 1979	1	3	1	4	3	4	4	3
Stewart, Chaconas and Caputo, 1978	1	3	1	4	3	4	4	3
Chaconas, Caputo and Davis, 1976	1	3	3	4	3	4	4	4
Alba levy, Caputo and Chaconas, 1976	1	3	3	4	3	4	4	4
Baeten, 1975	1	3	1	4	3	4	4	3
Brodsky, Caputo and Furstman, 1975	1	3	3	4	3	4	4	3
Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975	1	3	3	4	3	4	4	3
Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974	1	3	1	4	1	4	4	1

Risco de viés. 1 = definitivamente sim (Baixo), 2 = parcialmente sim, 3 = não está claro, 4 = definitivamente não (Alto)

Avaliação crítica das fontes de evidência individuais

Todos os estudos incluídos deixaram claro o seu objetivo, além de terem empregado o desenho apropriado. Alguns estudos (Aird, Millett and Sharples, 1988; Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975) não definiram claramente os espécimes utilizados, e poucos adotaram espécimes provenientes de pacientes reais (Badran et al., 2003; Clifford, Orr and Burden, 1999). Parte relevante dos estudos não mensurou desfechos ou não os relatou claramente (Lima Júnior, Moraes and Asprino,

2011, D'Attilio et al., 2007, Chaconas, Caputo and Miyashita, 1989, Aird, Millett and Sharples, 1988, Alba et al., 1982, Alba levy et al., 1979, Stewart, Chaconas and Caputo, 1978, Chaconas, Caputo and Davis, 1976, Alba levy, Caputo and Chaconas, 1976, Baeten, 1975, Brodsky, Caputo and Furstman, 1975, Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975). Neste aspecto, ressalta-se a infrequente citação de uma tabela de referência para caracterização quantitativa dos resultados. Além disso, poucos foram aqueles experimentos que definiram claramente parâmetros de significância para eventual análise estatística (Meros et al., 2019, Abraão et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Badran et al., 2003). A menor parcela das pesquisas apresentou adequação na descrição de dados (Meros et al., 2019, Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Sobral et al., 2014, Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013, Nakamura et al., 2007, Kusakabe et al., 2007, Badran et al., 2003, Yoon-Josh et al., 2002, Yoon-Josh et al., 2002, Matsui et al., 2000, Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974). Maiores detalhes acerca da análise de qualidade dos estudos incluídos se encontram na tabela 3.

Síntese dos resultados

Os estudos incluídos utilizaram materiais similares com propriedades de birrefringência para a confecção do modelo fotoelástico, tais como: resina epóxi flexível (Meros et al., 2019 ; Abraão et al., 2018 ; Claro et al., 2014), epoxy fotoelástica (Chiang et al., 2018), resina epoxy (Schwertner et al., 2017; Lima Júnior et al., 2011; Matsui et al., 2000; Shetty et al., 1994), resina fotoelástica (Sobral et al., 2014; Çehreli et al., 2013; Yoon-Josh et al., 2002a; Yoon-Josh et al., 2002b; Chaconas et al., 1989; Itoh et al., 1985; Alba et al., 1982; Perez et al., 1980; Alba levy et al., 1979; Chaconas et al., 1976; Baeten, 1975; Brodsky et al., 1975; Hayashi et al., 1975; Caputo et al., 1974), uretano resina epoxy (Nakamura et al., 2007), plástico epoxy (Kusakabe et al., 2007), gelatina (Badran et al., 2003; Clifford et al., 1999), plástico uretano birrefringente Stewart et al., 1978), plástico epoxy birrefringente (Alba levy et al., 1976), uretano (Stefanac et al., 1993) e araldite (Aird et al. 1988).

Como parte do processo de confecção do modelo fotoelástico, todos os artigos citaram o silicone como material de moldagem preconizado (Meros et al., 2019; Abraão et al., 2018; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Çehreli et al., 2013; Lima Júnior et al., 2011; Nakamura et al., 2007; Kusakabe et al., 2007; Badran et al., 2003; Yoon-Josh et al., 2002a; Yoon-Josh et al., 2002b, Matsui et

al., 2000; Clifford et al., 1999; Perez et al. 1980; Chaconas et al., 1976; Alba levy et al., 1976; Brodsky et al., 1975).

Poucos estudos relataram a utilização da câmara de vácuo durante a elaboração dos espécimes (Meros et al., 2019; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Badran et al., 2003; Hayashi et al., 1975; Caputo et al., 1974). Dos estudos que relataram o tempo de descanso após a elaboração do espécime, uma grande variabilidade foi observada (24 horas Schwertner et al., 2017; 72 horas Meros et al., 2019; 168 horas Hayashi et al., 1975, Caputo et al., 1974).

Observou-se uma grande versatilidade em relação aos tipos de modelos fotoelásticos elaborados. Alguns dos estudos incluídos (Çehreli et al., 2013; Maia et al., 2011) descreveram a confecção de modelos em formato retangular, de maneira que somente os dentes de interesse ficassem fixos. Outros (Kusakabe et al., 2007; Shetty et al., 1994; Stefanac et al., 1993; Itoh et al., 1985; Alba et al., 1982; Perez et al., 1980; Alba levy et al., 1979; Chaconas et al., 1976; Alba levy et al., 1976), por sua vez, descreveram modelos fotoelásticos da face toda. Houve também estudos que relataram a elaboração de modelos integrais (Schwertner et al., 2017; Badran et al., 2003; Yoon-Josh et al., 2002a; Matsui et al., 2000; Chaconas et al., 1989; Stewart et al., 1978) ou parciais da maxila (D'Attilio et al., 2007; Baeten, 1975). A elaboração de modelos mandibulares também foi descrita, sejam estes integrais (Meros et al., 2019; Sobral et al., 2014; Badran et al., 2003; Yoon-Josh et al., 2002b; Clifford, Orr and Burden, 1999; Stewart, Chaconas and Caputo, 1978) ou parciais (Abraão et al., 2018; Chiang et al., 2018; Claro et al., 2014; Nakamura et al., 2007; Caputo et al., 1974). Ainda, um único estudo descreveu a construção de um modelo confeccionado através de um molde da maxila de um gato (Brodsky, Caputo and Furstman, 1975).

A grande maioria dos estudos utilizou o polariscópio do tipo circular, com exceção de dois (Meros et al., 2019; Schwertner et al., 2017), que utilizaram o polariscópio de reflexão e outros dois (Sobral et al., 2014; Lima Júnior et al., 2011), que utilizaram o polariscópio plano.

A grande maioria dos estudos relatou a checagem basal do modelo (Meros et al., 2019; Abraão et al., 2018; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Sobral et al., 2014; Çehreli et al., 2013; Nakamura et al., 2007; Kusakabe et al., 2007; Yoon-Josh et al., 2002a; Yoon-Josh et al., 2002b; Clifford et al., 1999; Shetty et al., 1994; Stefanac et al., 1993; Perez et al., 1980; Alba levy et al., 1976; Hayashi et al., 1975; Caputo et al., 1974).

Quanto ao método de análise de tensões, poucos estudos descreveram os resultados com o uso de tabelas de referência (Meros et al., 2019; Abraão et al., 2018; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Çehreli et al., 2013; Badran et al., 2003; Yoon-Josh et al., 2002a; Yoon-Josh et al., 2002b; Shetty et al., 1994), sendo que os resultados foram majoritariamente descritos apenas com a caracterização qualitativa das cores das franjas (Sobral et al., 2014; Lima Júnior et al., 2011; Maia et al., 2011; D'Attilio et al., 2007; Nakamura et al., 2007; Kusakabe et al., 2007; Matsui et al., 2000; Clifford et al., 1999; Stefanac et al., 1993; Chaconas et al., 1989; Aird et al., 1988; Itoh et al., 1985; Alba et al., 1982; Perez et al., 1980; Alba Levy et al., 1979; Stewart et al., 1978; Chaconas et al., 1976; Alba Levy et al., 1976; Baeten, 1975; Brodsky et al., 1975; Hayashi et al., 1975; Caputo et al., 1974).

Diversos cenários e mecânicas ortodônticas foram reproduzidos para análise fotoelástica. Por exemplo, foram investigados métodos de correção da mordida aberta (Meros et al., 2019), além de diversos meios para verticalização de molares inferiores (Abraão et al., 2018). A correção de modelos com apinhamento de incisivos inferiores através do uso de diferentes fios foram avaliados, tais como fio redondo de NiTi, fio retangular de NiTi, NiTi superelástico e fios de aço (Chiang et al., 2018; Badran et al., 2003).

Houve ainda experimentos que verificaram tensões provocadas por mecânicas de intrusão de incisivos (Schwertner et al., 2017). Estudos ainda avaliaram diferentes tipos de fios, como fios redondos de NiTi, fio retangular de NiTi, fios de aço associados a bráquetes convencionais e autoligados (Sobral et al., 2014). Forças aplicadas em mini implantes ortodônticos em diversas angulações (Çehreli et al., 2013) e aparelhos de expansão maxilar também foram alvo de experimentos (Lima Júnior et al., 2011; Kusakabe et al., 2007; Shetty et al., 1994).

Parte dos estudos aqui incluídos ainda promoveu a análise comparativa de mecânicas de retração (Maia et al., 2011; Chaconas et al., 1989) e de correção da Classe II utilizando o dispositivo Friction Free Distalize Appliance (2FDA) (D'Attilio et al., 2007). Além disso, tensões provocadas pela distalização do molar inferior utilizando ancoragem cortical e mola aberta (Nakamura et al., 2007), bem como a correção da mordida cruzada com uso de elástico corrente e aparatologia fixa (Yoon-Josh et al., 2002a; Yoon-Josh et al., 2002b); foram avaliadas. Um dos experimentos relatou a análise de centro de resistência em casos de retração dos incisivos superiores (Matsui et al., 2000), enquanto outro se dedicou à análise de torque em

bráquetes de policarbonato (Aird et al., 1988).

Uma parcela relevante dos estudos analisados investigou métodos de retração de canino (Baeten, 1975; Brodsky et al., 1975; Caputo et al., 1974; Perez et al., 1980) e também a ancoragem conjugando dentes adjacentes em comparação a mini-implantes na retração de caninos (Claro et al., 2014).

A ação de diversos aparelhos ortopédicos, como: Bionator, arco lingual de Nance Nance, placa labial, mentoneira, tração cervical e puxa alta, (Stefanac et al., 1993; Itoh et al., 1985; Alba et al., 1982; Perez et al., 1980; Chaconas et al., 1976; Alba levy et al., 1976; Hayashi et al., 1975) foi investigada. Foram ainda analisadas mecânicas de nivelamento da curva de Spee (Clifford et al., 1999), bem como a correção da Classe III utilizando elástico intermaxilar (Alba levy et al., 1979; Stewart et al., 1978).

Discussão

Notadamente, o método da fotoelasticidade tem se mostrado extremamente versátil para a análise de diversas mecânicas ortodônticas e ortopédicas, sendo utilizado como adjuvante em análises que variam desde a abordagem de apinhamento e alinhamento dentário (Chiang et al., 2018, Sobral et al., 2014, Badran et al., 2003) até mecânicas mais complexas com o uso de mini-implantes (Claro et al., 2014, Nakamura et al., 2007) e expansão rápida da maxila (Lima Júnior, Moraes and Asprino, 2011, Kusakabe et al., 2007, Shetty et al., 1994).

A fotoelasticidade, juntamente com o método dos elementos finitos, tem se tornado uma das principais técnicas experimentais de análise de tensão. Freitas Júnior et al. 2007, ao discorrerem sobre as características e aplicabilidade de ambos os métodos na pesquisa odontológica, não consideraram que um seja preponderante em relação ao outro, mas complementares; já que sempre que possível, poderiam ser aplicados paralelamente para melhor validação de resultados obtidos. Entretanto, uma vantagem da fotoelasticidade se refere a um custo relativamente menor, além da viabilidade de visualização simultânea das tensões, podendo estas ser medidas e fotografadas instantaneamente. Por outros métodos analíticos, como o método dos elementos finitos, são requeridos softwares, gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos. Mesmo que o modelo de elementos finitos possa simular, de maneira mais detalhada, formas complexas, tais como as

estruturas dentais e periodontais, pôde-se já estabelecer uma correspondência entre as tensões observáveis em modelos e sinais presentes em cenários reais de experimentação (Brodsky et al., 1975; Glickman et al., 1970, Brodsky et al., 1975; Campos Jr, 1986, Kinni et al., 1987; Guichet et al., 2000; Oliveira, Gomes, Gomide, 2004, Maia et al., 2011). Ainda assim, uma das limitações do método da fotoelasticidade se refere à dependência de fabricação de modelos físicos com reprodução similar ao cenário original, bem como a restrição de força máxima passível de ser aplicada ao modelo, que não deve ultrapassar o limite do material fotoelástico.

O polariscópio se refere a um sistema constituído por um conjunto de elementos óticos que tem como objetivo de transmitir luz polarizada, a fim de produzir as franjas em materiais birrefringentes, quando este sofre alguma tensão (Campos Junior et al., 1986, Ferreira Júnior 2003, Freitas Júnior et al., 2007). Essencialmente, dois modelos podem ser utilizados, sendo eles o plano e o circular. O polariscópio plano é composto por dois filtros polarizadores, onde o primeiro - denominado de polarizador, tem a função de absorver as ondas de luz, e o segundo (analisador) é colocado atrás do modelo fotoelástico a ser analisado. Já o circular apresenta placas de 1/4 de onda entre os filtros polarizador e analisador com a função de eliminar as franjas isoclínicas, já que são escuras e têm o potencial de interferir na visualização das franjas isocromáticas, onde a magnitude da tensão é observada, (Ferreira Júnior 2003, Schiavon, 2010, Campos Junior et al., 1986, Soares, 1997, Badran et al., 2003, Ferreira Júnior 2003). Tendo esta vantagem em vista, grande parte dos estudos selecionados (Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018, Claro et al., 2014, Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013, Maia et al., 2011, Nakamura et al., 2007, Kusakabe et al., 2007, Badran et al., 2003, Yoon-Josh et al., 2002, Yoon-Josh et al., 2002, Matsui et al., 2000, Shetty et al., 1994, Stefanac et al., 1993, Chaconas, Caputo and Miyashita, 1989, Itoh et al., 1985, Alba et al., 1982, Perez et al. 1980, Alba levy et al., 1979, Stewart, Chaconas and Caputo, 1978, Chaconas, Caputo and Davis, 1976, Alba levy, Caputo and Chaconas, 1976, Baeten, 1975, Brodsky, Caputo and Furstman, 1975, Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975, Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974) utilizaram o segundo modelo.

Concordando com alguns estudos (Campos Junior et al., 1986, Laganá, 1992, Ferreira Júnior 2003, Freitas Júnior et al. 2007, Schiavon, 2010), que advertiram acerca das limitações da fotoelasticidade, e em vista de relatos geralmente insuficientes ou pouco claros em grande parte dos estudos aqui selecionados,

recomenda-se que futuras pesquisas devam se dedicar mais atentamente ao detalhamento de cada etapa, desde o método experimental. Parece, assim, primordial que haja certificação e relato de ausência de franjas previamente à aplicação da tensão, afastando hipóteses de potenciais interferências nos resultados que pudessem comprometer a confiabilidade do método. Muito embora grande parte dos estudos tenham realizado apropriado relato a este respeito, enfatiza-se que em casos de presença de franja - indicando presença de tensão prévia, faz-se necessário a inserção do modelo em estufa, com a finalidade de se realizar um tratamento para eliminar as tensões residuais.

Outro ponto não esclarecido na maioria dos estudos aqui incluídos se refere ao uso de câmara de vácuo no processo de elaboração dos modelos, que tem a importante função de eliminar possíveis bolhas de ar resultantes da reação inicial entre os componentes da resina fotoelástica. O uso deste recurso foi citado em poucos dos estudos selecionados (Meros et al., 2019, Chiang et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Badran et al., 2003, Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975, Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974). Em relação à especificação de descanso do modelo para a polimerização completa da resina fotoelástica, pouco mais da metade dos estudos selecionados relatou ter cumprido esta etapa, dentre os quais apenas quatro especificaram o tempo de descanso. Sendo este um fator importante na fabricação do modelo fotoelástico, recomenda-se que deva ser respeitado o tempo de cura do material de acordo com o fabricante, o que variou de 24 horas (Schwertner et al., 2017) a 168 horas (Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975 e Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974). (Meros et al., 2019, Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Sobral et al., 2014, Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013, Nakamura et al., 2007, Kusakabe et al., 2007, Yoon-Josh et al., 2002, Yoon-Josh et al., 2002, Clifford, Orr and Burden, 1999, Shetty et al., 1994, Stefanac et al., 1993, Perez et al. 1980, Alba levy, Caputo and Chaconas, 1976, Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975, Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974).

O relato da utilização de uma tabela de referência para a análise de resultados se faz um fator relevante neste tipo de estudo, o que possibilita que os resultados sejam não só comparados quantitativamente entre cenários em um mesmo estudo, mas também com os de outros estudos. O órgão americano de normalização e padronização de materiais para indústria, classificou os padrões de franjas fotoelásticas em números ordinais, de modo que cada franja tenha uma identidade ou

denominada ordem de franja (American Society for Testing and Materials, ASTM D4093-95; 2001), sendo assim recomendável a utilização de uma tabela de referência, como relatado por poucos dos estudos selecionados. (Meros et al., 2019, Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013, Badran et al., 2003, Yoon-Josh et al., 2002, Yoon-Josh et al., 2002, Shetty et al., 1994).

A grande maioria dos estudos definiu claramente os espécimes utilizados, descrevendo as suas características individuais (Meros et al., 2019, Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Sobral et al., 2014, Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013, Lima Júnior, Moraes and Asprino, 2011, Maia et al., 2011, Nakamura et al., 2007, Kusakabe et al., 2007, Badran et al., 2003, Yoon-Josh et al., 2002, Yoon-Josh et al., 2002, Matsui et al., 2000, Clifford, Orr and Burden, 1999, Shetty et al., 1994, Stefanac et al., 1993, Chaconas, Caputo and Miyashita, 1989, Aird, Millett and Sharples, 1988, Itoh et al., 1985, Perez et al., 1980, Alba levy et al., 1979, Stewart, Chaconas and Caputo, 1978, Baeten, 1975, Caputo, Chaconas and Hayashi, 1974). Em contrapartida, apenas a minoria dos estudos citou o tipo de mecânica que foi avaliada, não descrevendo claramente as características dos espécimes (D'Attilio et al., 2007, Alba et al., 1982, Chaconas, Caputo and Davis, 1976, Alba levy, Caputo and Chaconas, 1976, Brodsky, Caputo and Furstman, 1975, Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975). Parte relevante dos estudos (Lima Júnior, Moraes and Asprino, 2011, D'Attilio et al., 2007, Aird, Millett and Sharples, 1988, Alba levy et al., 1979, Stewart, Chaconas and Caputo, 1978, Chaconas, Caputo and Davis, 1976, Alba levy, Caputo and Chaconas, 1976, Brodsky, Caputo and Furstman, 1975, Hayashi, Chaconas and Caputo, 1975) também não predefiniu as áreas dos dentes e/ou espécimes a serem analisadas, restringindo-se à descrição dos resultados de uma maneira geral. A ausência de relatos detalhados sobre os espécimes e as áreas analisada inviabiliza a comparação, o entendimento e a interpretação dos resultados de maneira integral. Por fim, poucos estudos (Meros et al., 2019, Abraão et al., 2018, Schwertner et al., 2017, Claro et al., 2014, Badran et al., 2003) utilizaram parâmetros de significância para eventual análise estatística, sendo esta outra importante fonte de informação para a interpretação de resultados.

Tendo em vista a sua versatilidade, os autores desta revisão consideram que novos estudos possam ainda ser realizados com o intuito de avaliar novas técnicas e mecânicas ortodônticas, tais como, mini-implantes extra-alveolares, alinhadores

estéticos, sistemas de distalização, bem como mecânicas utilizando bráquetes autoligados. A fim de buscar resultados decorrentes de novas mecânicas ortodônticas, a aplicação do método de fotoelasticidade pode viabilizar a produção de novos parâmetros que sejam úteis ao ortodontista em sua prática clínica, desde que novos estudos se atentem na condução e relato de cada passo necessário para a correta execução deste método.

Limitações

As limitações identificadas por este estudo se referem, sobretudo, à frequente incompletude de informações acerca de métodos ou a falta de clareza em seus relatos. Além disso, notou-se falta de padronização na confecção do modelo fotoelástico e na análise dos resultados.

Conclusões

Conclui-se que o método da fotoelasticidade demonstrou ser muito versátil, analisando vários tipos de aparelhos e mecânicas ortodônticas e ortopédicas em diversos cenários. Os manuscritos selecionados apresentaram relatos geralmente insuficientes ou pouco claros, especialmente em relação ao processo de elaboração dos modelos e à análise dos resultados. Sugere-se novos estudos que investiguem novas mecânicas ortodônticas e que sigam e relatem claramente todos os processos deste método.

Financiamento

Esta revisão de escopo não dispôs de qualquer fonte de financiamento destinada à sua condução ou publicação.

Referências

1. Brewster David 1816 X. On the communication of the structure of doubly refracting crystals to glass, muriate of soda, fluor spar, and other substances, by mechanical compression and dilatation. By David Brewster, LL. D. F. R. S. Lond. and Edin. In

a letter addressed to the Right Hon. Sir Joseph Banks, Bart. G. C. B. P. R. SPhil. Trans. R. Soc.106156–178

2. Dolan, Thomas J.; Murray, William M. Photoelasticity. In: Hetenyi, M. (ed.). Handbook of experimental stress analysis. 6th ed. New York: John Wiley & Sons, p.828-976, 1966.
3. Dally, James W.; Riley, William F. Experimental stress analysis. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1991. 520p.
4. Campos Jr. A, Passanezi E, Nahas D, Jansen WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 - campo de aplicação. Estomatol Cult. 1986 Jan-Maio;16(1):20-5.
5. American Society for Testing and Materials. Standard test method for photoelastic measurements of birefringence and residual strains in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken: D4093-95; 2001.
6. Dasari, N; Ramesh, K. Analysis of a complex shape chain plate using transmission photoelasticity. Applied Mechanics and Materials, Germany, v.110-116, p.2623-2627, 2012.
7. Zak.: Photoelastische Analyse in der orthodontischen Mechanik, Österr. Z. Stomatol. 33: 22-37, 1935.
8. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis for internal stress in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontol 1970;41:30-5.
9. Brodsky JF; Caputo AA; Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. Am J Orthod Jan 1975;67(1):1-10 United States 1975 Jan.
10. Pereira IP, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Photoelastic analysis of stresses transmitted by complete dentures lined with hard or soft liners. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2015 Oct;55:181-6.
11. Ferrazzo R, Pellizzer EP, Tonella BP, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Dekon SF, Goiato MC. Photoelastic analysis of the influence of residual ridge inclination in conjugated class I mandibular prostheses with different attachment systems. Acta Odontol Scand. 2013 May-Jul;71(3-4):984-8.
12. Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N, Souza GF, Ichi AL. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. Braz Oral Res. 2014;28.

13. Zaparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, Mattos MDGC. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017 Dec 1;81:144-147.
14. Ozyilmaz OY, Aykent F, Sayin Ozel G. Effect of mucosa thicknesses on stress distribution of implant-supported overdentures under unilateral loading: Photoelastic analysis. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2019 Oct-Dec;17(4).
15. Lopes MB, Valarini N, Moura SK, Guiraldo RD, Gonini Júnior A. Photoelastic analysis of stress generated by a silorane-based restoration system. *Braz Oral Res.* 2011 Jul-Aug;25(4):302-6.
16. Pereira R, Giorgi MCC, Lins RBE, Theobaldo JD, Lima DANL, Marchi GM, Aguiar FHB. Physical and photoelastic properties of bulk-fill and conventional composites. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2018 Dec 12;10:287-296.
17. Rodrigues DC, Falci SG, Lauria A, Marchiori ÉC, Moreira RW. Mechanical and photoelastic analysis of four different fixation methods for mandibular body fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015 Apr;43(3):306-11.
18. de Oliveira DL, de Souza-Batista VE, Holobenko L, Santiago-Junior JF, Pellizzer EP, Ribeiro-Junior PD. Photoelastic analysis of conventional and locking system for treatment of mandibular angle fractures with a single plate. *J Clin Exp Dent.* 2021 Apr 1;13(4):e328-e333.
19. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PH. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. *Anat Res Int.* 2014;2014:174028.
20. Meros GC; Gonini AJ; Lopes MB; Paranhos LR; Suzuki SS; Garcez AS. Photoelastic analysis of tension distribution in different orthodontic approaches for closing anterior open bites. *Minerva Stomatol* Oct 2019;68(5):265-272, Italy 2019 Oct.
21. Abrão AF; Domingos RG; de 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* Mar 2018;153(3):415-421 United States 2018 Mar.
22. Chiang PC; Lin SL; Liu MJ; Fan KH; Chang WJ; Lee SY; Huang HM. Photoelastic analysis of stress distributions in the root-bone interface when applying various orthodontic methods to subside lower anterior crowding. *Proc Inst Mech Eng H* Oct 2018;232(10):999-1007, England 2018 Oct.

23. Schwertner A; Almeida RR; Gonini A Jr; Almeida MR. Photoelastic analysis of stress generated by Connecticut Intrusion Arch (CIA). *Dental Press J Orthod* Feb 2017;22(1):57-64 2017 Feb.
24. de Assis Claro CA; Chagas RV; Neves AC; da Silva-Concílio LR. Comparative photoelastic study of dental and skeletal anchorages in the canine retraction. *Dental Press J Orthod* Jan-Feb 2014;19(1):100-5, 2014 Jan-Feb.
25. 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* Sep-Oct 2014;19(5):74-8, 2014 Sep-Oct.
26. Çehreli S; Özçırpıcı AA; Yılmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. *Eur J Orthod* Oct 2013;35(5):563-7, England 2013 Oct.
27. Lima SM Jr; de Moraes M; Asprino L. Photoelastic analysis of stress distribution of surgically assisted rapid maxillary expansion with and without separation of the pterygomaxillary suture. *J Oral Maxillofac Surg* Jun 2011;69(6):1771-5, United States 2011 Jun.
28. Maia LG; de Moraes Maia ML; da Costa Monini A; Vianna AP; Gandini LG Jr. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* Sep 2011;140(3):e123-8, United States 2011 Sep.
29. D'Attilio M; Tecco S; Traini T; Spoto G; Festa F. Role of the friction free distalize appliance (2FDA)PAT in the molar distalization: photoelastic analysis and alkaline-phosphatase (ALP) activity on first molar and bicuspid. *Int J Immunopathol Pharmacol* Jan-Mar 2007;20(1 Suppl 1):61-7, England 2007 Jan-Mar.
30. Nakamura A; Teratani T; Itoh H; Sugawara J; Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* Nov 2007; 132 (5): 624-9 United States 2007 Nov.
31. Kusakabe T; Caputo AA; Shetty V; Iida J. Biomechanical rationale for surgically facilitated expansion of the maxilla in the cleft palate patient. *World J Orthod* Summer 2007;8(2):167-73, United States 2007 Summer.
32. Badran SA; Orr JF; Stevenson M; Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod* Apr 2003;25(2):117-25 England 2003 Apr.
33. Yoon YJ; Jang SH; Hwang GW; Kim KW. Stress distribution produced by correction of the maxillary second molar in buccal crossbite. *Angle Orthod* Oct 2002;72(5):397-401, United States 2002 Oct.

34. Yoon YJ; Jeong WJ; Jang SH; Hwang GW; Kim KW. Stress distribution produced by the correction of the mandibular second molar in lingual crossbite. *Angle Orthod* Dec 2002;72(6):593-8, United States 2002 Dec.
35. Matsui S; Caputo AA; Chaconas SJ; Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* Aug 2000;118(2):171-8, United States 2000 Aug.
36. 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* Jun 1999;21(3):213-22, England 1999 Jun.
37. Shetty V; Caridad JM; Caputo AA; Chaconas SJ. Biomechanical rationale for surgical-orthodontic expansion of the adult maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* Jul 1994;52(7):742-9; discussion 750-1, United States 1994 Jul.
38. Stefanac J; Chaconas SJ; Caputo AA; Griffith J. Photoelastic evaluation of the standard bionator appliance. *J Oral Rehabil* Sep 1993;20(5):549-59, England 1993 Sep.
39. Chaconas SJ; Caputo AA; Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod* Spring 1989;59(1):25-30, United States 1989 Spring.
40. Aird JC; Millett DT; Sharples K. Fracture of polycarbonate brackets--a related photoelastic stress analysis. *Br J Orthod* May 1988;15(2):87-92 England 1988 May.
41. Itoh T; Chaconas SJ; Caputo AA; Matyas J. Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. *Am J Orthod* Aug 1985;88(2):117-24, United States 1985 Aug.
42. Alfredo de Alba J; Chaconas SJ; Caputo AA; Emison W. Stress distribution under high-pull extraoral chin cup traction. A photoelastic study. *Angle Orthod* Jan 1982;52(1):69-78 United States 1982 Jan.
43. Ayala Perez C; de Alba JA; Caputo AA; Chaconas SJ. Canine retraction with J hook headgear. *Am J Orthod* Nov 1980;78(5):538-47, United States 1980 Nov.
44. Alba y Levy JA; Caputo AA; Chaconas SJ. Effects of orthodontic intermaxillary Class III mechanics on craniofacial structures. Part I - photoelastic analysis. *Angle Orthod* Jan 1979;49(1):21-8, United States 1979 Jan.
45. Stewart CM; Chaconas SJ; Caputo AA. Effects of intermaxillary elastic traction on orthodontic tooth movement. *J Oral Rehabil* Apr 1978;5(2):159-66, England 1978 Apr.

46. Chaconas SJ; Caputo AA; Davis JC. The effects of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing cervical and headgear appliances. *Am J Orthod* May 1976;69(5):527-39, United States 1976 May.
47. Levy AJ; Chaconas SJ; Caputo AA. Orthopedic effect of the extraoral chin cup appliance on the mandible. *Am J Orthod* Jan 1976;69(1):29-41, United States 1976 Jan.
48. Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. *Am J Orthod* Jan 1975;67(1):11-23 United States 1975 Jan.
49. Hayashi RK; Chaconas SJ; Caputo AA. Effects of force direction on supporting bone during tooth movement. *J Am Dent Assoc* May 1975;90(5):1012-7, England 1975 May.
50. Caputo AA; Chaconas SJ; Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod* Mar 1974;65(3):250-9, United States 1974 Mar.
51. Tricco, AC, Lillie, E, Zarin, W, O'Brien, KK, Colquhoun, H, Levac, D, Moher, D, Peters, MD, Horsley, T, Weeks, L, Hempel, S et al. PRISMA extension for scoping reviews (PRISMA-ScR): checklist and explanation. *Ann Intern Med.* 2018,169(7):467-473.
52. Oliveira Ej; Gomes VL; Gomide HA; Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. *Rev Fac Odont Anápolis*, v 6, n 1, p 8-13, 2004.
53. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration iplant devices. *Int J Oral Maxillifac Implants.* 1987 winter; 2 (1):11-4
54. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interporximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prostate Dent.* 2002 May; 87(5):528-35.

Capítulo 2

Análise comparativa da distribuição de tensões em diferentes cenários para a correção de apinhamento de incisivos inferiores: um estudo in vitro



Análise comparativa da distribuição de tensões em diferentes cenários para a correção de apinhamento de incisivos inferiores: um estudo in vitro

Resumo

Um modelo fotoelástico do arco inferior simulando apinhamento na região dos incisivos foi feito e utilizado para avaliar as tensões geradas nas raízes dos incisivos inferiores por diferentes conjuntos de arcos de alinhamento inicial, bráquetes e tipos de ligaduras. Fios NiTi 0,014" (GAC International, NY, EUA) e CuNiTi 0,014" (Ormco Corporation, CA, EUA) foram inseridos em bráquetes metálicos convencionais prescrição Roth slot 0,022 (Ovation, GAC International, NY, EUA) e foi utilizada ligadura metálica e elástica como forma de prender o fio no bráquete e também os bráquetes auto-ligados ativos prescrição Roth slot .022 (In Ovation R, GAC International, NY, EUA) e o sistema auto-ligado passivo Damon® (Ormco Corporation, CA, EUA) foram analisados usando um polariscópio circular. Os incisivos foram divididos em partes para facilitar a comparação e as imagens foram analisadas e comparadas. Ambos os bráquetes auto-ligados produziram as menores tensões do estudo, enquanto o bráquete convencional com ligadura metálica produziu as maiores tensões e o tipo de fio não teve grande influência nas tensões geradas pelo tipo de bráquete e ligadura.

Keywords: Photoelastic, orthodontic, teeth crowding, stress distribution.

Introdução

O impacto da má oclusão na percepção estética de pacientes ortodônticos pode afetar significativamente sua qualidade de vida, relacionamentos interpessoais, bem como seu bem-estar psicológico (Henson et al., 2011; Pithon et al., 2014; Jung 2015). A esse respeito, tanto os pacientes adolescentes quanto os adultos que procuram tratamento ortodôntico esperam melhorar sua aparência e suas chances de aceitação social ou mesmo profissional (Pithon et al., 2014; Andiappana et al., 2015; Fleming et al., 2016; Shibasaki et al., 2018; Prado et al., 2022).

Dentre os inúmeros desvios oclusais, o apinhamento dentário refere-se à presença de irregularidades dentárias ou falta de espaço na arcada dentária (Little, 1975). Tem sido cada vez mais prevalente (Peck, 2017; Lombardo et al., 2020), e afeta frequentemente os segmentos anteriores superiores ou inferiores (Evensen e Øgaard, 2007; Machado, 2015). Apinhamento chegam a compreender até a 40% das irregularidades (Buschang e Shulman, 2003; Lombardo et al., 2020), nesse sentido, o alinhamento e nivelamento dentário é uma das primeiras etapas do tratamento ortodôntico corretivo, para o qual uma grande variedade de fios e modelos de bráquetes foram desenvolvidos (Badran et al., 2003; Chiang et al., 2018). Portanto, várias investigações in vitro têm sido realizadas com o objetivo de avaliar os efeitos resultantes de diferentes mecânicas de alinhamento e nivelamento inicial (Badran et al., 2003; Pandis et al., 2010; Reddy et al., 2014; Sobral et al., 2014; Chiang et al., 2018), embora ainda não há consenso sobre o método mais adequado, considerando seus efeitos mecânicos e terapêuticos resultantes (Badran et al., 2003; Pandis et al., 2010; Sebastian, 2012; Reddy et al., 2014; Sobral et al., 2014; Chiang et al., 2018).

Nesse contexto, destaca-se a fotoelasticidade como método que analisa a distribuição de tensões no interior de materiais birrefringentes, quando submetidos a uma determinada força (Dally & Riiley, 1991). Este modelo experimental baseia-se na identificação de faixas coloridas, denominada franja, que se tornam visíveis após a incidência da iluminação polarizada, permitindo a sua análise com um polariscópio (Campos Jr, 1985; Campos Jr, 1986; Dobranski et al., 2009). Embora esse método tenha sido introduzido (Zak, 1935) e popularizado na pesquisa odontológica há várias décadas (Gilckman et al., 1970; Brodsky et al., 1975), essa abordagem experimental tem sido cada vez mais usada para analisar diferentes tipos de mecânica ortodôntica, como os implementados para correção de mordidas abertas anteriores (Meros et al.,

2019), verticalização de molares inferiores (Abraão et al., 2018), intrusão de incisivos (Schwertner et al., 2017), bem como para avaliação de forças aplicadas em mini-implantes (Çehreli et al., 2013) ou durante retrações anteriores (Matsui et al., 2000).

Dentre os diversos estudos que utilizam a fotoelasticidade como método de avaliação da mecânica de alinhamento e nivelamento, observou-se que a seção transversal dos fios ortodônticos parece influenciar mais do que o tipo de material (Chiang et al., 2018). Um estudo semelhante apontou que o aço inoxidável trançado, assim como os fios superelásticos de níquel-titânio (CuNiTi), produzem padrões de tensão semelhantes nas raízes dos dentes (Badran et al., 2003). No entanto, até onde sabemos, ainda não parece existir estudos que, utilizando o método da fotoelasticidade, tenham analisado comparativamente as tensões decorrentes de bráquetes convencionais associados a ligaduras metálicas e elásticas, bráquetes auto-ligados ativos e passivos ou ligaduras de níquel-titânio (NiTi) em relação aos fios de CuNiTi em cenários de menor apinhamento. Assim, o objetivo deste estudo foi analisar os padrões de estresse observados nas raízes dos incisivos inferiores, segundo modelo fotoelástico simulando apinhamento na região anterior, e utilizando bráquetes convencionais com ligaduras metálicas e elásticas, bráquetes auto-ligados passivos e ativos, e fios NiTi e CuNiTi de 0,014”.

Materiais e métodos

Confecção do modelo fotoelástico

Inicialmente, um conjunto completo de dentes artificiais inferiores em resina acrílica (Ortcentral, Poá, SP, Brasil) foi posicionado sobre uma base de cera utilitária (Polidental, Cotia, SP, Brasil), de forma que apenas as coroas dos dentes ficassem expostas. Nesta base de montagem, o cenário de apinhamento foi configurado para focar exclusivamente na região anterior (da cúspide direita para a esquerda). Para quantificar o apinhamento simulado, um paquímetro digital (Digimess, São Paulo, SP, Brasil) foi posicionado paralelamente ao plano oclusal para realizar as medidas tendo como referência os pontos de contato interproximais, totalizando cinco medidas (da face mesial da face direita à superfície mesial da cúspide esquerda). Foi simulado um apinhamento de 8,5 mm (Figura 1), considerado "grave" (Little, 1975).



Figura 1. Dentes em cera com apinhamento nos incisivos.

Posteriormente, o modelo da má oclusão foi digitalizado com um scanner (MeditT310, Medit, Seul, Coréia) e o arquivo .stl (estereolitográfico) resultante foi anexado ao software Rhinoceros 6.0 (Rhino, Robert McNeel & Associates, Washington DC, EUA). Foi então desenhada e gerada uma base digital com três faces planas, na região anterior e posterior, com excesso de aproximadamente 30 mm cobrindo toda a extensão cérvico-apical dos dentes. Essa base foi projetada com espessura de 12 mm em todo o seu comprimento, a fim de acomodar adequadamente os dentes no sentido vestibulo-lingual, facilitando e padronizando a futura leitura das franjas sem interferências (Figura 2).



Figura 2. Modelo escaneado e modificado no software.

Após essas modificações, foi utilizado uma impressora 3D (Anycubic Photon, Shenzhen Anycubic Technology, Guangdong, China) e resina específica (3D printing UV sensitive Resin, colored UV resin grey, Shenzhen Anycubic Technology, Guangdong, China) para a impressão do modelo padrão (Figura 3), que foi então inserido em um recipiente plástico redondo (Rioplactic, São José do Rio Pardo, SP, Brasil) com aproximadamente 80 mm de altura e 120 mm de diâmetro, de modo que sobrasse em torno de 20 mm a 30 mm de todos os lados. Em seguida, este foi recoberto lentamente por uma borracha de silicone e catalisador (Silicone master, Talmax, Curitiba, PR, Brasil).



Figura 3. Modelo impresso após modificações.

A borracha de silicone foi misturada lentamente ao catalisador, para evitar inclusão de bolhas de ar e respeitando a proporção preconizada pelo fabricante (20 ml de silicone para 1,5 ml de catalisador), em quantidade suficiente para que o conjunto fosse completamente imerso. Após 24 horas, o molde pôde ser cuidadosamente removido do modelo, minimizando-se chances de alteração de forma, perfuração ou rasgamento. Após esta etapa, os dentes artificiais foram colocados em suas respectivas posições, de modo que somente a raiz ficasse exposta dentro do molde (Figura 4).



Figura 4. Dentes posicionados com o terço radicular exposto.

O modelo fotoelástico propriamente dito foi confeccionado com o conjunto de resina epóxi flexível e endurecedor (GIV, Polipox, São Paulo, SP, Brasil), misturado na proporção preconizada pelo fabricante (100 ml/ 40 ml), em pote tipo Becker, por meio de bastão de vidro, por dois minutos. Após a manipulação, a mistura permaneceu por 20 minutos no interior da câmara de vácuo com pressão de 700 mmHg com o intuito de eliminar eventuais ilhas de ar ainda remanescentes. Posteriormente, a resina foi lentamente vertida no molde com auxílio do bastão de vidro e posteriormente o conjunto permaneceu em repouso por mais 72 horas. Após este período, o modelo foi removido do molde (Figura 5), tendo sido utilizado para experimentação ao longo de, no máximo, 12 horas subsequentes.



Figura 5. Modelo fotoelástico.

Análise fotoelástica

Antes de ser submetidos à análise, o modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio circular (PS-100 Polarimeter Systems, Strainoptics Inc., North Wales, PA, EUA) para certificar-se de que não estava sob qualquer tipo de tensão prévia e, a cada teste, esta checagem foi repetida.

Previamente à colagem de tubos e bráquetes, as faces vestibulares dos dentes em que estes acessórios foram colados foram asperizadas com o uso de broca de tungstênio nº 1510 (American Burrs, Palhoça, SC, Brasil) em baixa rotação (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), a fim de melhorar a aderência dos acessórios. Em seguida, todos os tubos e bráquetes foram colados com cola adesiva fixa de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite Brasil Ltda, Itapevi, SP, Brasil) respeitando a mesma altura de colagem, o que foi certificado com o auxílio da estrela de Boone (Morelli, Sorocaba, SP, Brasil) (Figura 5). Após a análise de determinado cenário, todos os tubos e bráquetes eram removidos, a área vestibular dos dentes eram novamente asperizadas e o próximo grupo era analisado, repetindo os mesmos passos. Os cenários avaliados variaram de acordo com o modelo de bráquete utilizado, ligadura e tipo do fio (Quadro 1).

Grupo	Bráquete	Ligadura	Fio
1	Convencional, Roth slot .022 (Ovation, GAC International, NY, USA)	Metálica	Niti .014" (GAC International, NY, USA) e CuNiti .014" (Ormco Corporation, CA, USA)
2	Convencional, Roth slot .022 (Ovation, GAC International, NY, USA)	Elástica	Niti .014" (GAC International, NY, USA) e CuNiti .014" (Ormco Corporation, CA, USA)
3	Auto-ligado ativo, Roth slot .022 (In Ovation R, GAC International, NY, USA)	NA	Niti .014" (GAC International, NY, USA) e CuNiti .014" (Ormco Corporation, CA, USA)
4	Auto-ligado passivo, sistema Damon® (Ormco Corporation, CA, USA)	NA	Niti .014" (GAC International, NY, USA) e CuNiti .014" (Ormco Corporation, CA, USA)

Quadro 1. Grupos analisados.

Para a análise dos resultados, foi utilizado o polariscópio circular, que consiste em uma fonte e um difusor de luz, uma primeira placa polarizadora e uma segunda analisadora. Entre estas, havia uma outra placa retardadora de 1/4 de onda, responsável por eliminar as franjas isoclínicas que, por serem escuras, poderiam obscurecer a observação das franjas isocromáticas. Além disso foi utilizada uma câmera fotográfica (T7+ EOS Rebel, Canon, Tóquio, Japão) sobre suporte posicionada em frente à placa analisadora (Figura 6).

Uma vez certificada a ausência de tensão, o modelo foi acomodado em uma plataforma contendo marcações para permitir adequado reposicionamento do modelo no centro do polariscópio. A fim de favorecer a observação das franjas, foi aplicado no modelo óleo mineral com auxílio de gaze.



Figura 6. Polariscópio.

Posteriormente, as fotografias foram transferidas para o computador e analisadas qualitativa e quantitativamente. Em termos qualitativos, foi feita uma descrição geral com foco nas áreas de maior tensão. Quantitativamente, os incisivos tiveram a superfície radicular segmentada nos terços apical, médio e cervical e separados pela face mesial e distal, totalizando sete áreas de análise (Figura 7). Cada área foi analisada duas vezes pelo mesmo observador em um intervalo de 7 dias. As imagens foram ampliadas em computador para identificar a magnitude e a concentração de tensão de acordo com a cor produzida pela ordem das franjas, usando como referência a tabela proposta pela American Society for Testing and Materials (ASTM D4093-95, reaprovada em 2001). Quanto maior o valor da ordem de franja, maior a magnitude da tensão. Neste estudo, a maior ordem de franja foi de 1,00 N e a menor foi de 0,00. Para esta avaliação, considerou-se o número de áreas submetidas a altas tensões (igual ou superior a 0,60 N), com ênfase no registro de eventos apicais, quando presentes (Tabelas 1 e 2).



Figura 7: Áreas de análise.

Dente	Região	Convencional e ligadura metálica	Convencional e ligadura elástica	Auto-ligado ativo	Auto-ligado passivo
42	CD	0,45	0	0	0,45
	MD	0,60	0,45	0,28	0,28
	AD	0,79	0,79	0,28	0,45
	CM	0,45	0,45	0,45	0,45
	MM	0,79	1,00	0,45	0,45
	AM	0,60	0,90	0,28	0,45
	A	0,90	0,79	0,45	0,60
41	CD	0,28	0,28	0,60	0,60
	MD	0,90	0,90	0,45	0,60
	AD	0,60	0,79	0,28	0,45
	CM	0,60	0,60	0	0,45
	MM	0,79	0,60	0,28	0,45
	AM	0,90	0,60	0,28	0,60
	A	0,79	0,45	0,28	0,60
31	CD	0,90	0,45	0	0
	MD	0,28	0,28	0,28	0,28
	AD	0,45	0,45	0,28	0,45
	CM	0,45	0	0,45	0,45
	MM	1,00	0,28	0,45	0
	AM	0,90	0,45	0,45	0,45
	A	0,60	0,28	0,28	0,60
32	CD	0,45	0,28	0	0
	MD	0,45	0,45	0,28	0,28
	AD	0,60	0,60	0,60	0,45
	CM	0,28	0	0,45	0,45
	MM	0,28	0,28	0,45	0,45
	AM	0,45	0,45	0,28	0,28
	A	0,60	0,79	0,28	0,60

Tabela 1: Variação de bráquete e ligadura no fio NiTi .014”.

Dente	Região	Convencional e ligadura metálica	Convencional e ligadura elástica	Auto-ligado ativo	Auto-ligado passivo
42	CD	0,79	0,79	0,28	0,28
	MD	0,45	0,28	0,36	0,28
	AD	0,60	0,45	0,36	0,45
	CM	0,28	0,45	0,45	0,45
	MM	0	0,60	0,45	0,45
	AM	0,60	0,60	0,36	0,36
	A	0,60	0,60	0,28	0,60
41	CD	0,79	0	0,60	0,60
	MD	0	0,28	0,45	0,45
	AD	0,60	0,90	0,36	0,36
	CM	0,45	0,45	0,28	0,28
	MM	0,60	0,60	0,36	0,45
	AM	0,45	0,60	0,36	0,60
	A	0,90	0,79	0,28	0,45
31	CD	0,28	0,90	0,45	0
	MD	0,60	0,28	0,36	0,28
	AD	0,60	0,45	0,36	0,45
	CM	0,45	0,90	0,45	0,60
	MM	0,60	0,45	0,45	0,79
	AM	0,45	0,28	0,45	0,45
	A	0,60	0,45	0,28	0,36
32	CD	0	0,28	0,28	0
	MD	0,45	0,45	0,36	0,28
	AD	0,79	0,60	0,45	0,45
	CM	0	0	0,28	0,45
	MM	0,28	0,28	0,36	0,45
	AM	0,60	0,45	0,36	0,28
	A	1,00	0,79	0,36	0,45

Tabela 2: Variação de bráquete e ligadura no fio CuNiTi .014”.

Resultados

Avaliação qualitativa

No cenário com bráquetes convencionais, ligaduras metálicas e fio de NiTi .014” foram observadas tensões relativamente maiores, localizadas principalmente ao longo das superfícies radiculares do 31, 41 e 42 e no ápice deste último (Figura 8). Alternativamente, em cenário semelhante com o fio CuNiTi, observou-se uma distribuição mais uniforme das tensões, sugerindo tensões relativamente menores

para todos os incisivos, com exceção da região apical do 32 e das regiões intermediárias do 31 e 41 (Figura 9).



Figura 8: Bráquete metálico, ligadura metálica e fio Niti .014".

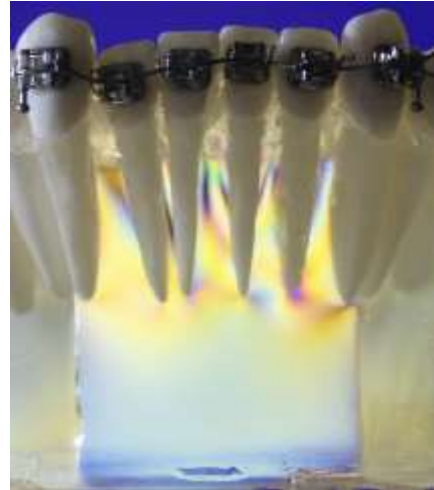


Figura 9: Bráquete metálico, ligadura metálica e fio CuNiTi .014".

Na avaliação de outro cenário com ligaduras elásticas associadas ao fio de NiTi 0,014", de modo geral notou-se menor quantidade de áreas de alta tensão em relação ao cenário correspondente com ligadura metálica, com tensões relativas maiores localizadas entre 41 e 42. Com a Fio de CuNiTi 0,014" e ligaduras elásticas, magnitudes de tensão e áreas afetadas são semelhantes aos do cenário correspondente com ligaduras metálicas, embora menos concentradas.

Em geral, cenários que investigaram braquetes autoligados, ativos ou passivos, produziram cores de franja sugestivas de tensões relativamente menores para ambos os fios (Figura 10). Entre eles, porém, notou-se uma tendência de cores de franja sugestivas de tensão relativamente maior, que se localizava ao longo dos terços médios das raízes dos números 31, 41 e 42 com braquetes autoligáveis passivos (Figura 10).

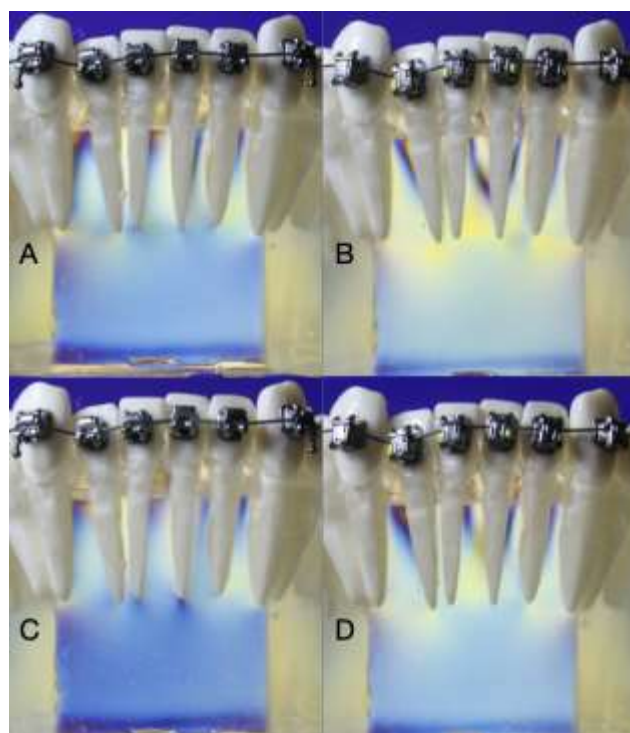


Figura 10: A e B Bráquete auto-ligado ativo e passivo respectivamente, ambos com o fio Niti .014". C e D Bráquete auto-ligado ativo e passivo respectivamente, ambos com o fio CuNiti .014"

Avaliação quantitativa

Avaliação do material do fio na distribuição de tensões (NiTi versus CuNiTi)

Para a avaliação quantitativa comparativa entre os fios NiTi e CuNiTi, confrontamos, par a par, os quatro cenários em que os dois fios foram testados (bráquete convencional e ligadura metálica; bráquete convencional e ligadura elástica; bráquete auto-ligado ativo; e bráquete auto-ligado passivo).

Bráquete convencional e ligadura metálica

Com o fio NiTi, notou-se maior frequência de áreas com tensões relativamente maiores (17/28). Além disso, quase todas as áreas apicais das raízes dos dentes avaliados foram afetadas por tensões relativamente maiores (10/12), com apenas duas exceções (AD do 31 e AM do 32). Quando se avaliou o fio CuNiTi, mais uma

vez, grande parte das áreas apicais foram afetadas (10/12), com exceção de AM do 41 e 31. No entanto, quando todas as regiões foram avaliadas em conjunto, observou-se um número ligeiramente menor, mas ainda predominante de áreas altamente tensionadas (15/28).

Bráquete convencional e ligadura elástica

Quando o fio NiTi foi avaliado, observou-se número minoritário, embora expressivo, de ordens de franja indicativas de tensões relativamente maiores (11/28). Além disso, grande parte das áreas apicais foram sujeitas a maiores tensões (7/12), tendo como exceções a região A do 41, AM do 32 e todas as áreas apicais do 31. Ao se avaliar o fio CuNiTi, observou-se grande similaridade do padrão de distribuição das ordens de franja em relação ao cenário anterior. Frequência expressiva de altas tensões foi notada (12/28) e, mais uma vez, ressalta-se que este cenário também produziu altas tensões na maioria dos ápices radiculares (7/12), com exceções (AD do 42, AM do 32 e todas as áreas apicais do 31).

Bráquete auto-ligado ativo

Com o fio NiTi, notou-se, com maior frequência, ordens de franja indicativas de tensões relativamente menores ao longo das áreas radiculares (2/28). Desta vez, apenas uma área apical foi afetada fortemente (1/12) (AD do 32).

Para a avaliação do cenário empregando o fio CuNiTi, observou-se tendência similar à observada anteriormente, com produção de ordens de franja sugestivas de tensões relativamente maiores em apenas umas das áreas avaliadas (1/28), sem nenhuma região apical afetada por tensões relativamente maiores (0/12).

Bráquete auto-ligado passivo

Quando o fio NiTi foi analisado, observou-se, com frequência, ordens de franja relativamente maiores (7/28), sendo especialmente concentrados na região apical (5/12) (AM do 41 e A de todos os incisivos).

Ao se avaliar cenário com o fio CuNiTi, observa-se certa discrepância com o padrão anteriormente descrito. Neste caso, um número relativamente menor de áreas afetadas foi observado quando o fio CuNiTi foi testado (5/28). O mesmo se observou para a região apical, com baixa frequência de ordem de franjas indicativas de maiores

tensões (2/12) sendo elas A do 42 e AM do 41; ademais, em menor número do que o observado quando do uso do fio NiTi.

Avaliação do tipo da ligadura na distribuição de tensões (ligadura metálica versus elástica)

Para a avaliação quantitativa comparativa entre as ligaduras metálica e elástica, confrontamos os cenários em que ambas as amarrações foram avaliadas (bráquete convencional e fio NiTi; bráquete convencional e fio CuNiTi).

Bráquete convencional e fio NiTi

Com ligaduras metálicas, tensões relativamente maiores foram observadas na maior parte das regiões analisadas (17/28). Além disso, quase todas as áreas apicais foram afetadas por ordens de franjas iguais maiores que 0,60 N (10/12), com exceção de AD do 31 e AM de 32. Já no cenário em que ligaduras elásticas foram testadas, embora ainda expressiva, uma frequência relativamente menor de áreas altamente tensionadas foram identificadas nas proximidades apicais dos dentes analisados (7/12), com exceção da região A do 41, AM do 32 e todas as regiões apicais do 31. Outros pontos fortemente afetados foram ainda notados na análise geral (11/28), embora em número menor que o cenário anteriormente mencionado.

Bráquete convencional e fio CuNiTi

Comparando os mesmos cenários de bráquetes convencionais, mas aliados ao fio CuNiTi, com o uso de amarrações metálicas, notamos impacto de tensões relativamente maiores sobre quase toda a região apical dos dentes analisados (10/12), excetuando AM de 41 e 31. Em maioria, tensões relativamente maiores foram também notadas para a maior parte das remanescentes regiões de análise (15/28). Com a ligadura elástica, as áreas apicais, novamente, foram frequentemente (7/12) afetadas por tensões relativamente maiores (AD de 42, AM de 32 e todas as áreas apicais do 31), assim como as remanescentes (12/28). Embora frequentes, entretanto, estes números se mostraram relativamente menores que os notados para o cenário onde a ligadura elástica foi avaliada.

Avaliação do tipo do bráquete auto-ligado na distribuição de tensão (ativo versus passivo)

Para a avaliação quantitativa comparativa entre ambos os tipos de bráquetes auto-ligados, confrontamos, par a par, cenários em que ambos os modelos foram avaliados (fio NiTi e fio CuNiTi).

Fio NiTi

Quando se analisou bráquetes auto-ligados ativos associados a fios NiTi, observamos apenas uma área altamente tensionadas em regiões apicais (1/12) (AD de 32). Quanto às áreas remanescentes, regiões de alta tensão foram observadas também para a grande maioria dos pontos de análise aqui considerados (2/28). Tendência discrepante foi observada no cenário em que bráquetes auto-ligados passivos foram avaliados, com relativa maior frequência de áreas altamente tensionadas em geral (7/28) e nas regiões apicais (5/12 - A de 32, 31,41 e 42; e AM de 41), embora ainda em minoria.

Fio CuNiTi

No conjunto empregando bráquetes auto-ligados ativos associados a fios CuNiTi, apenas uma áreas menor altamente tensionada foi notada em geral (1/28), não se tratando de apical (0/12).

Observando o mesmo fio atrelado ao bráquete auto-ligado passivo, nota-se valores geralmente altos para as áreas apicais (2/12) (A de 42 e AM de 41). No que se refere às outras regiões analisadas, nota-se, novamente, frequência relativamente maior de áreas fortemente tensionadas (5/28), embora ainda infrequente.

Discussão

Até o momento, parece não haver estudos que analisaram comparativamente tensões resultantes de bráquetes convencionais associados às ligaduras metálica e elástica, de bráquetes auto-ligados ativo e passivo, tampouco de fios de NiTi em relação a fios de mesma secção de CuNiTi, para analisar cenários de apinhamento inferior pelo método da fotoelasticidade. Há o registro, porém, de uma investigação similar (Badran et al., 2003), utilizando o método da fotoelasticidade, em que fios trançados de aço inoxidável e CuNiTi foram comparados, ou ainda um outro estudo semelhante utilizando o mesmo método (Chiang et al., 2018), por sua vez, analisou diversas espessuras e materiais de fios na correção de apinhamento dentário, outro

estudo (Nahás-Scocate et al., 2020), utilizando um método diferente, analisou diversos fios (Gummetal, NiTi, SS) e bráquetes (convencional e auto-ligado). Assim observa-se que nos estudos citados (Badran et al., 2003; Chiang et al., 2018; Nahás-Scocate et al., 2020), o foco da análise comparativa se restringiu aos materiais e quando foi analisados os dentes, foram apenas comparados os fios. De maneira mais completa, nosso estudo se prestou à uma análise mais abrangente, incluindo tanto os dentes em questão quanto uma variedade de fios, bráquetes e ligaduras.

Para isso, utilizamos o método de fotoelasticidade, que tem sido importante ferramenta em investigações em diversas áreas da Odontologia (Pereira et al., 2015; Pereira et al., 2018; Ozyilmaz et al., 2019; Oliveira et al., 2021), incluindo a Ortodontia (Stefanac et al., 1993; Badran et al., 2003; Claro et al., 2014; Chiang et al., 2018;). Este uso tem se apoiado no estabelecimento de uma relação positiva entre achados histológicos e áreas de concentração de tensões observadas em modelos fotoelásticos (Gilckman et al., 1970; Brodsky et al., 1975).

Muito embora se trate de uma pesquisa laboratorial, em nosso experimento, uma série de cuidados foram tomados para que a aplicação deste método garantisse maior confiabilidade dos resultados produzidos, tais como a confecção de um único modelo fotoelástico e a utilização de uma resina birrefringente de baixo módulo de elasticidade, tendo em vista que as magnitudes de força dos cenários propostos são baixas (Maia et al., 2010; Sobral et al., 2014; Schwertner et al., 2017; Meros et al., 2019) e por considerar que esta resina não possui tensões residuais, não requerendo, assim, remoção após a exposição à luz e ao calor (Badran et al., 2003; Maia et al., 2010; Sobral et al., 2014; Cortizo et al., 2015; Schwertner et al., 2017). Além disso, nosso experimento fez uso de uma câmara de vácuo para remoção de micro-bolhas de ar, que poderiam influenciar na visualização das tensões (Meros et al., 2019; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Badran et al., 2003).

Nossa pesquisa também se certificou da ausência de tensão prévia no modelo fotoelástico (Meros et al., 2019; Abraão et al., 2018; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Sobral et al., 2014; Çehreli et al., 2013) antes dos registros, e o mesmo foi utilizado para experimento ao longo de, no máximo, 12 horas subsequentes (Schwertner et al., 2017). Foi ainda preferido o uso do polariscópio circular, que apresenta a função de eliminar as franjas isoclínicas, sendo elas escuras e têm o potencial de interferir na visualização das franjas isocromáticas que é onde a magnitude da tensão é observada (Campos Junior et al., 1986; Stefanac et al., 1993;

Matsui et al., 2000; Badran et al., 2003; Ferreira Júnior 2007; Maia et al., 2011; Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013; Claro et al., 2014; Abraão et al., 2015; Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018). Por fim, nosso experimento viabilizou a análise quantitativa dos cenários testados pela utilização de uma tabela de referência proposta por *American Society for Testing and Materials* (ASTM D4093-95, reprovado 2001), o que permitiu que identificássemos a intensidade da tensão com base na cor e no número da ordem de franja (Claro et al., 2014; Abrão et al., 2015; Abrão et al., 2018).

Apoiados na aplicação criteriosa do método da elasticidade, observamos, quanto à comparação promovida entre ligaduras metálicas e elásticas, resultados relativamente melhores – ou menor frequência de áreas altamente tracionadas, quando utilizadas ligaduras elásticas. Os achados obtidos neste estudo, em geral corroboram os de outros (Henao e Kusy, 2004; Sebastian, 2012; Reddy et al., 2014), que também indicaram que cenários em que braquetes convencionais foram associados à ligadura metálica geram forças relativamente mais altas quando medidas em testes de deflexão (Henao e Kusy, 2004; Montasser et al., 2013). Esse resultado pode estar relacionado ao maior grau de fixação do fio ao slot do braquete obtido com o uso de ligaduras metálicas, o que dificulta o deslizamento do fio, pois aumenta a resistência friccional, podendo dificultar a movimentação dentária, resultando em maior desconforto pós-ativação e maior tempo de tratamento (Pringle et al., 2009; Tecco et al., 2009; Stefanos et al., 2010; Reddy 2014).

Ao avaliarmos cenários em que os materiais de fios foram comparados, observamos, em geral, resultados ligeiramente melhores com o fio CuNiTi, seja quando estes eram associados a bráquetes convencionais com ligadura metálica, seja a bráquetes auto-ligados. Por outro lado, resultados ligeiramente melhores foram notados para o fio NiTi, quando este foi associado ao uso de bráquete convencionais e ligadura elástica. Entretanto, nenhuma destas diferenças parecem ser de ordem relevante, concordando com alguns estudos, onde ambos os fios foram analisados em diversos testes (deflexão. Microestrutura e mecânica) cujos autores afirmaram que o fio NiTi produz forças ligeiramente maiores que o CuNiTi, mesmo sendo estas diferenças consideradas irrelevantes (Gil, F.J et al., 2004; Siargosa et al., 2007; Lombardo et al., 2012; Lombardo et al., 2013; Chiang et al., 2018; Lombardo et al., 2019). Em termos quantitativos, Lombardo e colaboradores em um estudo laboratorial de deflexão de corpo (Lombardo et al., 2012), apontaram, que o fio CuNiTi gera 24% menos força que o NiTi tradicional.

Porém, há que se pontuar, aqui, uma das limitações deste estudo, que se refere à avaliação laboratorial do fio CuNiTi independente da temperatura do ambiente oral. É, assim, admissível presumir que as performances ligeiramente melhores aqui obtidas para o fio CuNiTi – especialmente para o cenário de bráquete auto-ligado passivo, fossem ainda melhores caso o fio fosse ativado pela temperatura de 27°, o que não foi controlado, tampouco reproduzido pelo nosso estudo.

Alguns estudos (Pringle et al., 2009; Tecco et al., 2009; Montasser et al., 2013; Reddy et al., 2014; Aghili et al., 2015) já haviam demonstrado que bráquetes auto-ligados, em geral, se mostraram mais eficientes no alinhamento dentário que convencionais. Além disso, os mesmos autores já observaram que, dentre os auto-ligados (ativo e passivo), o primeiro tende a resultar em tensões ainda menores que o segundo, embora a diferença estatística tenha sido insignificante (Montasser et al., 2013; Reddy et al., 2014; Aghili et al., 2015). Segundo Reddy e colaboradores (Reddy et al., 2014), a possível explicação que justifique a aparente melhor performance do bráquete auto-ligado ativo, pode ser decorrente do armazenamento de parte da força sobre o clipe ativo, mais flexível. Por outro lado, para Pandis e colaboradores (Pandis et al., 2009), a relativa maior rigidez na tampa do bráquete auto-ligado passivo pode ter sido uma das razões pelas quais maiores forças são identificadas neste cenário. Assim, podemos correlacionar esses achados aos resultados obtidos pelo nosso estudo, onde os bráquetes auto-ligados ativos geraram as menores tensões, em termos relativos.

Limitações

Devido ao fato de este ser um estudo *in vitro*, há natural dificuldade de extrapolarmos os resultados obtidos laboratorialmente para a prática clínica. Não se pode descartar, categoricamente que pontos submetidos a tensões relativamente maiores (igual ou superiores a 0,60 N) possam, por exemplo, representar áreas de tensão clinicamente aceitáveis, ou até ótimas, alegadamente. Tampouco, pode-se afastar a hipótese de que áreas em que tensões relativamente mais baixas (inferiores a 0,60 N) foram identificadas, possam também constituir pontos de aplicação de força clinicamente inócuas, supostamente. Ainda assim, embora nossos achados, em particular, ainda careçam de validação, já se tem estudos correlatando positivamente

alterações histológicas a resultados obtidos conforme método da fotoelasticidade (Gilckman et al., 1970; Brodsky et al., 1975). De qualquer maneira, os resultados proporcionados pela presente pesquisa devem ser considerados com reserva e cautela. Isso porque esses são oriundos de uma simulação que, embora proporcione igualdade de condições à avaliação comparativa de fios, ligaduras e modelos de bráquetes, é limitada no que se refere à reprodução fiel da realidade. Assim, os parâmetros aferidos na pesquisa devem ser considerados em caráter exclusivamente relativo na análise comparativa entre os cenários.

Conclusões

Através da elaboração e avaliação de cenários experimentais de apinhamento inferior em modelo fotoelástico, pudemos concluir:

- Fios NiTi e CuNiTi de espessura .014” apresentam padrões semelhantes de distribuição de tensões, quando associados a bráquetes convencionais e ligaduras metálicas, elásticas ou a bráquetes auto-ligados ativo e passivo;
- A ligadura elástica oferece padrão mais suave de distribuição de tensões em comparação à metálica, quando associados a bráquetes convencionais e fios NiTi e CuNiTi ‘014”;
- O bráquete auto-ligado passivo oferece padrão mais suave de distribuição de tensões em comparação ao passivo, quando associados aos fios NiTi e CuNiTi ‘014”.

Referências

1. H. A. Kiyak, “Does orthodontic treatment affect patients ’quality of life?” *Journal of Dental Education*, vol. 72, no. 8, pp. 886–894, 2008.
2. H. L. Broder, G. Slade, R. Caine, and S. Reisine, “Perceived impact of oral health conditions among minority adolescents,” *Journal of Public Health Dentistry*, vol. 60, no. 3, pp. 189–192, 2000.
3. D. F. de Paula Jr., N. C. M. Santos, E. T. da Silva, M. F. Nunes, and C. R. Leles, “Psychosocial impact of dental esthetics on quality of life in adolescents,” *The Angle Orthodontist*, vol. 79, no. 6, pp. 1188–1193, 2009.

4. Henson ST, Lindauer SJ, Gardner WG, et al. Influence of dental esthetics on social perceptions of adolescents judged by peers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 389–395.
5. Pithon MM, Nascimento CC, Barbosa GC, et al. Do dental esthetics have any influence on finding a job? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014; 146: 423–429.
6. Jung MH. An evaluation of self-esteem and quality of life in orthodontic patients: effects of crowding and protrusion. *Angle Orthod* 2015; 85: 812–819.
7. Fleming P.S. Koletsi D. O'Brien K. Tsihlaki A. Pandis N. Are dental researchers asking patient-important questions? A scoping review. *J Dent*. 2016; 49: 9-13.
8. Shibasaki, W. M. M., da Silva, L. H., Fuziy, A., Triviño, T., Costa, A. L. F., & Nahás-Scocate, A. C. R. (2018). Evaluation of lower anterior dental changes in patients treated with self-ligating brackets. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. doi:10.1016/j.jobcr.2018.06.005
9. De Souza RA, De Oliveira AF, Pinheiro SM, et al. Expectations of orthodontic treatment in adults: the conduct in orthodontist/patient relationship. *Dental Press J Orthod* 2013; 18: 88–94.
10. Masood et al.: Impact of malocclusion on oral health related quality of life in young people. *Health and Quality of Life Outcomes* 2013 11:25.
11. Manoharan Andiappana; Wei Gaob; Eduardo Bernabé'c; Ngianga-Bakwin Kandalad; Ana Nora Donaldsone. Malocclusion, orthodontic treatment, and the Oral Health Impact Profile (OHIP-14): Systematic review and meta-analysis. *Angle Orthodontist*, Vol 85, No 3, 2015.
12. Prado LH, Previato k, Delgado RZR, Nelson Filho P, Segato RAB, Matsumoto MAN, Feres MFN. Adolescents 'perception of malocclusion, their motivations, and expectations concerning the orthodontic treatment. Is it all about attractiveness? A qualitative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; VOLUME 161, ISSUE 4, E345-E352, APRIL 01, 2022.
13. Evensen JP and Øgaard B. Are malocclusions more prevalent and severe now? A comparative study of medieval skulls from Norway. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 710–716.
14. Machado GB. Treating dental crowding with mandibular incisor extraction in an Angle Class I patient. *Dental Press J Orthod* 2015; 20: 101–108.
15. Proffit, W.R., Fields, H.W. Jr and Moray, L.J. (1998) Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13, 97–106.
16. Buschang PH, Shulman JD. Incisor crowding in untreated persons 15–50 years of age: United States, 1988–1994. *Angle Orthod* 2003;73(5):502–8.

17. Peck S. Extractions, retention and stability: the search for orthodontic truth. *European Journal of Orthodontics*, 2017, 1–7..
18. Badran SA; Orr JF; Stevenson M; Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod* Apr 2003;25(2):117-25 England 2003 Apr.
19. Chiang PC; Lin SL; Liu MJ; Fan KH; Chang WJ; Lee SY; Huang HM. Photoelastic analysis of stress distributions in the root-bone interface when applying various orthodontic methods to subside lower anterior crowding. *Proc Inst Mech Eng H* Oct 2018;232(10):999-1007, England 2018 Oct.
20. 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* Sep-Oct 2014;19(5):74-8, 2014 Sep-Oct.
21. Pandis N, Polychronopoulou A, Matou M and Eliades T. Mandibular dental arch changes associated with treatment of crowding using self-ligating and conventional brackets. *European Journal of Orthodontics* 32 (2010) 248–253.
22. Dally, James W.; Riley, William F.. *Experimental stress analysis*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1991. 520p.
23. Campos J. 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.
24. Campos Jr. A, Passanezi E, Nahas D, Jansen WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 - campo de aplicação. *Estomatol Cult*. 1986 Jan-Maio;16(1):20-5.
25. 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 Facil*. 2009;14(4):123-8.
26. Zak.: Photoelastische Analyse in der orthodontischen Mechanik, *Österr. Z. Stomatol*. 33: 22-37, 1935.
27. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis for internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol* 1970;41:30-5.
28. Brodsky JF; Caputo AA; Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod* Jan 1975;67(1):1-10 United States 1975 Jan.
29. Meros GC; Gonini AJ; Lopes MB; Paranhos LR; Suzuki SS; Garcez AS. Photoelastic analysis of tension distribution in different orthodontic approaches for closing anterior open bites. *Minerva Stomatol* Oct 2019;68(5):265-272, Italy 2019 Oct.

30. Abrão AF; Domingos RG; de 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* Mar 2018;153(3):415-421 United States 2018 Mar.
31. Schwertner A; Almeida RR; Gonini A Jr; Almeida MR. Photoelastic analysis of stress generated by Connecticut Intrusion Arch (CIA). *Dental Press J Orthod* Feb 2017;22(1):57-64 2017 Feb.
32. Çehreli S; Özçırpıcı AA; Yılmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. *Eur J Orthod* Oct 2013;35(5):563-7, England 2013 Oct.
33. Matsui S; Caputo AA; Chaconas SJ; Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* Aug 2000;118(2):171-8, United States 2000 Aug.
34. Little RM. The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod* 1975; 68: 554–563.
35. American Society for Testing and Materials. Standard test method for photoelastic measurements of birefringence and residual strains in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken: D4093-95; 2001.
36. Pereira IP, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Photoelastic analysis of stresses transmitted by complete dentures lined with hard or soft liners. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015 Oct;55:181-6.
37. Pereira R, Giorgi MCC, Lins RBE, Theobaldo JD, Lima DANL, Marchi GM, Aguiar FHB. Physical and photoelastic properties of bulk-fill and conventional composites. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2018 Dec 12;10:287-296.
38. Ozyilmaz OY, Aykent F, Sayin Ozel G. Effect of mucosa thicknesses on stress distribution of implant-supported overdentures under unilateral loading: Photoelastic analysis. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2019 Oct-Dec;17(4).
39. de Oliveira DL, de Souza-Batista VE, Holobenko L, Santiago-Junior JF, Pellizzer EP, Ribeiro-Junior PD. Photoelastic analysis of conventional and locking system for treatment of mandibular angle fractures with a single plate. *J Clin Exp Dent*. 2021 Apr 1;13(4):e328-e333.
40. Stefanac J; Chaconas SJ; Caputo AA; Griffith J. Photoelastic evaluation of the standard bionator appliance. *J Oral Rehabil* Sep 1993;20(5):549-59, England 1993 Sep.
41. de Assis Claro CA; Chagas RV; Neves AC; da Silva-Concílio LR. Comparative photoelastic study of dental and skeletal anchorages in the canine retraction. *Dental Press J Orthod* Jan-Feb 2014;19(1):100-5, 2014 Jan-Feb.
42. Maia LG; de Moraes Maia ML; da Costa Monini A; Vianna AP; Gandini LG Jr. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless

- steel or titanium-molybdenum alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* Sep 2011;140(3):e123-8, United States 2011 Sep.
43. 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.
44. 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.
45. 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.
46. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74:202-11.
47. Sebastian B. Alignment efficiency of superelastic coaxial nickel-titanium vs superelastic single-stranded nickel-titanium in relieving mandibular anterior crowding: a randomized controlled prospective study. *Angle Orthod* 2012;82:703-8. *Orthod* 2012;82:703-8.
48. Montasser, M. A., El-Bialy, T., Keilig, L., Reimann, S., Jäger, A., & Bourauel, C. (2013). Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(4), 507–514.
49. Reddy VB, Kumar TA, Prasad M, Nuvvula S, Patil RG, Reddy PK. A comparative in-vivo evaluation of the alignment efficiency of 5 ligation methods: A prospective randomized clinical trial. *Eur J Dent* 2014;8:23-31.
50. 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.
51. 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.
52. 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.
53. Gil, F.J., Solano, E., Peña, J. *et al.* Microstructural, mechanical and cytotoxicity evaluation of different NiTi and NiTiCu shape memory alloys. *J Mater Sci: Mater Med* 15, 1181–1185 (2004). <https://doi.org/10.1007/s10856-004-5953-8>.

54. Barbara Siargosa; Thomas G. Bradley; Myrsini Darabarac; George Papadimitrioud; Spiros Zinelise. Galvanic Corrosion of Metal Injection Molded (MIM) and Conventional Brackets with Nickel-Titanium and Copper-Nickel-Titanium Archwires. *Angle Orthodontist*, Vol 77, No 2, 2007.
55. Luca Lombardo,^a Matteo Marafioti,^b Filippo Stefanoni,^c Francesco Mollica,^d and Giuseppe Sicilianie. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *Angle Orthod.* 2012 May; 82(3): 507–521.
56. Luca Lombardo,^a Giorgia Toni,^b Filippo Stefanoni,^c Francesco Mollica,^d Maria Paola Guarneri,^e and Giuseppe Sicilianif. The effect of temperature on the mechanical behavior of nickel-titanium orthodontic initial archwires. *Angle Orthod.* 2013 Mar; 83(2): 298–305.
57. Lombardo, L., Ceci, M., Mollica, F., Mazzanti, V., Palone, M., & Siciliani, G. (2019). Mechanical properties of multi-force vs. conventional NiTi archwires. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte Der Kieferorthopädie*. doi:10.1007/s00056-018-00164-4.
58. Hossein Aghili, Sogra Yasssaei, Mahmoud Nilli Ahmadabadi and Neda Joshan. Load Deflection Characteristics of Nickel Titanium Initial Archwires. *J Dent (Tehran)*. 2015 Sep; 12(9): 695–704.
59. Pandis N, Eliades T, Bourauel C. Comparative assessment of forces generated during simulated alignment with self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod.* 2009 Dec; 31(6): 590-5. doi: 10.1093/ejo/cjn107.
60. Nahás-Scocate, A.C.R., Neves, M.B., de Souza, L.T. *et al.* An in vitro assessment of the influences of different wire materials and bracket systems when correcting dental crowding. *J Mater Sci: Mater Med* 31, 108 (2020). <https://doi.org/10.1007/s10856-020-06428-z>

Capítulo 3

Análise comparativa da distribuição de tensões de bráquetes convencional e auto-ligado ativo em modelo fotoelástico de apinhamento ântero-inferior



Análise comparativa da distribuição de tensões de bráquetes convencional e auto-ligado ativo em modelo fotoelástico de apinhamento ântero-inferior

Resumo

O objetivo deste estudo foi analisar in vitro as tensões transmitidas às raízes dos incisivos inferiores, pelo método da fotoelasticidade. Foi confeccionado um modelo fotoelástico, onde foi simulado um apinhamento na região dos incisivos, sendo utilizado por diferentes conjuntos de bráquetes, ligaduras e fios. Fios de NiTi de espessuras .012", .014" e .016" (GAC International, NY, EUA) foram inseridos em bráquetes metálicos convencionais prescrição Roth .022" (Ovation, GAC International, NY, EUA) juntamente com ligaduras metálicas ou elásticas e também bráquetes auto-ligado ativo prescrição Roth .022" (In Ovation R, GAC International, NY, EUA) foram analisados. As raízes dos incisivos foram avaliadas qualitativa e quantitativamente. Nossos testes experimentais controlados, demonstraram que as ligaduras elásticas geraram tensões mais suaves do que as ligaduras metálicas e os bráquetes auto-ligado ativo apresentaram tensões mais brandas, quando comparado ao bráquete convencional.

Keywords: Photoelastic, orthodontic, teeth crowding, stress distribution.

Introdução

O impacto da maloclusão e do sorriso na estética de pacientes ortodônticos pode afetar significativamente sua qualidade de vida, relacionamentos e saúde mental (Henson et al., 2011; Pithon et al., 2014; Jung 2015). Nesse sentido, entre as maiores motivações para o tratamento ortodôntico, destacam-se as expectativas dos pacientes por uma aparência melhor, oportunidades de aceitação social e até profissional (Pithon et al., 2014; Fleming et al., 2016; Shibasaki et al., 2018), para adolescentes e adultos (Masood et al., 2013; Andiappana et al., 2015; Prado et al., 2022).

Dentre os desvios oclusais, o apinhamento dentário se refere à presença de irregularidade dentária ou à falta de espaço na arcada (Little, 1975), ocorrendo com frequência nos segmentos anteriores, sendo este um desvio multifatorial, relativamente comum com uma prevalência chegando a até 40% (Evensen e Øgaard, 2007; Machado, 2015; Buschang e Shulman, 2003; Lombardo et al., 2020) e vem se tornando cada vez mais prevalente (Peck, 2017), principalmente na dentição permanente (Lombardo et al., 2020).

Uma das primeiras etapas do tratamento ortodôntico corretivo é o alinhamento e nivelamento, para tal há grande variedade de fios e modelos de bráquetes (Badran et al., 2003; Pandis et al., 2010; Reddy et al., 2014; Chiang et al., 2018). Diferentes métodos *in vitro* vêm, são conduzidos com o intuito de avaliar os efeitos de diferentes mecânicas de alinhamento inicial (Badran et al., 2003; Pandis et al., 2010; Sebastian, 2012; Reddy et al., 2014; Sobral et al., 2014; Chiang et al., 2018). Assim, enfatiza-se a fotoelasticidade como um método que analisa a distribuição de tensões no interior de materiais birrefringentes, quando submetidos a uma tensão (Dally & Riiley, 1991), este método se baseia na identificação de faixas coloridas, denominadas franjas, sendo visíveis após iluminação polarizada e analisadas por um polariscópio (Campos Jr, 1985; Campos Jr, 1986; Dobranski et al., 2009). Este método foi introduzido na pesquisa odontológica por Zak em 1935 (Zak, 1935) e ganhou força após a publicação de estudos correlacionando este método positivamente (Gilckman et al., 1970; Brodsky et al., 1975). Desde então, este método vem sendo utilizado para analisar diversos tipos de mecânicas ortodônticas, como: correção da mordida aberta anterior (Meros et al., 2019); verticalização de molares inferiores (Abraão et al., 2018); intrusão de incisivos (Schwertner et al., 2017); mini-implantes (Çehreli et al., 2013) e retração de incisivos (Matsui et al., 2000).

Em meio aos estudos de alinhamento e nivelamento utilizando este método, destacam-se estudos como o de Chiang e colaboradores (Chiang et al., 2018), quando analisaram diversas espessuras e materiais de fios, também o estudo similar de Badran (Badran et al., 2003) que analisou os fios trançados de aço inoxidável, bem como os de níquel-titânio super-elásticos (CuNiTi). Pode-se notar que, ambos os estudos priorizaram a avaliação de fios.

Originalmente concebido com o intuito de facilitar a inserção e a remoção dos fios, os bráquetes auto-ligados foram uma dos recentes avanços da ortodontia (Gottlieb EL et al., 1972; Harradine NWT, Birnie DJ, 1996), apresentando um dispositivo de abertura e fechamento que garante um encaixe seguro e efetivo do fio na canaleta do bráquete (Forsberg CM et al., 1991) sem que, para isso, sejam necessárias ligaduras metálicas ou elásticas. Sendo alegado que esse tipo de dispositivo oferece menor resistência ao atrito (Paduano S et al., 2008; Ehsani S et al., 2009), não há consenso sobre a eficiência do tratamento (Maizeray R et al., 2021) ou o potencial grau de reabsorção radicular (Aras I et al., 2018). Neste sentido, uma avaliação de tensões geradas por bráquetes auto-ligados em comparação aos tradicionais, em desenho laboratorial controlado, poderia prover novas informações, capazes de estabelecer futuras linhas de investigação com vistas ao esclarecimento destas controvérsias.

Assim, o objetivo deste estudo, foi analisar *in vitro* as tensões transmitidas às raízes dos incisivos inferiores em modelo fotoelástico simulando um apinhamento na região anterior, utilizando bráquete convencional com ligaduras metálica e elástica, bráquete auto-ligado ativo e os fios NiTi de espessuras .012", .014" e .016".

Materiais e métodos

Confecção do modelo fotoelástico

As marcas e materiais utilizados neste estudo estão descritos na quadro 1.

Dentes artificiais da arcada inferior de segundo molar direito ao esquerdo foram posicionados em uma base de cera utilidade, de forma que apenas as coroas dos dentes ficassem expostas (Figura 1), já configurando um apinhamento na região anterior (de canino direito ao esquerdo) segundo o índice de irregularidade de Little de 8,5 mm (Little, 1975), utilizando um paquímetro digital para realizar as medições.



Figura 1. Dentes em cera com apinhamento nos incisivos.

Grupo	Bráquete	Ligadura	Fio
1	convencional, Roth slot .022 (Ovation, GAC International, NY, USA)	Metálica	Niti .012", .014" and .016" (GAC International, NY, USA)
2	convencional, Roth slot .022 (Ovation, GAC International, NY, USA)	Elástica	Niti .012", .014" and .016" (GAC International, NY, USA)
3	auto ligado ativo, Roth slot .022 (In Ovation R, GAC International, NY, USA)	NA	Niti .012", .014" and .016" (GAC International, NY, USA)

Quadro 1. Grupos analisados.

Este modelo foi digitalizado com scanner e o arquivo resultante .stl (stereolithographic) foi anexado no *software Rhinoceros 6.0*, onde foi desenhado e gerado uma base com três faces planas, uma na região anterior (de mesial do canino direito a mesial do esquerdo) e duas na região posterior (de distal do canino até distal do segundo molar de ambos os lados), de forma a conter uma sobra de aproximadamente 30 mm em toda a extensão cérvico-apical dos dentes, com espessura de 12 mm em toda a sua extensão, para conter adequadamente os dentes no sentido vestibulo-lingual, facilitando e padronizando a leitura das franjas sem interferências (Figura 2).



Figura 2. Modelo escaneado e modificado no software.

Realizada essas modificações, uma impressora 3D e resina específica foram utilizadas para a impressão do modelo padrão (Figura 3), onde este foi então inserido em um recipiente plástico com aproximadamente 80 mm de altura e 120 mm de diâmetro, de modo que sobrasse em torno de 20 mm a 30 mm de todos os lados, sendo recoberto lentamente por uma borracha de silicone e catalisador em quantidade suficiente para que o conjunto fosse completamente imerso. Após 24 horas, o molde foi cuidadosamente removido do modelo, minimizando-se chances de alteração de forma, perfuração ou rasgamento. Após, os dentes artificiais foram colocados em suas respectivas posições, de modo que somente a raiz ficasse exposta dentro do molde (Figura 4), para então o conjunto de resina epóxi flexível e endurecedor, serem misturados na proporção preconizada pelo fabricante (100 ml/ 40 ml), em pote tipo Becker, por meio de bastão de vidro, por dois minutos, a mistura permaneceu por 20 minutos no interior da câmara de vácuo com pressão de 700 mmHg com o intuito de eliminar eventuais ilhas de ar ainda remanescentes. Posteriormente, a resina foi lentamente vertida no molde com auxílio do bastão de vidro, permanecendo em repouso por mais 72 horas. Após este período, o modelo foi removido do molde (Figura 5), tendo sido utilizado para experimentação ao longo de, no máximo, 12 horas subsequentes



Figura 3. Modelo impresso após modificações.



Figura 4. Dentes posicionados com o terço radicular exposto.



Figura 5. Modelo fotoelástico.

Análise fotoelástica

Primeiramente foi feita a checagem de tensão prévia, repetindo este passo em toda troca de cenário.

Antes da colagem de tubos e bráquetes, as faces vestibulares dos dentes foram asperizadas com o uso de broca de tungstênio em baixa rotação, a fim de melhorar a aderência dos acessórios. Em seguida, todos os tubos e bráquetes foram colados com cola adesiva fixa de cianoacrilato respeitando a mesma altura de colagem, o que foi

certificado com o auxílio da estrela de Boone (Figura 5). Em cada troca de cenário, todos os tubos e bráquetes eram removidos, a área vestibular dos dentes eram novamente asperizadas e o próximo grupo era analisado, repetindo os mesmos passos. Os cenários avaliados variaram de acordo com o modelo de bráquete, ligadura e tipo do fio (Quadro 2).

Cor	Atraso relativo	Ordem de franja
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	1,00
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	2,00
Verde	1350	2,33
Verde-amarela	1450	2,50
Vermelha	1550	2,67
Transição vermelha-verde	1730	3,00
Verde	1800	3,10
Rosa	2100	3,60
Transição rosa-verde	2300	4,00
Verde	2400	4,13

Quadro 2. American Society for Testing Materials (ASTM D4093-95, reprovado 2001).

Já a análise dos resultados, foi utilizado o polariscópio circular, que consiste em uma fonte e um difusor de luz, uma primeira placa polarizadora e uma segunda

analisadora e entre estas, há uma outra placa retardadora de 1/4 de onda, responsável por eliminar as franjas isoclínicas que, por serem escuras, poderiam obscurecer a observação das franjas isocromáticas, as imagens foram feitas por uma câmera fotográfica posicionada em frente à placa analisadora (Figura 6).

A fim de favorecer a observação das franjas, foi aplicado no modelo óleo mineral com auxílio de gaze.



Figura 6. Polariscópio.

Todas as análises foram realizadas utilizando o mesmo polariscópio, câmera fotográfica e os mesmos ajustes. O modelo foi sempre fotografado em vista frontal, de modo que fosse possível observar toda a extensão dos incisivos, de incisal a apical.

As fotografias foram transferidas para computador e analisadas qualitativa e quantitativamente. De maneira qualitativa, um panorama geral foi descrito em relação aos aspectos referentes às áreas de maior tensão, já de maneira quantitativa, os incisivos tiveram a superfície radicular segmentadas nos terços apical, médio e cervical e separadas por face mesial e distal (Figura 7), cada área foi analisada duas vezes pelo mesmo observador com intervalo de 7 dias entre elas. As imagens foram ampliadas em computador, a fim de identificar a intensidade e a concentração de tensão de acordo com a cor produzida pela ordem de franja utilizando como referência a tabela proposta por *American Society for Testing and Materials* (ASTM D4093-95, reprovado 2001). Cada cor e variação de tom das franjas recebeu um valor numérico (ordem de franja = N).



Figura 7: Áreas de análise.

Resultados

Avaliação qualitativa

Nota-se que quanto maior a espessura do fio, tensões relativamente maiores foram geradas ao longo das superfícies radiculares dos incisivos. Quando foi avaliado o cenário composto por bráquete convencional, ligadura metálica e fio NiTi .012”, tensões relativamente maiores foram observadas para o dente 31, em seus terços médio e coronal. Aumentando o corte transversal (Niti .014”), maiores tensões e mais áreas foram afetadas, com localização em toda a superfície radicular dos dentes 31, 41 e 42. Já com o fio de maior espessura (NiTi .016”), altas tensões foram notadas de maneira generalizada em todos os incisivos.

Com a composição de ligadura elástica e fio NiTi .012”, um quadro bem similar ao cenário correspondente de ligadura metálica foi observado, com tensões relativamente maiores observadas para o dente 31, principalmente em seu terço médio. A inclusão do fio mais espesso (NiTi .014”) amarrado em ligadura elástica fez surgir novas áreas de tensão, principalmente na raiz distal do dente 41 e mesial do 42. Já com o fio NiTi .016”, notou-se intensificação da tensão do terço ápico-distal do 42.

Quando analisamos os cenários com bráquete auto-ligado ativo, notamos que, em geral, foram geradas cores de franja indicativas de menor tensão, mesmo tendo este padrão levemente aumentado a medida que a espessura do fio progredia da espessura .012” até .016”.

Avaliação quantitativa

Quanto maior o valor da ordem de franja (N), maior a magnitude da tensão. Neste estudo a maior ordem de franja foi de 1,8 N e a menor, 0 N. Para esta avaliação, consideramos o número de áreas submetidas a altas tensões (iguais ou maiores que 0,60 N), com ênfase para o relato de eventos apicais, quando recentes (Tabelas 1, 2 e 3).

Dente	Região	Convencional e ligadura metálica	Convencional e ligadura elástica	Auto-ligado ativo
42	CD	0,28	0	0
	MD	0,45	0,45	0,28
	AD	0,60	0,60	0,45
	CM	0,45	0,60	0,45
	MM	0,79	0,60	0,45
	AM	0,60	0,60	0,28
	A	0,60	0,79	0,60
41	CD	0,45	0,90	0,60
	MD	0,79	0,79	0,45
	AD	0,60	0,60	0,45
	CM	0,28	0,28	0,28
	MM	0,60	0,60	0,28
	AM	0,79	0,79	0,45
	A	0,60	0,60	0,28
31	CD	0,28	0,45	0,45
	MD	0,28	0,28	0,28
	AD	0,45	0,45	0,28
	CM	0,79	0,84	0,45
	MM	0,90	0,90	0,45
	AM	0,79	0,79	0,45
	A	0,36	0,28	0,28
32	CD	0,28	0,28	0,14
	MD	0,45	0,45	0,14
	AD	0,52	0,60	0,45
	CM	0,45	0,45	0,28
	MM	0,45	0,45	0,28
	AM	0,45	0,45	0,28
	A	0,60	0,60	0,28

Tabela 1. Variação de bráquete e ligadura no fio NiTi .012".

Dente	Região	Convencional e ligadura metálica	Convencional e ligadura elástica	Auto-ligado ativo
42	CD	0,45	0	0
	MD	0,60	0,45	0,28
	AD	0,79	0,79	0,28
	CM	0,45	0,45	0,45
	MM	0,79	1,06	0,45
	AM	0,60	0,90	0,28
	A	0,90	0,79	0,45
41	CD	0,28	0,28	0,60
	MD	0,90	0,90	0,45
	AD	0,60	0,79	0,28
	CM	0,60	0,60	0
	MM	0,79	0,60	0,28
	AM	0,90	0,60	0,28
	A	0,79	0,45	0,28
31	CD	0,90	0,45	0
	MD	0,28	0,28	0,28
	AD	0,45	0,45	0,28
	CM	0,45	0	0,45
	MM	1,00	0,28	0,45
	AM	0,90	0,45	0,45
	A	0,60	0,28	0,28
32	CD	0,45	0,28	0
	MD	0,45	0,45	0,28
	AD	0,60	0,60	0,60
	CM	0,28	0	0,45
	MM	0,28	0,28	0,45
	AM	0,45	0,45	0,28
	A	0,60	0,79	0,28

Tabela 2. Variação de bráquete e ligadura no fio NiTi .014”.

Dente	Região	Convencional e ligadura metálica	Convencional e ligadura elática	Auto-ligado ativo
42	CD	0,45	0,79	0
	MD	1,00	0,90	0,28
	AD	1,20	1,00	0,52
	CM	0,60	0,79	0,79
	MM	0,60	1,38	0,60
	AM	0,28	1,00	0,36
	A	0,90	1,00	0,60
41	CD	0,79	1,81	0,79
	MD	0,28	1,38	0,79
	AD	0,28	1,00	0,45
	CM	0,60	0,45	0,28
	MM	0,79	0,60	0,28
	AM	0,90	0,60	0,45
	A	0,90	0,45	0,45
31	CD	1,20	0,60	0,45
	MD	1,38	0,28	0,28
	AD	0,60	0,45	0,28
	CM	0,79	0	0,28
	MM	0,60	0,45	0,28
	AM	0,90	0,60	0,45
	A	0,60	0,45	0,45
32	CD	0,28	0,28	0,14
	MD	0,45	0,45	0,28
	AD	1,00	0,60	0,60
	CM	1,38	0	0
	MM	0,79	0,28	0,28
	AM	0,79	0,60	0,36
	A	1,38	0,79	0,28

Tabela 3. Variação de bráquete e ligadura no fio NiTi .016”.

Avaliação do tipo de bráquete/ ligação na distribuição de tensões. (Bráquete convencional com ligadura metálica versus bráquete convencional com ligadura elástica versus bráquete auto-ligado ativo)

Para a avaliação quantitativa comparativa entre bráquetes convencionais com ligadura metálica, elástica e auto-ligado ativo, confrontamos, os cenários em que as três modalidades de bráquete / ligação foram testadas (fio NiTi .012”, fio NiTi .014” e fio NiTi .016”).

Fio NiTi .012”

Na avaliação do cenário de bráquetes convencionais com ligadura metálica, observou-se, em quase metade dos pontos avaliados (14/28), áreas de franjas de ordem igual ou superior a 0,60 N. Na região apical, especificamente, a maioria dos pontos de análise demonstraram tensões consideradas relativamente maiores (9/12), com exceção das áreas A e AD do 31, bem como AM do 32.

Com a avaliação da ligadura elástica, padrão similar foi observado, com frequência substancial de pontos sujeitos a tensões relativamente maiores (16/28). Em se tratando dos pontos de referência apicais, a maioria das regiões selecionadas para análise também refletiu ordem de franjas sugestivas de altas tensões (9/12), excetuando AD e A de 31, além de AM de 32.

Já no cenário em que foi avaliado o bráquete auto-ligado ativo, menores frequências de áreas altamente tensionadas foram encontradas (2/28). Na análise das regiões apicais, apenas um ponto (1/12) demonstrou ordens de franjas indicativas de maiores tensões, sendo este A de 42.

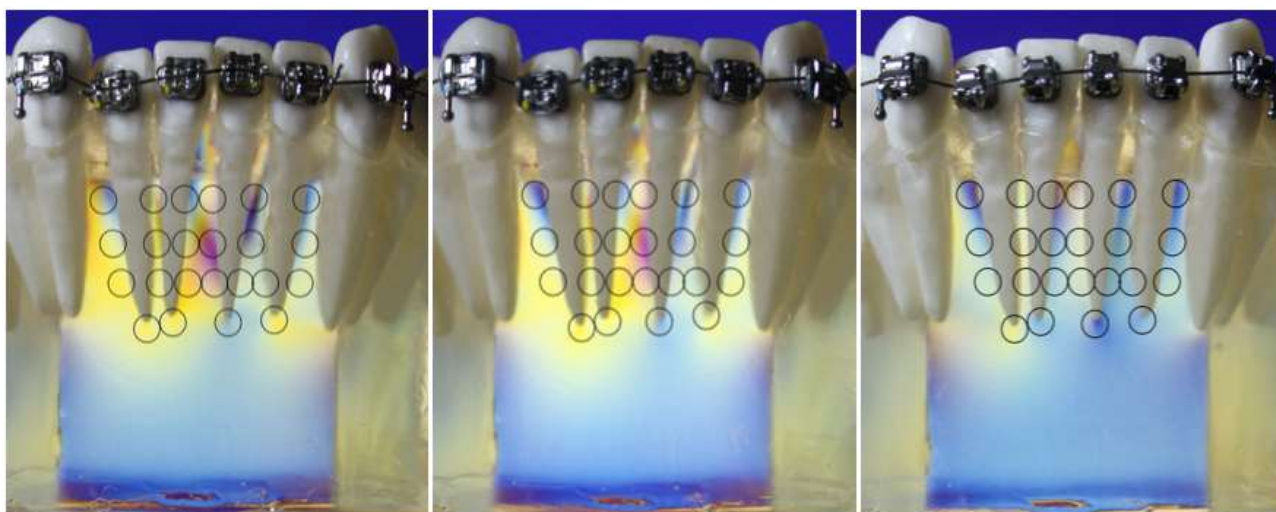


Figura 8. Convencional e ligadura metálica, convencional e ligadura elástica, auto-ligado ativo, todos com o fio NiTi .012”.

Fio NiTi .014"

Nos cenários em que bráquetes tinham o fio NiTi .014" preso por ligaduras metálicas, uma grande quantidade de pontos altamente tensionados foram identificados (17/28), com acometimento de quase todos os pontos de exame apical (10/12), tendo como exceções AD de 31 e AM de 32.

Com a amarração feita por ligaduras elásticas, um número relativamente menor – embora ainda expressivo, de franjas de ordem iguais ou superiores a 0,60 N foi encontrado nos pontos de análise gerais (11/28), ou apicais (7/12), tendo como exceção deste último grupo A de 41, AM de 32, bem como todas as áreas apicais de 31.

No que se trata da avaliação dos bráquetes auto-ligados ativos, por outro lado, uma frequência substancialmente menor de regiões afetadas por altas tensões foi notada (2/28), sendo uma delas identificada apicalmente (AD de 32).

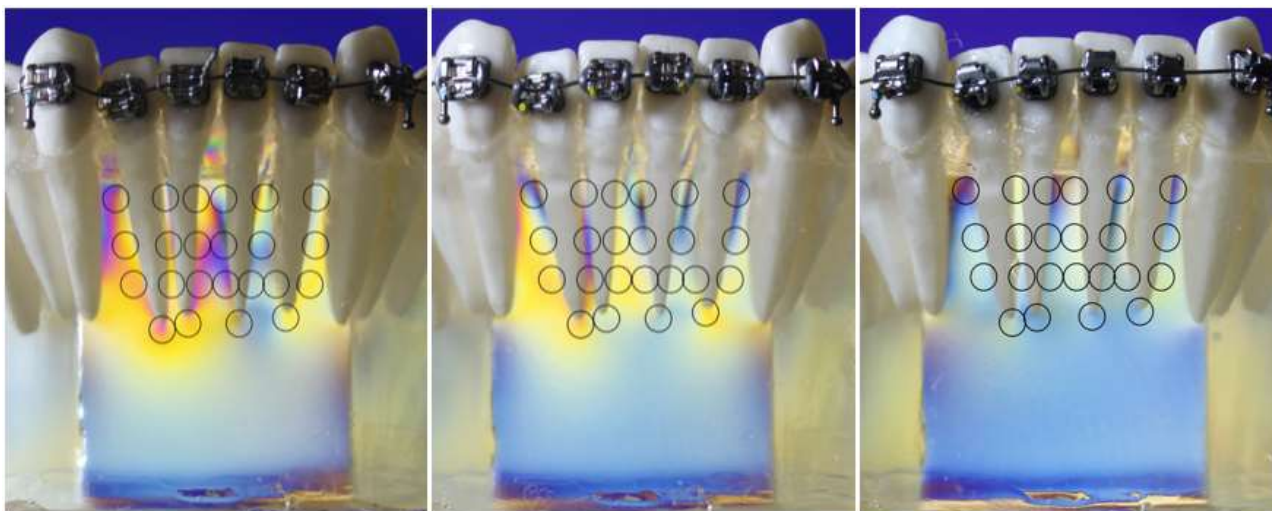


Figura 9. Convencional e ligadura metálica, convencional e ligadura elástica, auto-ligado ativo, todos com o fio NiTi .014".

Fio NiTi .016"

Quando o fio NiTi .016" foi associado a bráquetes convencionais com ligaduras metálicas, foram observadas grandes frequências de regiões sujeitas a forças tensionais relativamente maiores, quer em geral (22/28), quer apical (10/12), tendo como únicas exceções deste último grupo os pontos AM de 42 e AD de 41.

Segundo nossa observação, mais uma vez, a maioria dos pontos observáveis

no teste realizado com ligaduras elásticas foram impactados pelo que, aqui consideramos, altas tensões (17/28). Ademais, grande parte dos referenciais apicais foram afetados, em mesma medida, na avaliação deste cenário (9/12). As únicas exceções se referiram aos pontos A de 41, bem como AD e A de 31.

Por outro lado, um panorama mais favorável foi notado quando do teste dos bráquetes auto-ligados ativos. Neste, viu-se frequência relativamente mais baixa de áreas altamente tensionadas (7/28). Na região apical, poucos pontos de avaliação foram afetados (3/12), sendo eles A e AD de 42 e AD de 32.

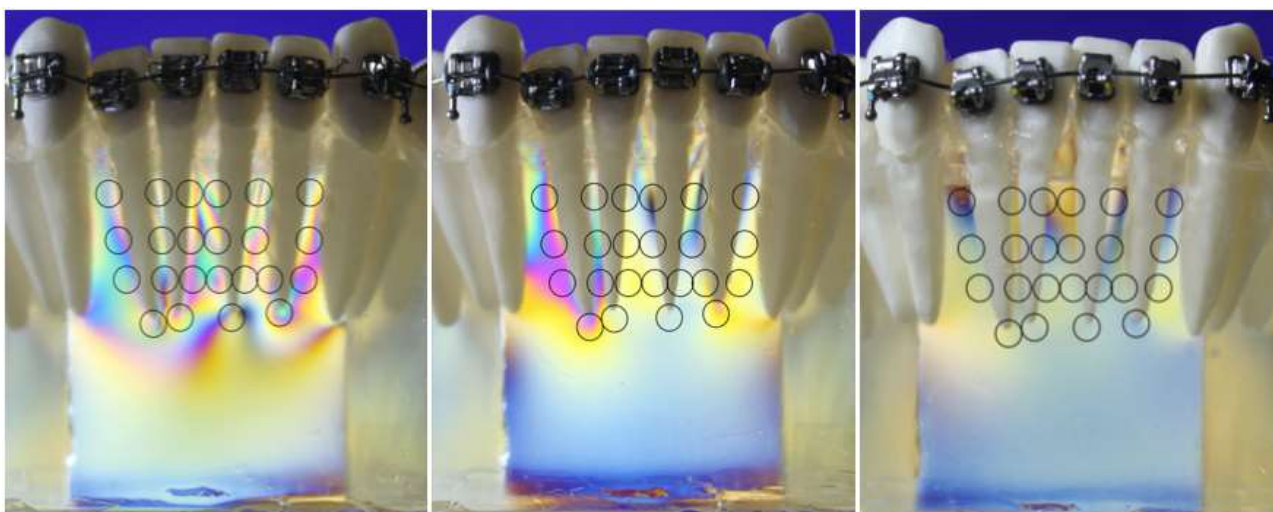


Figura 10. Convencional e ligadura metálica, convencional e ligadura elástica, auto-ligado ativo, todos com o fio NiTi .016”.

Discussão

O atrito se refere à resistência encontrada pelo bráquete para se deslizar ao longo do fio, o que é necessário para que a movimentação dentária seja viabilizada. Assim, principalmente na fase terapêutica ortodôntico-corretiva de alinhamento e nivelamento dentário, é desejável que bráquete proporcionem menor resistência ao deslizamento, transmitindo, assim, forças mais leves sobre os tecidos de suporte. Segundo revisão sistemática (Ehsani, S. Et al., 2009), quando comparados aos bráquetes convencionais, os auto-ligados produzem menor atrito ao serem usados arcos redondos.

Mesmo oferecendo menos resistência ao atrito, bráquetes auto-ligados parecem não exercer um efeito clínico correspondente no que se refere à reabsorção radicular. Muito embora tenha sido relatado certo encurtamento radicular durante o tratamento ortodôntico, alguns estudos (Pandis et al., 2008; Scott et al., 2008a; Leite et al., 2012; Jacobs et al., 2014) afirmaram não haver diferenças significativas entre os bráquetes convencionais e auto-ligado. Segundo revisão sistemática (Fleming PS and Johal A, 2010), não há evidências de alta qualidade suficientes para apontar superioridade de um ou outro modelo de bráquete, no quesito reabsorção radicular.

Tendo como justificativa o fornecimento de evidências que possa, eventualmente, vir a contribuir para o avalio do conhecimento dos bráquete auto-ligados, bem como seus potenciais efeitos, este estudo almejou analisar tensões transmitidas às raízes dos incisivos inferiores em um modelos fotoelástico de apinhamento ântero-inferior, utilizando bráquete convencional com ligaduras metálica e elástica, bráquete auto-ligado alvo e fio NiTi de espessuras .012", .014" e .016".

Para isso, utilizamos o método de fotoelasticidade, que tem sido importante ferramenta em investigações em diversas áreas da Odontologia (Pereira et al., 2015; Pereira et al., 2018; Ozyilmaz et al., 2019; Oliveira et al., 2021), incluindo a Ortodontia (Stefanac et al., 1993; Badran et al., 2003; Claro et al., 2014; Chiang et al., 2018;). Este uso tem se apoiado no estabelecimento de uma relação positiva entre achados histológicos e áreas de concentração de tensões observadas em modelos fotoelásticos (Gilckman et al., 1970; Brodsky et al., 1975).

Muito embora se trate de uma pesquisa laboratorial, em nosso experimento, uma série de cuidados foram tomados para que a aplicação deste método garantisse maior confiabilidade dos resultados produzidos, tais como a confecção de um único modelo fotoelástico e a utilização de uma resina birrefringente de baixo módulo de elasticidade, tendo em vista que as magnitudes de força dos cenários propostos são baixas (Maia et al., 2010; Sobral et al., 2014; Schwertner et al., 2017; Meros et al., 2019) e por considerar que esta resina não possui tensões residuais, não requerendo, assim, remoção após a exposição à luz e ao calor (Badran et al., 2003; Maia et al., 2010; Sobral et al., 2014; Cortizo et al., 2015; Schwertner et al., 2017). Além disso, nosso experimento fez uso de uma câmara de vácuo para remoção de micro-bolhas de ar, que poderiam influenciar na visualização das tensões (Meros et al., 2019; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Badran et al., 2003).

Nossa pesquisa também se certificou da ausência de tensão prévia no modelo fotoelástico (Meros et al., 2019; Abraão et al., 2018; Chiang et al., 2018; Schwertner et al., 2017; Claro et al., 2014; Sobral et al., 2014; Çehreli et al., 2013) antes dos registros, e o mesmo foi utilizado para experimento ao longo de, no máximo, 12 horas subsequentes (Schwertner et al., 2017). Foi ainda preferido o uso do polariscópio circular, que apresenta a função de eliminar as franjas isoclínicas, sendo elas escuras e têm o potencial de interferir na visualização das franjas isocromáticas que é onde a magnitude da tensão é observada (Campos Junior et al., 1986; Stefanac et al., 1993; Matsui et al., 2000; Badran et al., 2003; Ferreira Júnior 2007; Maia et al., 2011; Çehreli, Özçirpici and Yilmaz, 2013; Claro et al., 2014; Abraão et al., 2015; Abraão et al., 2018, Chiang et al., 2018). Por fim, nosso experimento viabilizou a análise quantitativa dos cenários testados pela utilização de uma tabela de referência proposta por *American Society for Testing and Materials* (ASTM D4093-95, reprovado 2001), o que permitiu que identificássemos a intensidade da tensão com base na cor e no número da ordem de franja (Claro et al., 2014; Abrão et al., 2015; Abrão et al., 2018).

No que se refere à comparação promovida entre ligaduras metálicas e elásticas, observamos resultados relativamente melhores - ou menor frequência de áreas altamente tensionadas, quando ligaduras elásticas foram utilizadas, especialmente com o fios .014" e .016". Os achados obtidos neste estudo corroboram, de maneira geral, com os de outros (Heno and Kusy, 2004; Sebastian, 2012; Montasser et al., 2013; Reddy et al., 2014), que também indicaram que cenários onde bráquetes convencionais eram associados à ligadura metálica geraram tensões relativamente maiores. Tal resultado pode estar relacionado ao maior grau de apreensão do fio ao bráquete obtida com uso de ligadura metálica, o que dificulta o deslizamento do fio, por aumentar a resistência ao atrito. Este quadro, por consequência, pode dificultar a movimentação dentária, implicando em um maior incomodo pós-ativação e aumento do tempo de tratamento (Pringle et al., 2009; Tecco et al., 2009; Stefanos et al., 2010).

Alguns estudos têm demonstrado que bráquetes auto-ligados ativos apresentam melhor desempenho no alinhamento inicial que convencionais, independente da ligadura utilizada (Pandis et al., 2007; Reddy et al., 2014;). Reddy e colaboradores (Reddy et al., 2014) realizaram um estudo clínico prospectivo randomizado, comparando a eficiência de bráquetes convencional com ligaduras metálica e elástica à bráquetes auto-ligado ativos e passivos. Concluíram que

bráquetes auto-ligados foram mais eficientes que os bráquetes convencionais. Já o estudo de Pandis e colaboradores (Pandis et al., 2007) compararam a duração do alinhamento inferior e os efeitos dentários entre bráquetes convencionais e auto-ligados. Os autores observaram que, em geral, não houve diferença no tempo para a correção do apinhamento, embora tenha sido observado que em apinhamentos moderados a correção foi mais rápida no grupo com bráquetes auto-ligados. Em nosso estudo, os bráquete auto-ligados ativos geraram as menores tensões. A possível justificativa da relativa melhor performance de bráquetes auto-ligados ativos, pode se referir à maior folga do fio dentro bráquete principalmente em casos em que se utiliza fios de menor secção transversal (Pandis et al., 2009; Badawi et al., 2009; Cintra e Armando, 2010).

Limitações

Devido ao fato de este ser um estudo *in vitro*, há natural dificuldade de extrapolar os resultados obtidos laboratorialmente para a prática clínica. Não se pode descartar, categoricamente que pontos submetidos a tensões relativamente maiores (igual ou superiores a 0,60 N) possam, por exemplo, representar áreas de tensão clinicamente aceitáveis, ou até ótimas, alegadamente. Tampouco, pode-se afastar a hipótese de que áreas em que tensões relativamente mais baixas (inferiores a 0,60 N) foram identificadas, possam também constituir pontos de aplicação de força clinicamente inócuas, supostamente. Ainda assim, embora nossos achados, em particular, ainda careçam de validação, já se tem estudos correlatando positivamente alterações histológicas a resultados obtidos conforme método da fotoelasticidade (Gilckman et al., 1970; Brodsky et al., 1975). De qualquer maneira, os resultados proporcionados pela presente pesquisa devem ser considerados com reserva e cautela. Isso porque esses são oriundos de uma simulação que, embora proporcione igualdade de condições à avaliação comparativa de fios, ligaduras e modelos de bráquetes, é limitada no que se refere à reprodução fiel da realidade. Assim, os parâmetros aferidos na pesquisa devem ser considerados em caráter exclusivamente relativo na análise comparativa entre os cenários.

Conclusões

Através da elaboração e avaliação de cenários experimentais de apinhamento inferior em modelo fotoelástico, pudemos concluir:

- A ligadura elástica oferece padrão mais suave de distribuição de tensões em comparação à metálica, quando associados a bráquetes convencionais e fios NiTi 014” e .016”;
- O bráquete auto-ligado ativo oferece padrão mais suave de distribuição de tensões em comparação aos convencionais, quando associados a bráquetes convencionais e fios NiTi .012”, 014” e .016”.

Referências

1. H. A. Kiyak, “Does orthodontic treatment affect patients 'quality of life?” *Journal of Dental Education*, vol. 72, no. 8, pp. 886–894, 2008.
2. H. L. Broder, G. Slade, R. Caine, and S. Reisine, “Perceived impact of oral health conditions among minority adolescents,” *Journal of Public Health Dentistry*, vol. 60, no. 3, pp. 189–192, 2000.
3. D. F. de Paula Jr., N. C. M. Santos, E. T. da Silva, M. F. Nunes, and C. R. Leles, “Psychosocial impact of dental esthetics on quality of life in adolescents,” *The Angle Orthodontist*, vol. 79, no. 6, pp. 1188–1193, 2009.
4. Henson ST, Lindauer SJ, Gardner WG, et al. Influence of dental esthetics on social perceptions of adolescents judged by peers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140: 389–395.
5. Pithon MM, Nascimento CC, Barbosa GC, et al. Do dental esthetics have any influence on finding a job? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014; 146: 423–429.
6. Jung MH. An evaluation of self-esteem and quality of life in orthodontic patients: effects of crowding and protrusion. *Angle Orthod* 2015; 85: 812–819.
7. Fleming P.S. Koletsi D. O'Brien K. Tsihlaki A. Pandis N. Are dental researchers asking patient-important questions? A scoping review. *J Dent*. 2016; 49: 9-13.
8. Shibasaki, W. M. M., da Silva, L. H., Fuziy, A., Triviño, T., Costa, A. L. F., & Nahás-Scocate, A. C. R. (2018). Evaluation of lower anterior dental changes in patients treated with self-ligating brackets. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. doi:10.1016/j.jobcr.2018.06.005
9. De Souza RA, De Oliveira AF, Pinheiro SM, et al. Expectations of orthodontic treatment in adults: the conduct in orthodontist/patient relationship. *Dental Press J Orthod* 2013; 18: 88–94.

10. Masood et al.: Impact of malocclusion on oral health related quality of life in young people. *Health and Quality of Life Outcomes* 2013 11:25.
11. Manoharan Andiappana; Wei Gaob; Eduardo Bernabé'c; Ngianga-Bakwin Kandalad; Ana Nora Donaldsone. Malocclusion, orthodontic treatment, and the Oral Health Impact Profile (OHIP-14): Systematic review and meta-analysis. *Angle Orthodontist*, Vol 85, No 3, 2015.
12. Prado LH, Previato k, Delgado RZR, Nelson Filho P, Segato RAB, Matsumoto MAN, Feres MFN. Adolescents 'perception of malocclusion, their motivations, and expectations concerning the orthodontic treatment. Is it all about attractiveness? A qualitative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; VOLUME 161, ISSUE 4, E345-E352, APRIL 01, 2022.
13. Evensen JP and Øgaard B. Are malocclusions more pre- valent and severe now? A comparative study of medieval skulls from Norway. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 710–716.
14. Machado GB. Treating dental crowding with mandibular incisor extraction in an Angle Class I patient. *Dental Press J Orthod* 2015; 20: 101–108.
15. Proffit, W.R., Fields, H.W. Jr and Moray, L.J. (1998) Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES III survey. *The International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery*, 13, 97–106.
16. Buschang PH, Shulman JD. Incisor crowding in untreated persons 15–50 years of age: United States, 1988–1994. *Angle Orthod* 2003;73(5):502–8.
17. Peck s. Extractions, retention and stability: the search for orthodontic truth. *European Journal of Orthodontics*, 2017, 1–7..
18. Badran SA; Orr JF; Stevenson M; Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod* Apr 2003;25(2):117-25 England 2003 Apr.
19. Chiang PC; Lin SL; Liu MJ; Fan KH; Chang WJ; Lee SY; Huang HM. Photoelastic analysis of stress distributions in the root-bone interface when applying various orthodontic methods to subside lower anterior crowding. *Proc Inst Mech Eng H* Oct 2018;232(10):999-1007, England 2018 Oct.
20. 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* Sep-Oct 2014;19(5):74-8, 2014 Sep-Oct.
21. Pandis N, Polychronopoulou A, Matou M and Eliades T. Mandibular dental arch changes associated with treatment of crowding using self-ligating and conventional brackets. *European Journal of Orthodontics* 32 (2010) 248–253.

22. Dally, James W.; Riley, William F.. Experimental stress analysis. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Book Company, 1991. 520p.
23. Campos J. 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.
24. Campos Jr. A, Passanezi E, Nahas D, Jansen WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 - campo de aplicação. Estomatol Cult. 1986 Jan-Maio;16(1):20-5.
25. 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 Facil. 2009;14(4):123-8.
26. Zak.: Photoelastische Analyse in der orthodontischen Mechanik, Österr. Z. Stomatol. 33: 22-37, 1935.
27. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis for internal stress in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontol 1970;41:30-5.
28. Brodsky JF; Caputo AA; Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. Am J Orthod Jan 1975;67(1):1-10 United States 1975 Jan.
29. Meros GC; Gonini AJ; Lopes MB; Paranhos LR; Suzuki SS; Garcez AS. Photoelastic analysis of tension distribution in different orthodontic approaches for closing anterior open bites. Minerva Stomatol Oct 2019;68(5):265-272, Italy 2019 Oct.
30. Abrão AF; Domingos RG; de 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 Mar 2018;153(3):415-421 United States 2018 Mar.
31. Schwertner A; Almeida RR; Gonini A Jr; Almeida MR. Photoelastic analysis of stress generated by Connecticut Intrusion Arch (CIA). Dental Press J Orthod Feb 2017;22(1):57-64 2017 Feb.
32. Çehreli S; Özçırpıcı AA; Yılmaz A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. Eur J Orthod Oct 2013;35(5):563-7, England 2013 Oct.
33. Matsui S; Caputo AA; Chaconas SJ; Kiyomura H. Center of resistance of anterior arch segment. Am J Orthod Dentofacial Orthop Aug 2000;118(2):171-8, United States 2000 Aug.
34. Gottlieb EL, Wildman AJ, Hice TL, Lang HM, Lee IF, Strauch EC Jr. The Edgelok bracket. J Clin Orthod. 1972;6(11):613-2.
35. Harradine NWT, Birnie DJ: The clinical use of Activa self-ligating brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109(3):319-328.

36. Forsberg CM, Brattström V, Malmberg E, Nord CE. Ligation wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of *Streptococcus mutans* and *lactobacilli*. *Eur J Orthod*. 1991;13(5):416-20.
37. Paduano S, Cioffi I, Iodice G, Rapuano A, Silva R. Time efficiency of self-ligating vs conventional brackets in orthodontics: effect of appliances and ligating systems. *Prog Orthod*. 2008;9(2):74-80.
38. Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod*. 2009 May;79(3):592-601.
39. Maizeray R, Wagner D, Lefebvre F, Lévy-Bénichou H, Bolender Y. Is there any difference between conventional, passive and active self-ligating brackets? A systematic review and network meta-analysis. *Int Orthod*. 2021 Dec;19(4):523-538.
40. Aras I, Unal I, Huniler G, Aras A. Root resorption due to orthodontic treatment using self-ligating and conventional brackets : A cone-beam computed tomography study. *J Orofac Orthop*. 2018 May;79(3):181-190.
41. Little RM. The irregularity index: a quantitative score of mandibular anterior alignment. *Am J Orthod* 1975; 68: 554–563.
42. American Society for Testing and Materials. Standard test method for photoelastic measurements of birefringence and residual strains in transparent or translucent plastic materials. West Conshohocken: D4093-95; 2001.
43. Pandis N, Nasika M, Polychronopoulou A, Eliades T. External apical root resorption in patients treated with conventional and self-ligation brackets. *Am J Orthod dentofacial orthop*. 2008;134(5):646-651.
44. 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.
45. 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.
46. Jacobs et al.: Root resorption, treatment time and extraction rate during orthodontic treatment with self-ligating and conventional brackets. *Head & Face Medicine* 2014 10:2. doi:10.1186/1746-160X-10-2
47. Fleming PS, Johal A. Self-ligating brackets in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod*. 2010 May;80(3):575-84. doi: 10.2319/081009-454.1. PMID: 20050755; PMCID: PMC8985730.
48. Pereira IP, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Photoelastic analysis of stresses transmitted by complete dentures lined with hard or soft liners. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015 Oct;55:181-6.
49. Pereira R, Giorgi MCC, Lins RBE, Theobaldo JD, Lima DANL, Marchi GM, Aguiar FHB. Physical and photoelastic properties of bulk-fill and conventional composites. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2018 Dec 12;10:287-296.

50. Ozyilmaz OY, Aykent F, Sayin Ozel G. Effect of mucosa thicknesses on stress distribution of implant-supported overdentures under unilateral loading: Photoelastic analysis. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2019 Oct-Dec;17(4).
51. de Oliveira DL, de Souza-Batista VE, Holobenko L, Santiago-Junior JF, Pellizzer EP, Ribeiro-Junior PD. Photoelastic analysis of conventional and locking system for treatment of mandibular angle fractures with a single plate. *J Clin Exp Dent*. 2021 Apr 1;13(4):e328-e333.
52. Stefanac J; Chaconas SJ; Caputo AA; Griffith J. Photoelastic evaluation of the standard bionator appliance. *J Oral Rehabil Sep 1993;20(5):549-59*, England 1993 Sep.
53. de Assis Claro CA; Chagas RV; Neves AC; da Silva-Concílio LR. Comparative photoelastic study of dental and skeletal anchorages in the canine retraction. *Dental Press J Orthod Jan-Feb 2014;19(1):100-5*, 2014 Jan-Feb.
54. Maia LG; de Moraes Maia ML; da Costa Monini A; Vianna AP; Gandini LG Jr. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop Sep 2011;140(3):e123-8*, United States 2011 Sep.
55. 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.
56. 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.
57. 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*.
58. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74:202-11.
59. Sebastian B. Alignment efficiency of superelastic coaxial nickel-titanium vs superelastic single-stranded nickel-titanium in relieving mandibular anterior crowding: a randomized controlled prospective study. *Angle Orthod* 2012;82:703-8. *Orthod* 2012;82:703-8.
60. Montasser, M. A., El-Bialy, T., Keilig, L., Reimann, S., Jäger, A., & Bourauel, C. (2013). Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(4), 507–514.
61. Reddy VB, Kumar TA, Prasad M, Nuvvula S, Patil RG, Reddy PK. A comparative in-vivo evaluation of the alignment efficiency of 5 ligation methods: A prospective randomized clinical trial. *Eur J Dent* 2014;8:23-31.

62. 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.
63. Tecco S, D'Attilio M, Tetè S, Festa F. Prevalence and type of pain during conventional and self-ligating orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 2009 Aug;31(4):380-4. doi: 10.1093/ejo/cjp003.
64. 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.
65. 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.

Conclusão Geral



Conclusão geral

Através da elaboração e avaliação dos estudos teórico onde foi utilizado o método da fotoelasticidade em uma revisão de escopo e no estudo *in vitro* a avaliação de cenários experimentais de apinhamento inferior utilizando este mesmo método, pudemos concluir:

1. O método da fotoelasticidade demonstrou ser muito versátil;
2. Os manuscritos selecionados apresentaram relatos geralmente insuficientes;
3. Fios NiTi e CuNiTi de espessura .014" apresentam padrões semelhantes de distribuição de tensões;
4. A ligadura elástica oferece padrão mais suave de distribuição de tensões em comparação à metálica, quando associados a bráquetes convencionais;
5. O bráquete auto-ligado ativo oferece padrão mais suave de distribuição de tensões em comparação aos bráquetes auto-ligados passivo e convencionais.