



UNINGÁ – UNIDADE DE ENSINO SUPERIOR INGÁ
FACULDADE INGÁ
MESTRADO PROFISSIONALIZANTE EM ODONTOLOGIA

JANAINA APARECIDA LIMA CRÊSPO

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS
ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS

MARINGÁ

2014



JANAINA APARECIDA LIMA CRÊSPO

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS
ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS

Dissertação apresentada à UNINGÁ –
Faculdade Ingá – para obtenção do Título
de Mestre em Odontologia. Área de
concentração Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Hermont
Cançado

MARINGÁ

2014

CRESPO, Janaina Aparecida Lima

C921a

Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Fios Ortodônticos Estéticos. /
Janaina Aparecida Lima Crespo -- Maringá: UNINGÁ, 2014.

122 f.

Dissertação (Mestrado) Departamento de Pós-Graduação em Odontologia -
Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Subárea Ortodontia. UNINGÁ, 2014.

Orientação: Dr. Rodrigo Hermont Cançado

1. Fios ortodônticos. 2. Teflon. 3. Epóxi. 4. Polímero. 5. Resina composta. I.
CRESPO, Janaina Aparecida Lima. II. Avaliação das Propriedades Mecânicas dos
Fios Ortodônticos Estéticos.

CDD 617.643

JANAINA APARECIDA LIMA CRÊSPO

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS
ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS

Dissertação apresentada à Faculdade
Ingá como requisito parcial para obtenção
do título de Mestre em Ortodontia.

Aprovada em 28 / 03 / 2014
COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado
Faculdade Ingá

Prof. Dr. Fabrício Pinelli Valarelli
Faculdade Ingá

Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas
Faculdade de Odontologia de Bauru - USP

JANAINA APARECIDA LIMA CRESPO

17 de dezembro de 1970
Lavras - MG

Nascimento

Filiação

Silvio Fernandes Lima
Marlene Ribeiro Lima

1991-1994

Curso de Graduação em
Odontologia na Fundação
Educativa de Lavras - MG

2005-2008

Curso de Especialização em
Ortodontia na ABCD - MG

2011-2013

Curso de Mestrado Profissional em
Odontologia (área de concentração
Ortodontia) na Faculdade Ingá

DEDICATÓRIA

Agradeço em primeiro lugar à Deus por me amparar nos momentos difíceis, me dar força para superar as dificuldades, mostrar os caminhos nas horas incertas e me suprir em todas as minhas necessidades.

Aos meus pais, Silvio e Marlene, exemplos de vida e superação, por sempre acreditarem em mim, não medindo esforços para que eu realize meus sonhos.

Ao meu marido, Luiz Claudio, meu porto seguro, sempre pronto a me ajudar: com palavras e ações. Sem você nenhuma conquista valeria a pena!

As minhas queridas filhas, Ana Luiza e Júlia, que mesmo sentindo a ausência da mãe, achavam maneiras de me apoiar e incentivar nessa realização pessoal e profissional.

Aos meus irmãos, Juliana e Gilney, pelo apoio e incentivo nas horas difíceis.

A minha afilhada Suellen, que com suas palavras de carinho e incentivo, encheu de esperança meu caminho até aqui.

A toda minha família, sogra, cunhadas (os), sobrinhos e amigos pelo apoio nas minhas ausências e pelo incentivo para o meu crescimento pessoal e profissional.

Agradeço-lhes, carinhosamente, por tudo isto.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Ricardo Oliveira, diretor da Faculdade Inguá;

Ao Dr. Roberto Oliveira, presidente da mantenedora;

Ao Dr. Mário dos Anjos Neto Filho, diretor de pós-graduação da Faculdade Inguá;

Ao Prof. Ney Stival, diretor de ensino da Faculdade Inguá;

Ao Prof. Dr. Helder Dias Casola, coordenador do curso de Graduação em Odontologia da Faculdade Inguá;

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Lolli, coordenador da pós-graduação e do Programa de Mestrado em Odontologia da Faculdade Inguá;

À Profa. Dra. Karina Maria Salvatore de Freitas, coordenadora do Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia, da Faculdade Inguá.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Rodrigo Hermont Cançado, meu orientador que nestes dois anos de convivência esteve sempre disponível a me ajudar apontando sempre os melhores caminhos. Meu respeito e admiração pela sua sabedoria e pelo seu Dom de ensinar.

Ao Prof. Dr. Fabricio Pinelli Valarelli pelos ensinamentos sempre valiosos e pela preciosa e enriquecedora ajuda ao meu trabalho.

A Prof. Dra. Karina Maria Salvatore de Freitas, coordenadora do curso de mestrado, pelo seu apoio, e principalmente pela sua paciência e palavra amiga nos momentos difíceis.

Ao Prof. Dr. Agenor Osório pelo carinho e a disposição em sempre ajudar.

Aos funcionários da empresa Orthometric e em especial ao Silvio Zilio por abrir as portas do laboratório me acolhendo, para que eu pudesse realizar os meus testes.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos colegas que caminharam comigo durante esses anos, que se tornaram mais que colegas: meus amigos. Foram eles que me apoiaram nos momentos difíceis, vibraram com as minhas vitórias e fizeram desse período de convivência um momento único e eterno. Nunca esquecerei vocês!

As minhas amigas Karine e Tanara que além de compartilharmos o quarto durante esses anos, compartilhamos também nossas alegrias, tristezas, incertezas, conquistas, enfim nossas vidas. A vocês deixo essa frase de Mario Quintana que expressa todo o meu sentimento por vocês: A amizade é um amor que nunca morre.

AMIZADE

*Mais que uma mão estendida;
mais que um belo sorriso;
mais do que a alegria de dividir;
mais do que sonhar os mesmos sonhos;
ou doer as mesmas dores;
muito mais do que o silêncio que fala;
ou da voz que cala, para ouvir;
é, a amizade, o alimento ;
que nos sacia a alma;
e nos é ofertado por alguém;
que crê em nós.*

Autor desconhecido

*Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão
uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe
faltasse uma gota.*

Madre Teresa de Calcuta

Resumo

CRÊSPO, Janaina Aparecida Lima. **Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Fios Ortodônticos Estéticos**. 2014. 108f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Pós-Graduação em Odontologia. Faculdade Ingá, Unidade de Ensino Superior Ingá - UNINGÁ, Maringá, 2014.

RESUMO

Objetivo: avaliar as características de força-deflexão de fios ortodônticos estéticos disponíveis no mercado, utilizando o teste de curvatura de três pontos, comparando-os ao fio de níquel-titânio termoativado, além de avaliar a influência da espessura do revestimento do fio estético sobre a força de deflexão. **Material e Métodos:** 120 segmentos de fios ortodônticos estéticos, nos diâmetros de 0,014” e 0,018”, de 5 marcas comerciais diferentes foram avaliadas. As forças de desativação liberadas por estes fios estéticos foram obtidas utilizando uma máquina de ensaios de três pontos nas deflexões de 3, 2, 1 e 0,5 mm em uma temperatura controlada de $36\pm 1^{\circ}\text{C}$. As magnitudes das forças liberadas foram comparadas pelo teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis. **Resultados:** Os resultados mostraram diferenças significantes nas forças liberadas pelos fios estéticos em todas as deflexões testadas durante a desativação. Nenhum fio estético testado sofreu fratura em deflexões de até 3 mm, porém o fio Optis no diâmetro de 0,018” sofreu uma deformação permanente na desativação de 0,5 mm. **Conclusão:** Existe grande variabilidade nas forças de desativação liberadas pelos fios ortodônticos estéticos.

Palavras-chave: Fios ortodônticos. Teflon[®]. Epoxi. Polímero. Resina Composta.

Abstract

CRÊSPO, Janaina Aparecida Lima. EVALUATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF AESTHETIC ORTHODONTIC WIRES. 2014. 108f. **Dissertation (Dissertation degree in Odontology)** – Faculdade Ingá, Unidade de Ensino Superior Ingá - UNINGÁ, Maringá, 2014.

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was to evaluate the force-deflection characteristics of aesthetic orthodontic wires. The three point bending flexural test was used to compare these wires to thermo-active nickel-titanium wire. The influence of coating thickness of aesthetic wires on deflection force was also evaluated. **Material and Methods:** 120 segments of aesthetic orthodontic wires with diameters ranging from 0.014" to 0.018" of 5 different commercial brands were evaluated. The forces released by the deactivation of these aesthetic wires were obtained by a three point bending test machine in deflections of 3, 2, 1 and 0.5 mm at a controlled temperature of $36 \pm 1^\circ$ C. Forces magnitudes released were compared by non-parametric Kruskal-Wallis test. **Results:** The presented results showed significant differences in forces released by aesthetic wires in all deflections distances tested during deactivation. No aesthetic wire tested presented fracture deflections up to 3 mm, but 0.018" Optis wire showed a permanent deformation in 0.5mm deactivation distance. **Conclusion:** There was a great variability in deactivation forces released by aesthetic orthodontic wires.

Key-words: Orthodontic Wires. Polytetrafluoroethylene. Epoxide Hydrolases. Neoprene. Composite Resins.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

| | | |
|------------------|---|----|
| Figura 1 | - Micrômetro Digital Mitutoyo Santo Amaro - SP..... | 49 |
| Figura 2 | - Apreensão e obtenção da leitura do diâmetro do fio na região sem cobertura. | 50 |
| Figura 3 | - Apreensão e obtenção da leitura do diâmetro do fio na região com cobertura. | 50 |
| Figura 4 | - Marcação prévia do fio com 3,0 cm..... | 51 |
| Figura 5 | - Corte dos corpos de prova com alicate Dentaurum. | 51 |
| Figura 6 | - Arcos e seus respectivos corpos de prova..... | 52 |
| Figura 7 | - Agrupamento dos corpos de prova de acordo com sua marca comercial..... | 53 |
| Figura 8 | - Máquina de ensaio universal da marca EMIC, modelo DL 2000, São José dos Pinhais – S.P..... | 54 |
| Figura 9 | - Reservatório em acrílico..... | 55 |
| Figura 10 | - Reservatório de água conectado a máquina de ensaio universal..... | 56 |
| Figura 11 | - Termômetro digital (Digital Thermometer CE) ITTE 350-China..... | 56 |
| Figura 12 | - Ativação de 3 mm..... | 57 |
| Figura 13 | - Ativação de 2 mm..... | 57 |
| Figura 14 | - Ativação de 1 mm..... | 58 |
| Figura 15 | - Ativação de 0,5 mm..... | 58 |
| Figura 16 | - Fim dos testes..... | 59 |
| Figura 17 | - Máquina de ensaios universal acoplada a um computador, que possui um software Tesc (versão 3.04) (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil). | 60 |

| | |
|--|----|
| Figura 18 - Gráfico gerado, em tempo real, da força e deslocamento..... | 61 |
|--|----|

- GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| Gráfico 1 - Gráfico tensão/deformação. | 42 |
|--|----|

LISTA DE TABELAS

| | | |
|------------------|---|----|
| Tabela 1 | - Fios ortodônticos empregados na pesquisa..... | 48 |
| Tabela 2 | - Forças mínimas e máximas necessárias para desativar os fios avaliados (0,014”) em 3, 2, 1 e 0,5 mm na temperatura de 36 ⁰ ±1 ⁰ C..... | 65 |
| Tabela 3 | - Forças mínimas e máximas necessárias para desativar os fios avaliados de NiTi (0,018”) em 3, 2, 1 e 0,5 mm na temperatura de 36 ⁰ ±1 ⁰ C..... | 66 |
| Tabela 4 | - Resultados do teste de Shapiro Wilk para verificação da normalidade dos dados (0,014”)..... | 66 |
| Tabela 5 | - Resultados do teste de Shapiro Wilk para verificação da normalidade dos dados (0,018”)..... | 67 |
| Tabela 6 | - Resultados da comparação das espessuras dos fios 0,014” com e sem revestimento (teste t dependente)(N=10)..... | 67 |
| Tabela 7 | - Resultados da comparação das espessuras dos fios 0,018” com e sem revestimento (teste t dependente)(N=10)..... | 68 |
| Tabela 8 | - Resultados da análise de variância a dois critérios para o diâmetro 0,014” mostrando o efeito do valor da desativação, tipo de revestimento e interação nas forças de desativação. | 68 |
| Tabela 9 | - Resultados da análise de variância a dois critérios para o diâmetro 0,018” mostrando o efeito do valor da desativação, tipo de revestimento e interação nas forças de desativação. | 69 |
| Tabela 10 | - Resultados do teste de Kruskal-Wallis e teste de comparações múltiplas (Dunn) no diâmetro de 0,014” para comparação das forças (em gramas) na desativação..... | 71 |
| Tabela 11 | - Resultados do teste de Kruskal-Wallis e teste de comparações múltiplas (Dunn) no diâmetro de 0,018” para comparação das forças (em gramas) na desativação..... | 72 |

Tabela 12 - Visualização das marcas comerciais no diâmetro de 0,014" quanto às menores e maiores forças, de acordo com as medianas, para ativar e desativar os fios avaliados em 0,5, 1, 2 e 3 mm.73

Tabela 13 - Visualização das marcas comerciais no diâmetro de 0,018" quanto às menores e maiores forças, de acordo com as medianas, para ativar e desativar os fios avaliados em 0,5, 1, 2 e 3 mm.74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---------------|--------------------------------|
| NiTi | (Níquel-titânio) |
| NiTi rec | (Níquel-titânio recoberto) |
| FRC | (Fibras poliméricas compostas) |
| TMA | (Titanium molybdenum alloy) |
| PMMA | (Polimetilmetacrilato) |
| Co-Cr | (Cobalto-cromo) |
| N | (Newtons) |
| KN | (Quilo-Newton) |
| μm | (Micrômetro) |

Sumário

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 15 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA | 18 |
| 2.1 | EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS | 18 |
| 2.1.1 | Ligas de metais preciosos | 18 |
| 2.1.2 | Aço inoxidável | 18 |
| 2.1.3 | Liga de Cobalto-cromo | 19 |
| 2.1.4 | Liga de Beta-titânio..... | 19 |
| 2.1.5 | Liga de Níquel - titânio..... | 20 |
| 2.1.6 | Fios estéticos..... | 21 |
| 2.2 | CARACTERIZAÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS | 21 |
| 2.2.1 | Fios recobertos..... | 21 |
| 2.2.2 | Fios feitos de compósitos poliméricos e reforçados com fibra de vidro..... | 23 |
| 2.3 | MANUFATURA DOS ARCOS ESTÉTICOS | 24 |
| 2.4 | AVALIAÇÃO DE PROPRIEDADES FÍSICAS, MECÂNICAS E BIOLÓGICAS..... | 26 |
| 2.5 | PROPORCIONALIDADE ENTRE CARGA X DEFLEXÃO..... | 41 |
| 3 | PROPOSIÇÃO | 45 |
| 4 | MATERIAL E MÉTODOS..... | 47 |
| 4.1 | MATERIAIS | 47 |
| 4.2 | MÉTODOS | 48 |
| 4.2.1 | Avaliação do diâmetro do fio com e sem revestimento..... | 48 |
| 4.2.2 | Obtenção dos corpos de prova..... | 51 |
| 4.2.3 | Teste de deflexão | 53 |
| 4.2.4 | Teste de curvatura de três pontos | 55 |
| 4.2.5 | Análise estatística..... | 62 |

| | | |
|----------|---------------------------|-----------|
| 5 | RESULTADOS | 63 |
| 6 | DISCUSSÃO | 76 |
| 6.1 | MATERIAL:..... | 76 |
| 6.2 | METODOLOGIA..... | 76 |
| 6.3 | RESULTADOS | 78 |
| 6.4 | IMPLICAÇÕES CLÍNICAS..... | 84 |
| 7 | CONCLUSÃO | 87 |
| | REFERÊNCIAS..... | 89 |
| | APÊNDICES..... | 97 |

Introdução

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a estética tem sido avaliada pelos pacientes que procuram tratamento ortodôntico como um fator significativo. Na tentativa de minimizar essas exigências estéticas, a indústria vem introduzindo diversos acessórios estéticos, como os braquetes não metálicos, de policarbonato ou cerâmicos(BALLARD *et al.*, 2012). No entanto os fios mais eficazes continuam a ser fabricados a partir de ligas metálicas, que apesar de possuírem excelentes propriedades mecânicas e boa compatibilidade biológica, não satisfazem os aspectos estéticos esperados pela maioria dos pacientes(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2008, 2010; KUSY, 1997).

Diferentes tipos de fios ortodônticos estéticos foram lançados no mercado, tais como: fios metálicos com cobertura de teflon[®], fios metálicos recobertos por resina epoxídica, fios compostos por uma matriz à base de nylon contendo fibras de silicone para reforço, e fios ortodônticos feitos de material compósito polimérico reforçado com fibra de vidro(SANTORO, M.; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001).

Apesar de atenderem as necessidades estéticas dos pacientes, os fios ortodônticos estéticos ainda são pouco estudados. Existe na literatura trabalhos que avaliaram algumas propriedades mecânicas dos fios estéticos tais como: a sua capacidade de absorção de umidade, atrito, estabilidade de cor, perda de revestimento, resistência a fratura(CLOCHERET *et al.*, 2004; GOLDSTEIN; BURNS; YURFEST, 1989; HUSMANN *et al.*, 2002; IMAI *et al.*, 1999; IMAI *et al.*, 1998; NEUMANN; BOURAUUEL; JAGER, 2002; SILVA *et al.*, 2013a; SILVA *et al.*, 2013c; ZUFALL; KENNEDY; KUSY, 1998; ZUFALL; KUSY, 2000). Entretanto, pouco são os trabalhos que avaliaram as propriedades mecânicas de força de desativação dos fios estéticos disponíveis no mercado(BALLARD *et al.*, 2012; ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2008, 2010; KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012). Elayyan, Silikas e Bearn(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010) em 2010 avaliaram a quantidade de força necessária para defletir os fios estéticos revestidos comparando-os com os fios

de níquel-titânio superelásticos concluindo que os fios estéticos revestidos produziram forças menores que os de níquel-titânio superelásticos. Ao contrário de Iijima *et al.*(IJIMA *et al.*, 2012), 2012 e Ballard *et al.*(BALLARD *et al.*, 2012), 2012 que encontraram em seus estudos que as propriedades de força e deflexão dos arcos estéticos são comparáveis aos arcos de Níquel-titânio. Outros autores como Imai *et al.*(IMAI *et al.*, 1998), 1998, Imai *et al.*(IMAI *et al.*, 1999), 1999, Goldberg, Lieber e Burstone(GOLDBERG; LIEBLER; BURSTONE, 2011), 2011 e Burstone, Liebler e Goldberg(BURSTONE; LIEBLER; GOLDBERG, 2011), 2011 que também avaliaram as propriedades mecânicas de força e deflexão utilizaram em seus estudos fios estéticos fabricados de novos polímeros mas que ainda estão em fase experimental portanto ainda não disponíveis no mercado.

Devido à escassez de trabalhos científicos na literatura sobre as propriedades mecânicas dos fios estéticos disponíveis no mercado, ainda persiste a dúvida se os fios metálicos recobertos com rhodium ou resina epóxi, ou os fios estéticos compostos por fibras possuem propriedades mecânicas semelhantes aos dos fios metálicos, podendo assim substituí-los, e atender a exigência da estética requerida pelos pacientes. Sendo assim este trabalho têm sua relevância uma vez que visa preencher esta lacuna no tocante a produção do conhecimento, pois objetiva avaliar as características de força-deflexão de fios estéticos disponíveis no mercado, utilizando o teste de curvatura de três pontos, comparando-os ao fio de níquel-titânio termoativado, utilizado durante a fase inicial de alinhamento e nivelamento, além de avaliar a influência da espessura do revestimento do fio estético sobre a força de deflexão.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS

A tecnologia de novos materiais para fins ortodônticos têm aproximado o ideal terapêutico da prática clínica (MARINS; PROCACI, 2008).

A evolução da manufatura dos fios e a elaboração de novas técnicas ortodônticas geraram a busca por uma melhor qualidade das ligas, a fim de torná-las biologicamente mais efetivas no que diz respeito aos dentes e tecidos de suporte (QUINTAO *et al.*, 2006).

Grandes diferenças de composição química e de propriedades mecânicas são encontradas entre os diferentes tipos de fios ortodônticos o que lhes proporciona diferentes indicações cabendo ao profissional conhecer os fios ortodônticos para realizar movimentos mais eficientes evitando danos aos dentes e tecidos de suporte (MARINS; PROCACI, 2008).

2.1.1 Ligas de metais preciosos

Até 1930 metais preciosos eram utilizados para confeccionar acessórios ortodônticos como fios, bandas, ganchos e ligaduras, pois nenhum outro material disponível na época apresentava melhor biocompatibilidade. Apesar da liga de ouro tipo IV possuir várias propriedades como: variação em sua rigidez quando termicamente tratadas e excelente resistência à corrosão, o alto custo reduziu seu uso clínico em todo mundo(QUINTAO *et al.*, 2006).

2.1.2 Aço inoxidável

Após a primeira guerra mundial a invasão do aço na indústria contaminou também a ortodontia, que passou a utilizá-lo como rotina(GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

A partir de 1929, os aços inoxidáveis foram introduzidos na ortodontia quando a empresa americana Renfert Company começou a comercializar os fios dessa liga produzidos pela alemã Krupp(QUINTAO *et al.*, 2006).

Em 1931, Norris Taylor e George Paffenbarger introduziram o aço como substituto ao ouro, ao constatarem sua maior resiliência e menor possibilidade de rompimento sob tensão. Em 1933, Archie Brusse, fundador da empresa Rocky Mountain, sugeriu o primeiro sistema de aplicação clínica do aço inoxidável em Ortodontia. A partir de então, o aço começou a ser utilizado em larga escala (QUINTAO *et al.*, 2006).

2.1.3 Liga de Cobalto-cromo

Na década de 40, a Elgin Watch Company desenvolveu a liga de cobalto-cromo, cuja composição apresentava 40% de cobalto, 20% de cromo, 16% de prata e 15% de níquel, que foi utilizada inicialmente na fabricação de molas de relógio e posteriormente introduzida e patenteada na ortodontia como Elgiloy, pela Rocky Mountain Orthodontics(KUSY, 2002).

Essa liga apresenta propriedades semelhantes ao aço inoxidável, porém para se obter o mesmo resultado é necessário realizar um tratamento térmico após a confecção das dobras, e antes de amarrar o fio ao braquete. É uma liga pouco utilizada na ortodontia(QUINTAO *et al.*, 2006).

2.1.4 Liga de Beta-titânio

As primeiras aplicações clínicas dessa liga na Ortodontia ocorreram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, denominada de “alta temperatura”, foi sugerida. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica se popularizando no meio ortodôntico, sendo comercialmente disponibilizada como “TMA” (titanium molybdenum alloy) e, durante muitos anos, apenas uma empresa possuía o direito de fabricação. Atualmente, o mercado oferece um maior número de marcas comerciais(QUINTAO *et al.*, 2006).

2.1.5 Liga de Níquel - titânio

As ligas de níquel titânio foram originalmente desenvolvidas para uso ortodôntico na década de 1960 e desde então continuaram a evoluir(SANDER *et al.*, 2008).

Em 1963, as ligas de Níquel-Titânio foram desenvolvidas no Laboratório Naval Americano, onde o pesquisador Willian Buehler observou pela primeira vez o “efeito de memória de forma” desse material ainda sem aplicação na ortodontia (MIURA *et al.*, 1986). Só em 1972 essa liga foi produzida para uso clínico, sendo patenteada como Nitinol pela Unitek Corporation, composta por 55% de níquel e 45% de titânio, não possuindo efeito de memória de forma ou superelasticidade, mas com a liberação de forças mais leves, quando submetidas a grandes ativações. Caracterizados como materiais de alta recuperação elástica e baixa rigidez foram colocados no mercado em 1976, e por apresentar essas propriedades ganharam vasta aceitação clínica(GRAVINA *et al.*, 2004).

Posteriormente foram ocorrendo evoluções ortodônticas nas ligas de níquel titânio, surgindo a chamada liga superelástica (“Chinese Niti”), que além de possuir maior recuperação elástica e menor rigidez que o fio de Níquel-Titânio convencional de mesma secção transversal, possuíam também menor deformação permanente após deflexão. A partir daí, vários estudos foram realizados na tentativa de se produzir fios ortodônticos com propriedades semelhantes, sendo produzido então, em 1986, o “Japonese NiTi” pela empresa GAC Int., NY, EUA, com o nome comercial de Sentalloy(BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; MOHLIN *et al.*, 1991).

As ligas termodinâmicas de Níquel-Titânio surgiram para fins comerciais na década de 90, e apresentaram além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, a característica adicional da ativação pela temperatura bucal(ANDREASEN, 1980).

Também na década de 90, surgiram as ligas de Níquel-Titânio gradualmente termodinâmicas, que têm como característica apresentar em um

mesmo fio, a variação de intensidade de força nos diferentes segmentos do arco, de acordo com a área periodontal envolvida. Em meados da década de 90 os fios de níquel titânio adicionados de cobre (Cu NiTi) surgiram no mercado. A adição de cobre permite que esses fios apresentem propriedades termoativas mais bem definidas quando comparados aos fios superelásticos de NiTi, permitindo a obtenção de um sistema ótimo de forças, com um melhor controle do movimento dentário(KUSY, 2002).

2.1.6 Fios estéticos

Os fios estéticos foram pouco relatados na literatura ortodôntica até meados da primeira década do século XXI(HUANG *et al.*, 2003).

Em função de uma crescente demanda por estética, muitos esforços têm sido conduzidos para desenvolver fios ortodônticos que mimetizam a cor dos dentes(RUSSELL, 2005).

2.2 CARACTERIZAÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS

Pesquisas vêm se aprimorando com o intuito de fabricar fios estéticos que possuam propriedades mecânicas necessárias a cada fase do tratamento ortodôntico. Diferentes tipos de fios ortodônticos estéticos já foram lançados no mercado(QUINTAO *et al.*, 2006).

2.2.1 Fios recobertos

Os fios recobertos formam um grupo de fios inovadores que são utilizados para favorecer a estética e, concomitantemente, reduzir a força de atrito que ocorre no deslocamento do fio no slot do braquete(HUSMANN *et al.*, 2002).

Os materiais usados no revestimento são os polímeros, tais como resinas sintéticas contendo flúor ou resina epóxi composta principalmente de polytetrafluoroethylene, usado para simular a cor do dente. O processo de

aplicação desse revestimento ao arco inclui um tratamento de superfície sobre o fio e o uso de ar comprimido seco e limpo como um meio de transporte para as partículas atomizadas de polytetrafluoroethylene. O conjunto é ainda tratado pelo calor. As propriedades mecânicas dos arcos metálicos podem ser afetadas durante este processo e sofrer possíveis alterações nas dimensões transversais do fio para compensar a espessura da camada de revestimento(SILVA *et al.*, 2013b).

Os materiais de cobertura de fios devem ter como requisitos a facilidade de aplicação da cobertura em camadas finas, a resistência e o baixo coeficiente de fricção, além da necessidade de serem biocompatíveis e possuírem aspecto estético agradável, compatível com a translucidez dos braquetes estéticos e com a coloração dos dentes(KUSY, 1997).

Os arcos revestidos podem apresentar durabilidade reduzida, mudar de cor com o tempo e o revestimento apresentar trincas durante a sua utilização na boca, expondo o metal base(KUSY, 1997).

As empresas de materiais ortodônticos ainda investem na busca da cobertura ideal para os fios metálicos ortodônticos, a fim de torná-los estéticos e, ao mesmo tempo, eficientes mecanicamente(QUINTAO *et al.*, 2006).

2.2.1.1 Fios recobertos por teflon

A cobertura de teflon propicia ao fio uma coloração semelhante a dos dentes, formando uma camada sobre o fio de espessura média de 20-25 μm . Essa camada passa, então, por um processo de aquecimento em uma câmara, adquirindo uma superfície com aderência ao substrato e excelentes propriedades de deslizamento(HUSMANN *et al.*, 2002).

Estudos mostram que a cobertura de teflon pode impedir o processo de corrosão do fio interno. No entanto, durante o seu uso clínico pode ocorrer defeitos na superfície dessa cobertura expondo internamente o fio tornando-o susceptível ao processo de corrosão(QUINTAO *et al.*, 2006).

2.2.1.2 Fios recobertos por resina epoxídica

De acordo com Kusy e Whitley(KUSY; WHITLEY, 2005), o processo de revestimento dos fios ortodônticos é feito por meio de deposição por incrustação na base do fio de resina epoxídica (aproximadamente 0,002”). Com esse procedimento, uma forte adesão entre a cobertura e o fio interno é obtida, evitando que o fio deslize por dentro da camada de cobertura.

2.2.2 Fios feitos de compósitos poliméricos e reforçados com fibra de vidro

Recentes tentativas para atender as demandas estéticas têm-se centrado na área de produção de fios reforçados por fibras poliméricas compostas (FRC). Estes arcos compostos podem ser feitos com propriedades diferentes, alterando a composição e o reforço do seu material(ZUFALL; KUSY, 2000).

De acordo com Zufall, Kennedy e Kusy(ZUFALL; KENNEDY; KUSY, 1998), Imai *et al.*(IMAI *et al.*, 1998), há duas possibilidades de confeccionar o FRP: uma por meio da utilização de uma fibra única de diâmetro grande; e a outra seria por meio de múltiplas fibras finas distribuídas em uma secção transversal. A simples mudança do diâmetro da fibra e do número de filamentos determinam alterações na rigidez do fio ortodôntico produzido.

A utilização desse compósito permite a produção de um arco que é esteticamente semelhante ao esmalte e não descolore como os arcos revestidos(ZUFALL; KUSY, 2000).

De acordo com Cacciafesta(CACCIAFESTA *et al.*, 2008) *et al.*,2008, os fios estéticos reforçados por fibras (FRC) têm o potencial para substituir os metais em ortodontia. As propriedades mecânicas de vários protótipos de arcos de FRC foram testadas e os resultados foram promissores para a utilização clínica desses arcos, especialmente durante a fase inicial do tratamento ortodôntico.

2.3 MANUFATURA DOS ARCOS ESTÉTICOS

Imai *et al.* (IMAI *et al.*, 1998), confeccionaram um fio ortodôntico estético transparente, a partir de um fio de FRP de 0,5 mm de diâmetro com múltiplas fibras de um complexo de polímeros confeccionados à 250°C. Fibras de vidro CaO-P2O5-SiO2 – Al2 O3 (CPSA) biocompatíveis de 8-20µm de diâmetro de matriz PMMA foram orientadas originalmente no sentido transversal. As propriedades mecânicas dos fios foram determinadas por teste de curvatura de três pontos. A fração de volume da fibra de vidro foi alterada de 29 – 60%. O teste foi realizado com pedaços do fio (14 mm) com uma deflexão de 2 mm e a uma velocidade de 1 mm/min. Módulo de Young, carga de deflexão, curva de descarregamento e o grau de recuperação elástica foram analisadas para as curvas de histerese obtidas respectivamente. A carga de flexão foi cerca de 1,4 N para a fração fibras de 30% e 2,3 N para 50%. O fio FRP mostrou força suficiente e uma recuperação excelente após a deformação elástica. O módulo de Young e a carga de força e deflexão para 1 mm foram quase que independente do diâmetro da fibra e aumentou linearmente com a fração da fibra, indicando que quanto maior o número de fibras, maior será a rigidez do fio. Todas as curvas mostraram uma excelente recuperação elástica, sendo possível controlar o nível de força de forma mais precisa, alterando o volume de fibras do arco de FRP. Desta forma, este fio poderia apresentar um intervalo de força de trabalho correspondente aos fios metálicos convencionais de NiTi utilizados na fase inicial do tratamento ortodôntico assim como Co-Cr utilizados na fase final, alterando a relação do volume das fibras de vidro com a dimensão externa. A aparência estética externa foi considerada excelente. Em virtude destes aspectos, o novo fio de FRP pode satisfazer tanto as propriedades mecânicas quanto estética de forma suficiente, o que não é possível para os fios metálicos convencionais.

Imai *et al.* (IMAI *et al.*, 1999), produziram um novo tipo de fio ortodôntico composto por matriz à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e fibras de vidro biocompatíveis e finas que não apresentasse somente características estéticas, mas também propriedades mecânicas semelhantes aos fios metálicos. Tais fibras, utilizadas, inicialmente, para a produção de materiais de implantes ortopédicos, garantiriam a elasticidade e a resistência à flexão dessas ligas, devendo ser incorporadas paralelamente ao seu longo eixo. Os autores buscaram avaliar e

comparar a propriedades mecânicas do fio FRP no ambiente seco e úmido e também avaliar os efeitos das propriedades mecânicas do fio imerso em água. As 16 amostras de FRP apresentavam 0,5 mm de diâmetro com 29,1% a 60,4% de fração de volume de fibra com 20µm de diâmetro. Primeiro, os testes em ambiente seco, foram realizados em temperatura ambiente (23°C) e umidade de 50%. Em seguida, testes sob condições de umidade foram realizados em 10, 20 e 30 dias, após a imersão dos fios FRP em água a 37°C. Para a avaliação das propriedades mecânicas, cinco fios de FRP com as frações de volume de fibra de 50,3% para 59,2% foram submetidos ao teste de curvatura de três pontos até uma deflexão de 2 mm utilizando uma máquina universal de ensaios (Instron Corp, Canton, Massa). A relação carga-deflexão dos fios foi testada em condições seca e úmida, e os diâmetros dos fios foram medidos com um paquímetro antes e 20 dias após a imersão, para determinar um possível aumento de volume. Os resultados mostraram que houve alterações no módulo de elasticidade até 10 dias, e em carga de flexão até 20 dias após a imersão, ocorrendo uma leve redução após imersão e uma diminuição pontual apareceu nas curvas de carga-deflexão no intervalo de 1,6 a 2,0 mm. A carga de flexão na curva de descarregamento após a imersão foi menor do que antes da imersão, indicando que o arco apresentava deformações permanentes. Houve diferença significativa ($p < 0,01$) nos valores médios em condições seca e úmida, 120 minutos e de 180 minutos. Os diâmetros de fios FRP após a imersão aumentou 0,002-0,003 mm. O inchaço dos fios hidratados FRP não afetou significativamente ($p = 0,25$) o diâmetro do fio. Os resultados sugeriram que as propriedades mecânicas dos fios reforçados por fibra de plástico são reduzidas por imersão em água na fase inicial.

Huang *et al.* (HUANG *et al.*, 2003), propôs uma nova técnica para a fabricação de arcos compostos. Quando comparado com o método tradicional, esta nova técnica evita danos na fibra durante a fabricação e melhora o contorno do arco. O trabalho enfoca o desenvolvimento da técnica, seu desenho mecânico e a validação em termos de materiais utilizados, usando modelos de pontes micromecânicas. O protótipo do arco foi fabricado usando uma matriz de epóxi, com fio de diâmetro 0,5 mm e fração de volume de 45% de fibras. A resistência à tração foi testada na máquina de três pontos mostrando que o desempenho mecânico do arco composto do protótipo é comparável com o arco de nitinol. Outro objetivo do

trabalho foi fornecer um procedimento eficiente para a concepção dos arcos compostos. Concluiu-se que os diferentes desempenhos mecânicos dos arcos compostos podem ser adaptados antes da fabricação, com a escolha de materiais adequados.

Burstone, Lieber e Goldberg (BURSTONE; LIEBLER; GOLDBERG, 2011) avaliaram o potencial de novos polímeros de polifenileno de alta resistência. O polímero de polifenileno termoplástico (Primospire, Solvay Advanced Polymers, Alpharetta, GA) obtidos sob a forma de esferas, foi extrudado formando fios de secção transversal retangular de 0,021 x 0,030" e redondos 0,020" num total de aproximadamente 70 metros de fio. As amostras foram cortadas no comprimento com aproximadamente 15 cm e scaneadas e examinadas com microscopia óptica para avaliar a superfície externa e o formato da seção transversal. As dimensões da secção transversal foram medidas ao longo do comprimento em três locais por meio de um micrômetro digital (Starrett, Athol, Mass), e as médias para cada amostra foram utilizadas para calcular as propriedades mecânicas. Foram produzidos fios com alta elasticidade e boa ductibilidade. As características de tração, flexão, estresse-relaxamento e formabilidade foram avaliadas. O fio polifenileno foi testado em tensão e relaxação por até 75 horas. As magnitudes de forças apresentadas pelos fios de polifenileno colocam-os na categoria de um fio para alinhamento e nivelamento. Os fios apresentaram alta formabilidade permitindo a realização de dobras semelhantes aos fios de aço inoxidável, concluindo que os polímeros de polifenileno poderiam servir como arcos estéticos ortodônticos.

2.4 AVALIAÇÃO DE PROPRIEDADES FÍSICAS, MECÂNICAS E BIOLÓGICAS.

A fim de se promover forças adequadas aos dentes durante a movimentação ortodôntica, os fios estéticos devem apresentar propriedades mecânicas adequadas. Por meio de testes laboratoriais de flexão, as propriedades dos fios ortodônticos podem ser obtidas sendo que o teste de curvatura de três pontos representa a condição que melhor simula a aplicação de força do fio aos dentes, fornecendo gráficos da força versus deflexão, que podem ser utilizados para

avaliar as características força-deflexão dos fios ortodônticos e assim, determinar o comportamento da força produzida durante a movimentação dentária(IIJIMA *et al.*, 2012; RUSSELL, 2005).

De acordo com Silva *et al.*(SILVA *et al.*, 2013b), a utilização do ensaio de flexão de três pontos, que avalia as propriedades de carga-deflexão, é considerado o parâmetro mais importante para determinar a natureza biológica do movimento do dente, fornecendo informação sobre o comportamento dos fios quando submetidos a deformação no plano horizontal e vertical.

Dentre as vantagens do teste de flexão de três pontos pode-se citar: a simulação da aplicação clínica e a capacidade de diferenciar os fios em relação às propriedades mecânicas(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2008). Além disso, ele oferece um alto grau de reprodutibilidade, facilitando a comparação entre diferentes estudos(WILKINSON *et al.*, 2002).

Jancar, Dibenedetto e Goldberg(JANCAR; DIBENEDETTO; GOLDBERG, 1993), investigaram as propriedades de flexão (módulo de elasticidade, força e tensão máxima) de fios reforçados por fibras de vidro termoplásticas (policarbonato e polietileno glicol) e fio de nylon 12 que foram fornecidos pela Polymer Composites, Inc. (Winona, Minnesota, EUA) em relação ao efeito da deterioração na interface matriz-fibra, causada pela umidade. Estes fios equivalem aos fios NiTi revestidos de 0,016". As amostras foram avaliadas por meio do teste de curvatura de três pontos, usando uma máquina de tração da marca Instron TTCM (velocidade de carga 5 mm/min) em temperatura ambiente. Dois conjuntos de amostras foram testados nas direções paralelas e perpendiculares em relação às orientações das fibras. A resistência do policarbonato à absorção de umidade foi superior ao do polietileno glicol e nylon, o que representa o seu melhor desempenho a imersão na água. Assim, estes autores acreditam que onde há necessidade de grandes deflexões, a utilização do fio reforçado por fibra na prática clínica durante o tratamento é limitado.

Com o objetivo de quantificar a rigidez de arcos ortodônticos estéticos, Lim, Lew, Toh(LIM; LEW; TOH, 1994), simularam uma situação clínica, para avaliar a influência da direção de deflexão na rigidez de dois fios (0,018" de aço inoxidável

revestido de teflon e 0,017” Optiflex). De acordo com essa direção os arcos estéticos foram aleatoriamente divididos igualmente em três grupos: grupo 1, deflexão lingual; grupo 2, deflexão vestibular e grupo 3, deflexão oclusal. Cada grupo consistia de 6 arcos do mesmo tipo. O grupo controle consistiu de 18 arcos de aço inoxidável de 0,014” para cada grupo, totalizando 54 arcos. A deflexão dos arcos foi mensurada com um microscópio eletrônico e a carga medida com um transdutor de tensão. A rigidez do arco revestido de teflon foi mais elevada em comparação com o grupo controle. Já o OptiFlex apresentou-se com pouca dureza e resiliência tendo sua eficácia clínica limitada.

Imai *et al.*(IMAI *et al.*, 1998), relataram que o módulo de elasticidade e o limite elástico dos protótipos de FRP estariam relacionados à porcentagem de fibra de vidro presente nessas ligas. Os autores afirmaram que, quando presentes na proporção de 30%, tais fios possuíam módulo de elasticidade e recuperação elástica semelhantes aos fios de NiTi e, quando presentes na proporção de 60%, tais propriedades mecânicas assemelhavam-se mais com as dos fios de cobalto-cromo. Todavia, tais fios não foram produzidos comercialmente. Desta forma, existem poucas evidências que comprovem que o uso desses fios seja realmente vantajoso e eficaz na mecânica de deslizamento que ocorre durante o tratamento clínico ortodôntico, bem como o seu comportamento perante os ensaios mecânicos como o de flexão.

Zufall, Kennedy e Kusy(ZUFALL; KENNEDY; KUSY, 1998), avaliaram as características de atrito de protótipos de arcos revestidos. A resistência ao deslizamento foi analisada no estado seco, para fios com três diferentes frações de volume de fibras de reforço em relação aos braquetes de aço inoxidável (SS), alumina policristalina (PCA), e braquetes ortodônticos de cristal único de alumina (SC). Cada um dos braquetes apresentava slot de 0,022” (0,56 mm) e sem angulação. Dois dos tipos dos braquetes (SS e PCA) foram pré-torqueados em menos 7°. Os fios foram fabricados de S2 - de fibras de vidro contínuas (Owens Corning Corp, Toledo, OH, EUA) e um copolímero vítreo, que constou de 61% de metacrilato diglicérico de bisfenol-A (Nupo 046-4005, Cook Composite e Polymers Co., Norte, Kansas City, Missouri, EUA) e dimetacrilato de trietileno 39% (TEGDMA, Polysciences Inc., Warrington, PA, EUA). As propriedades de atrito foram

determinadas usando uma máquina de ensaio universal (Instron Model TTCM, Instron Corp, Canton, MA, EUA). Cada combinação de arco/braquete foi testada a 34°C, com distância inter-braquetes de 16 mm, com doze diferentes forças (N = 50, 100, 150, 200, 250, 300, 75, 125, 175, 225, 275 e 400g sequencialmente) e seis diferentes angulações ($\theta = 0^\circ, 2,5^\circ, 5,0^\circ, 7,5^\circ, 10,0^\circ$ e $12,5^\circ$). O teste de variância ANOVA não mostrou diferença do atrito com relação ao material suporte. Pela média de força de todos os pontos (dados significativos) o atrito dos arcos compostos variou de $0,25 \pm 0,06N$. O teste de Tukey- Kramer mostrou que não houve diferença entre as angulações = 0° e $2,5^\circ$ ou entre qualquer um dos materiais de suporte. No entanto, diferenças significativas foram observadas para todos os ângulos $\geq 2,5^\circ$. As amostras testadas dos arcos compostos mostraram sinais de desgaste ao longo da interface entre o arco e a base da ranhura do braquete quando testados a 400g. Para o efeito do atrito em geral, os arcos revestidos foram superiores aos de aço inoxidável, mas inferiores aos de NiTi ou β - Titânio. O aprofundamento de estudos sobre métodos de redução do desgaste dos revestimentos na interface braquete/arco podem melhorar a mecânica de deslizamento destes arcos revestidos.

Zufall e Kusy(ZUFALL; KUSY, 2000) avaliaram o atrito e o desgaste de fios compósitos por meio de uma simulação clínica da mecânica de deslizamento. Protótipo de fios compósitos (polímero de vidro), com rigidez semelhante aos dos atuais fios de alinhamento inicial e intermediário, foram testados com braquetes de aço inoxidável e cerâmicos passivos e ativos (com e sem angulação). Valores de coeficiente de atrito cinético foram determinados para quantificar resistências de deslizamento como funções normais das forças da ligadura, que obtiveram um atrito 72% maior que o fio 0,43 sem revestimento. Foi desenvolvido também um modelo matemático relacionando: angulação, largura de faixa, distância inter braquete, a geometria do fio e módulo de elasticidade à resistência ao deslizamento. A partir deste modelo, os coeficientes cinéticos de ligação foram determinados para quantificar a resistência ao deslizamento. O coeficiente médio de ligação era o mesmo que a dos pares de fios revestidos 0,42. Em várias amostras testadas foi observado penetração nos revestimentos, no entanto, os fios com reforço de fibra de vidro não sofreram danos internos em todas as condições testadas. O risco de liberação de fibras de vidro durante o tratamento clínico foi eliminado pelo revestimento. Além disso, o atrito e o coeficiente de ligação estavam dentro dos

limites obtidos pela união fio/baquetes convencionais. Conseqüentemente, os revestimentos foram considerados como uma melhoria para a aceitação clínica dos arcos ortodônticos de compósito.

Husmann *et al.* (HUSMANN *et al.*, 2002), em um estudo “*in vitro*”, avaliaram as propriedades de deslizamento e a aderência do revestimento de fios estéticos. Oito arcos revestidos e três não revestidos com diferentes seções transversais e em uso rotineiro na prática ortodôntica foram selecionados para a investigação. Os fios utilizados foram: cinco fios de níquel titânio (Titanol® Low Force River Finish Gold e Gold 2: Forestadent®; Titanol® Superelastic tooth colored: Forestadent®; BioForce Sentalloy longuard™ e NITI Imagination™: GAC), dois beta-titânio (TMA® Low Friction longuard: Ormco; TMA® Low Friction longuard Purple: Ormco) e um fio de aço (Stainless steel Imagination™: GAC). Os fios foram recobertos com Teflon® ou polietileno aplicados por implantação iônica. Para comparação foram utilizados três arcos não recobertos (Rematitan® Lite Dimple: Dentaurum; Titanol® Low Force River Finish: Forestadent®; BioForce Sentalloy™: GAC). Devido as diferentes dimensões dos arcos foi utilizado braquetes (Discovery® Edgewise, em aço inoxidável: Dentaurum) em duas dimensões de slot: 0,018 ” e 0,022 ”. Antes dos fios serem utilizados, suas superfícies foram documentadas sob a forma de imagens por meio da microscopia eletrônica para comparação da estrutura da superfície após os testes. Para a avaliação da força de atrito, foi realizada uma simulação de uma retração de caninos onde a força foi medida usando o Sistema de Medição e Simulação Ortodôntico (OMSS). Os resultados foram submetidos à análise estatística de significância com base em Mann-Whitney U e mostraram diferenças de atrito entre todas as combinações de fios de forma estatisticamente significativa. Os valores médios de atrito dos fios Titanol revelou um desvio padrão 1,0-6,1. Dentro de um lote dos fios ocorreu diferença significativamente em alguns casos. Como os valores de atrito, demonstrados pelo desvio padrão variaram para o revestimento, assim como para os fios não revestidos, tal como demonstrada pelo desvio padrão, essa flutuação pode ser devido a variações no processo de fabricação e preparo dos arcos. Concluiu-se que a cobertura de Teflon propicia ao fio uma coloração da cor de dente. Esta camada passa então por um processo de aquecimento em uma câmara, adquirindo uma superfície com excelentes propriedades de deslizamento e adequada aderência de substrato. Os autores

ressaltam a necessidade de estudos laboratoriais mais abrangentes, enfatizando a resistência à corrosão dos fios revestidos e de sua durabilidade mecânica.

Neumann, Bourauel e Jager (NEUMANN; BOURAUUEL; JAGER, 2002), por presumir que os processos de corrosão podem produzir consequências negativas sobre a biocompatibilidade, estética e comportamento de atrito entre o braquete e o arco durante o tratamento ortodôntico realizou um estudo “in vitro” para investigar o comportamento corrosivo e a resistência permanente a fratura de oito arcos revestidos de diferentes dimensões. Foram selecionados cinco arcos superelásticos de níquel - titânio, dois arcos beta-titânio e um arco de aço, comparados com três arcos sem revestimento. Modificações na superfície dos fios foram feitas por meio de teflon, polietileno e por implantação iônica. O processo de corrosão foi realizado utilizando uma célula eletroquímica especializada. Numa segunda série experimental, o fio foi exposto a um estresse mecânico e examinado em um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados indicaram que o revestimento de teflon impedia a corrosão dos fios. Como esperado, os fios beta titânio não corroeram. Os outros fios mostraram um potencial de ruptura entre 187 mV e 602 mV.

Bandeira (BANDEIRA, A.M.B.. 2004) avaliou a força de atrito em quatro fios ortodônticos com diâmetro de 0,016” (aço inoxidável Morelli[®], NiTi Morelli[®], NiTi recoberto por resina epoxidica Morelli[®], NiTi recoberto por resina epoxidica GAC[™]) utilizando três tipos de braquetes do sistema *Roth* (aço inoxidável Morelli, cerâmicos MXi da *TP Orthodontics* e *Mystique* da GAC), e dois tipos de ligaduras elastoméricas (Morelli e *TP Orthodontics*). Os componentes foram caracterizados individualmente por microscopia eletrônica de varredura (MEV), ótica (MO) e estereoscópica. A força de atrito foi avaliada medindo-se a força máxima necessária para deslizar o fio em grama-força. Observou-se que, para os diferentes fios, a força de atrito cresce na seguinte ordem: aço inoxidável, NiTi, NiTi recoberto GAC e NiTi recoberto Morelli. Estatisticamente, os braquetes apresentaram diferenças significativas entre si. Porém, dependendo da interação avaliada, tais diferenças não foram observadas. A ligadura TP produziu menor valor de força máxima do que a ligadura Morelli. A saliva, na maioria das vezes, favoreceu o deslizamento, reduzindo os valores de força. Entretanto, na avaliação da eficiência do sistema de deslizamento, ele deve

ser considerado como um todo, ou seja, os diferentes componentes não podem ser avaliados separadamente. Nesse estudo, verificou que a espessura do recobrimento NiTi Morelli® era da ordem de 50% maior em relação ao NiTi GAC™, alterando assim o diâmetro final do fio ortodôntico. Os fios recobertos da GAC™ apresentaram forças de atrito menores do que os fios recobertos Morelli®.

Eliades(ELIADES, 2007) estudou a projeção e a evolução esperada nos próximos anos na área de pesquisa e aplicações de materiais ortodônticos. Arcos compostos por fibras reforçadas por plástico que estão atualmente em fase experimental no mercado podem estar em breve disponíveis comercialmente. Os avanços nos materiais elastoméricos resultarão em polímeros com reduzida relaxação, menor reatividade, sorção de água e degradação. De acordo com o autor, a busca por materiais e técnicas mais eficazes pode reduzir o tempo de tratamento. A avaliação da biocompatibilidade dos materiais também deve evoluir para incorporar aspectos das propriedades biológicas dos materiais, e não se limitar apenas a ensaios in vitro.

Elayyan, Silikas e Bearn(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2008) avaliaram as propriedades físicas e mecânicas de fios de NiTi estético recoberto por resina epoxídica (Ultraesthetic TM , G&H Wire Company) de calibre 0,016". A amostra constou de dois grupos: grupo recuperado, composto por dez arcos que foram utilizados inicialmente no alinhamento e nivelamento de pacientes, durante um período de 4 a 6 semanas e o grupo de fios novos, composto por dez arcos. Os fios foram avaliados em teste de curvatura de três pontos usando dois dispositivos: braquetes edgewise convencionais (Orthos®) com slot 0,022" colados numa distância inter-braquetes de 14 mm, utilizando a ligadura elástica, e braquetes autoligados Damon2 (Ormco) colados na mesma distância. A força foi aplicada por um dispositivo colocado verticalmente em direção ao centro da distância inter-braquetes, em velocidade de carga de 1 mm/min. A porção média do fio foi defletida inicialmente por 2 mm e descarregado; e após, defletida em 4 mm, sofrendo na sequência a descarga. Os resultados das forças de descarregamento foram relatadas em 2, 1,5 e 1 mm quando os fios foram defletidos em 2 mm; e em 4, 3, 2 e 1 mm quando defletidos em 4 mm. Foi realizado o teste "t" student para a análise. Os fios recuperados geraram menores forças de descarregamento (15-20g) quando

defletidos em 2 mm, comparados aos fios novos (46-59g), que foi estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Usando o Damon2, os 2 grupos geraram forças de descarregamento similares com deflexão de 2 mm (40-65g) e 4 mm (30-53g) e não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Os arcos recuperados produziram valores de força de descarga mais baixo do que os novos com ligadura convencional. Em média 25% da cobertura foi perdida durante o uso, o que levou a uma redução significativa das qualidades estéticas. A cobertura descascou em muitas áreas durante o uso *in vivo*, deixando defeitos de superfície os quais foram analisados por microscopia de varredura.

Seguindo seus estudos Elayyan, Silikas e Bearn (ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010), avaliaram as propriedades mecânicas de fios superelásticos revestidos comparando-os com os fios de níquel-titânio superelásticos convencionais, utilizando braquetes convencionais e auto-ligáveis. Foram utilizados quatro tipos de arcos, sendo dois NiTi superelásticos convencionais e dois Ultraesthetic revestido com dimensões de 0,016" e 0,018 x 0,025". Todos os fios foram fabricados pela G&H Wire (Indústrias Greenwood). Os braquetes utilizados foram dois convencionais edgwise da Orthos e dois auto-ligáveis Damon 2 (Ormco, Orange, California). Os fios Ultraesthetic eram revestidos por resina epoxídica com espessura de 0,002 mm. Os braquetes apresentavam slots 0,022 x 0,028 e foram fixados de forma paralela e mantendo uma distância interbraquete de 14 mm. Realizou-se o teste de curvatura de três pontos utilizando-se uma máquina de ensaio Universal (Zwick / Roell Z020, Zwick GmbH, Alemanha Ulm) a uma velocidade de 1 mm/mim até atingir a deflexão de 2 mm. Os fios foram fixados aos braquetes com ligaduras elásticas. As forças de carga e descarga foram registradas pela célula de carga e os resultados foram analisados com o software testXpert (Zwick GmbH). Para os fios 0,016" tanto revestidos como os convencionais as forças foram aumentadas conforme o aumento da deflexão. Os fios revestidos apresentaram forças inferiores variando de 18 a 192g para 0,5 e 2 mm respectivamente e os de NiTi variaram de 29 a 252g. Já para os fios de 0,018 x 0,025", foram observadas forças maiores, variando de 60 a 772g para fios revestidos e 99 a 1202 g para fios de NiTi convencionais. Para a combinação de arco/braquete foi realizado o teste de ANOVA. Os fios 0,016" na deflexão de 0,5 mm não apresentaram efeito significativo. Para as outras deflexões o efeito foi significativo

($p < 0,01$), sendo a menor força nos fios revestidos. A combinação de fio revestido com braquetes autoligáveis mostrou menor força e maiores forças de descarga na combinação não revestido com braquete convencional. Para os fios 0,018 x 0,025” houve efeito significativo em todas as deflexões em relação fio/braquete, apresentando forças inferiores com os fios revestidos. Após os resultados observou-se que os fios revestidos produziram menores forças de carga e descarga e os braquetes Damon2 produziram menores forças em relação aos braquetes da Orthos.

Bandeira(BANDEIRA, A. M. B., 2010) avaliou após o uso na cavidade bucal, fios de NiTi recobertos (NiTi rec) nos diâmetros de 0,014” e 0,016”. Esses fios foram comparados com fios NiTi (0,014” e 0,016”) e OPTIS™ 0,016”. O comportamento mecânico dos fios em atrito, flexão e tração, bem como sua resistência à degradação superficial por imersão em solução ácida e ciclagem térmica foram testados. No ensaio de atrito, os valores crescentes de força máxima encontrados foram: NiTi rec, NiTi rec imerso, NiTi rec ciclado e NiTi para o diâmetro de 0,014”; OPTIS™, NiTi rec ciclado, NiTi rec, NiTi e NiTi rec imerso para o diâmetro de 0,016”. No ensaio de flexão, a imersão e a ciclagem modificaram a resposta de força de descarregamento dos fios NiTi rec. A histerese em flexão e em tração apresentou valores contrários entre si. Em MEV, o fio NiTi rec apresentou morfologia homogênea. A ciclagem provocou trincas no revestimento do NiTi 0,016”. Na DRX, identificaram-se picos cristalinos no NiTi rec, possivelmente relacionados aos elementos inorgânicos encontrados nos ensaios de EDS. Em relação ao uso clínico, houve degradação do recobrimento, porém estas alterações morfo estruturais foram imperceptíveis.

Abreu-Pereira *et al.*(ABREU-PEREIRA *et al.*, 2010), avaliaram a citotoxicidade dos fios ortodônticos estéticos feitos à base de resina polimérica reforçada com fibras de vidro, por três diferentes parâmetros de viabilidade celular. Foram utilizados e preparados, de acordo com normas internacionais, extratos de amostras do fio Optis® Preformed Archwire (TP Orthodontics) intactos ou multi seccionados (em seções de 10 mm) e, como referência, fios de aço inoxidável do mesmo fabricante. As amostras foram divididas em três grupos experimentais: Grupo 1, o fio Optis® foi mantido intacto; no Grupo 2, o fio Optis® foi seccionado em 32 segmentos de aproximadamente 10 mm cada; e o Grupo 3, fio de aço inoxidável,

secção circular 0,022”; e dois grupos controles. Fenol a 2% e poliestireno denso foram utilizados como controle negativo e positivo respectivamente. Células de fibroblastos de camundongo da linhagem Balb/c-3T3 foram expostas por 24 horas a esses extratos, e a viabilidade celular foi identificada por três parâmetros: atividade mitocondrial, a partir do método do XTT, integridade membranar, pela captação do corante vermelho neutro e densidade celular, por meio do teste de exclusão do corante cristal violeta. A análise estatística foi realizada com o auxílio do programa InStat® 3.01 (GraphPad Software, San Diego, CA, Estados Unidos). As médias dos valores e desvios padrão foram calculados e verificados com relação à sua distribuição normal (teste de D’Agostino). Um teste de análise de variância não paramétrica (Kruskal-Wallis, pós-teste de Dunn) foi realizado e as diferenças foram consideradas significativas para $p < 0,05$. Os extratos dos fios (aço inoxidável e fio em resina reforçada por fibra de vidro) foram compatíveis com altos índices de viabilidade celular medido através dos três diferentes parâmetros, sem diferenças entre os grupos estatisticamente significantes. O processamento do fio estético em pequenas secções não alterou sua biocompatibilidade, indicando não haver diferença de toxicidade entre sua face externa de resina e seu interior reforçado em fibra de vidro. De acordo com os parâmetros avaliados, concluiu-se que o fio estético não apresentou citotoxicidade similar ao aço inoxidável já em largo uso ortodôntico. No entanto, com relação aos aspectos biológicos, novos parâmetros devem ser investigados para validá-lo. Além disso, outras características inerentes à eficiência dos materiais ortodônticos além da biocompatibilidade devem ser levadas em conta por profissionais e pacientes na escolha do material adequado. Estas características devem ser preservadas nos novos materiais estéticos, de modo a não comprometer a qualidade do tratamento.

Golberg, Lieber e Burstone (GOLDBERG; LIEBLER; BURSTONE, 2011) avaliaram as propriedades viscoelásticas de um tipo de fio ortodôntico estético. Os fios utilizados neste estudo foram baseados no recente desenvolvimento de um termoplástico translúcido de polifenileno SRPs, cuja estrutura molecular rígida proporciona alta resistência. Enquanto o fio tem boas propriedades mecânicas instantâneas, ao longo do tempo todos os polímeros podem relaxar, por isso é importante entender o potencial de impacto de relaxação sobre o sistema de forças ortodônticas. Foram utilizadas quatro amostras de fios redondos de diâmetro 0,020”

e seis amostras de fio retangular 0,021 × 0,025” produzidos por Zeus Industrial Products, Inc. (Orangeburg, na Carolina do Sul, EUA) cada um com cerca de 70 cm de comprimento os quais foram levados a uma máquina de ensaios universal (Instron, modelo 3343, de Norwood, Massachusetts, EUA) para avaliar a tensão. As quatro amostras de secção redonda foram ativadas até atingir 20, 40, 60, e 80% do limite de elasticidade que foi previamente definido como 105,9 MPa . As seis amostras retangulares foram ativadas em 20, 40, 60, 80, 90, e 95 % do limite de elasticidade que foi previamente definido como 104,2 MPa. A tensão e o seu relaxamento foi continuamente monitorada por 7 dias. Sessenta e três amostras adicionais foram mantidas em um par de braquetes edgewise colados em placas acrílicas a uma distancia inter-braquete de 7 mm e deslocamentos verticais de 1, 2 e 3 mm por 6 semanas. A deformação destes fios foi medida em 10 segundos, 1 hora, 1 dia, 2 dias. O deslocamento foi medido com uma grade que permitia a leitura a cada 0,25 mm. Três amostras foram avaliadas para cada um dos três deslocamentos verticais em sete períodos de tempo. A deformação instantânea foi feita durante 3 e 6 semanas e foi comparada entre os três deslocamentos verticais de 1, 2 e 3 mm com duas vias de análise de variância. Os testes de pares de braquetes e os de relaxamento do estresse na tensão foram realizados à temperatura ambiente ($20 \pm 2^{\circ}\text{C}$). A tensão de tração decaiu cerca de 10-30 por cento durante 24-48 horas, dependendo da tensão inicial. O comportamento de relaxamento foi proporcional à tensão inicial e, por conseguinte, estes dados foram combinados utilizando uma única curva de regressão. Deformação das amostras colocadas nos pares de braquetes aumentou com o aumento de deslocamento vertical e de tempo, avaliados com análise de variância, mas, 19-100% desta deformação foi recuperada. Os sistemas de forças dos fios polifenileno podem variar com o tempo e a ativação, mas este comportamento é previsível.

Santoro(SANTORO, M.Z., 2011) comparou as forças de deflexão “*in vitro*” entre fios estéticos e fio NiTi, para verificar a força máxima e determinar sua correlação com o diâmetro do fio com e sem revestimento. Foram realizados dez ensaios de sete marcas comerciais de arcos pré-contornados, sendo seis fios estéticos Invu (I), Optis (O), Flexy Super Elastic Esthetic (FSEE), Niticosmetic (N), Orthocosmetic Elastinol (OE) e Pro Form Coated Nitantium (PFCN) e um fio NiTi superelástico (Nitinol Super Elastic (NSE), aplicando-se o teste de curvatura de três

pontos, associado a máquina de ensaios universal EMIC. Desenvolveu-se um dispositivo com braquetes cerâmicos (Transcend), cujos fios foram presos por elásticos modulares, sendo obtidos os valores da força de deflexão em 3,0, 2,0 e 1,0 mm. O diâmetro dos fios com e sem revestimento foram mensurados com o especímetro digital Micromaster. A análise de variância a um critério ($p < 0,05$) mostrou diferença significativa entre os fios e o teste post-hoc de Tukey determinou que a força de deflexão em 3 mm para o $O < OE = PFCE < FSEE = NSE < I$. O teste t-pareado comparou a força de deflexão (2-1 mm) na região platô e mostrou que os fios O, FSEE e N apresentaram forças constantes. O fio da N apresentou o maior diâmetro entre as amostras, enquanto que os fios NSE e O, os menores. O Coeficiente de Correlação de Pearson mostrou que houve correlação entre o diâmetro do fio e a força de deflexão. Concluindo que há diferenças entre as forças produzidas pelos fios estéticos e que a força é diretamente proporcional ao diâmetro do fio com e sem revestimento para todas as deflexões, ou seja, quanto maior o diâmetro, maior a força produzida.

Pedro (PEDRO, 2011) avaliou a topografia de superfície dos fios estéticos, antes e após o teste de deflexão. A amostra foi composta por 70 corpos de prova de fios 0,014", sendo 10 de cada uma das marcas comerciais avaliadas: Orthocosmetic Elastinol (Masel); Flexy Super Elastic Esthetic (Orthometric); InVu (TP Orthodontics); ProForm Nitanium (Ortho Organizers); Optis (TP Orthodontics); Niticosmetic (Tecnident) e Nitinol SE (3M Unitek) fio de NiTi superelástico, usado para controle. A topografia de superfície de cada fio foi avaliada por rugosímetro e por microscópio óptico, antes e após ser submetido ao ensaio de deflexão, no lado em que a força foi aplicada e no lado oposto a este. Cada fio foi defletido em 3,1 mm, a uma velocidade de 1 mm/min, com célula de carga de 5N a $36^{\circ}\text{C} + 1^{\circ}\text{C}$. A análise de variância a três critérios ($p < 0,05$) mostrou diferença significativa entre os fios e o teste de Tukey mostrou que o fio Optis (TP Orthodontics) apresentou aumento nos parâmetros de rugosidade Ra, Rt e Rz, após a deflexão. O fio Niticosmetic (Tecnident) apresentou aumento na rugosidade média (Ra). O fio InVu (TP Orthodontics) foi o único que mostrou aumento na rugosidade no lado em que a força foi aplicada. A análise visual por meio de microscopia óptica revelou alterações na superfície em todos os fios estéticos após o teste de deflexão, desde delaminações do revestimento, observadas nos fios Orthocosmetic Elastinol e InVu, riscos permanentes na superfície, como visto nos fios Flexy Super Elastic Esthetic, Niticosmetic e ProForm

Nitanium, e até mesmo fratura incompleta, no fio Optis. Concluiu-se que o fio Niticosmetic apresentou topografia de superfície similar ao fio metálico, e os demais fios estéticos apresentaram maior rugosidade e alterações visuais na superfície.

Bandeira *et al.*(BANDEIRA, A.M. *et al.*, 2011), avaliaram a força de fricção em um sistema de deslizamento utilizando arcos nitinol recoberto, nitinol recoberto submetidos a um ciclo térmico, nitinol recoberto imersos em solução ácida, comparando-os ao NiTi e a fios poliméricos. Foram utilizados, cinco amostras NiTi, cinco amostras OPTIS (TP Orthodontics) e quinze amostras NiTi revestido, todas com diâmetro de 0,016” e 50 mm de comprimento os quais foram divididos em 3 grupos de acordo com o tipo de tratamento do fio. Estes fios foram inseridos em braquetes InVu (TP Orthodontics) e presos com ligaduras Metafasix em presença de saliva, e submetidos ao teste de fricção. Entre as 15 amostras revestidas NiTi, 5 foram submetidos a termociclagem por 3000 ciclos, outras 5 amostras foram imersas em solução de ácido durante 30 dias. Os resultados foram analisados estatisticamente em $p > 0,05$ ou $p > 0,01$. A análise microscópica foi realizada nos fios NiTi revestidos antes e após a termociclagem e imersão em solução ácida. A média (\pm desvio padrão) para a força máxima de atrito do NiTi, NiTi revestido, e OPTIS foi respectivamente de $105,2 \pm (2,63)$; $99,65 \pm (0,64)$; $59,76 \pm (4,93)$ ($p = 0,000$). Não houve diferença significativa entre NiTi, NiTi revestido, NiTi revestido imerso em ácido ($p > 0,05$). Entre os termociclados ou NiTi revestidos e imersos em ácido houve a menor força de atrito naqueles submetidos a ciclagem térmica ($p = 0,01$). O NiTi revestido e o OPTIS apresentaram superfícies homogênea, enquanto que os fios NiTi apresentaram uma superfície heterogênea. Fraturas foram observadas nos fios revestidos NiTi submetidos a ciclos térmicos. Conclusão: OPTIS, NiTi revestido ciclo térmico, NiTi revestido, NiTi, NiTi revestido e imerso em ácido apresentaram, respectivamente, um aumento nos valores de força de atrito máximo.

Por meio de um estudo Ballard *et al.*(BALLARD *et al.*, 2012), procurou avaliar as propriedades de flexão e deflexão de arcos de polímero composto reforçado com fibra (FRC) comparados com arcos de mesmo calibre de níquel-titânio (3M Unitek). Foram testados dois fios translúcidos diferentes de FRC de 0,018 polegadas (Arco I e Arco II, translúcidos produzidos pela BioMer's Products) e para a comparação foi

utilizado fio de níquel titânio 0,014, 0,016, e 0,018". Foram realizados testes de curvatura usando uma máquina de ensaio universal de três pontos. Valores de força durante a ativação e desativação e recuperação elástica foram calculados. Os maiores valores de força em diferentes distâncias de deflexão foram encontrados para o arco NiTi 0,018" seguido pelo Translucent Arco II, NiTi 0,016", Translucent Arco I e finalmente pelo NiTi 0,014". O NiTi 0,016", apresentou o maior valor do módulo, seguido por NiTi 0,018", NiTi 0,014", Arco II e, finalmente, Arco I. Durante a desativação, a recuperação elástica, os arcos NiTi 0,014" e NiTi e 0,016" foram significativamente maior do que o Translucent Arco II. De acordo com os autores, as propriedades dos arcos de FRC da BioMer's podem ser comparadas com os de NiTi conforme anunciado pelo fabricante.

Iijima *et al.*(IJIMA *et al.*, 2012), avaliaram o efeito e as propriedades do revestimento de dois fios estéticos de níquel titânio. Os fios selecionados foram: Woowa (polímero de revestimento; Colheita Dany) e BioForce High Aesthetic (Dentsply GAC) com seção transversal 0,016 X 0,022 . Os fios apresentavam-se sem a cobertura na região posterior e com cobertura na região anterior. Para comparação foi utilizado fio sem cobertura Sentalloy (Dentsply GAC) com a mesma dimensão. As composições dos revestimentos foram determinadas por fluorescência de raios-x (JSX-3200, JOEL). Para estudar a secção transversal dos fios, cada amostra foi encapsulada em resina epóxi (Epofix, Struers, Copenhaga, Dinamarca), e a superfície foi polida, usando papéis abrasivos de carboneto de silício e uma mistura de partículas de alumina de 0,05 mm. Todas as amostras foram pulverizadas com ouro e examinadas por um SEM (SSX-550, Shimadzu, Kyoto, Japão) operando em 15 kV. A superfície externa dos fios foi examinada com um AFM (SPM-9500J2, Shimadzu) para caracterizar a morfologia da superfície. Valores médios para a rugosidade da superfície (Ra) foram calculados pelo software fornecido com o AFM (n = 5). Um ensaio de flexão de três pontos (12 mm de amplitude) foi realizado usando uma máquina de ensaio universal (EZ Test, Shimadzu). A dureza e o módulo de elasticidade das superfícies externas seccionadas foram obtidos por nanoindentação (ENT-1100a, Elionix; n 5 = 10). A análise estatística foi realizada utilizando PASW Statistics (versão 18.0J para Windows, IBM, de Armonk, NY). Os dados foram examinados para a normalidade da distribuição com o teste Kolmogorov-Smirnov e a igualdade de variâncias com o teste de Levene. Os

resultados obtidos foram: os revestimentos dos arcos (Woowa e BioForce High Aesthetic) continham 41% de prata e 14% de ouro, respectivamente. A espessura do revestimento sobre Woowa foi de aproximadamente 10 μm , e sobre o arco BioForce High Aesthetic foi muito menor. As superfícies de ambos os fios revestidos foram mais ásperas do que os fios não revestidos. Woowa apresentou uma força de descarga alta quando comparada com o Woowa não revestido e o BioForce High Aesthetic apresentou uma menor força de descarga em relação ao Sentalloy.

Kaphoor e Sundareswaran(KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012) avaliaram os níveis de força produzidos por quatro tipos de fios estéticos de secção retangular, comparando-os com o fio nitinol na mesma dimensão. Foi utilizado o teste de flexão de três pontos para comparar as forças de carga e descarga dos fios estudados. Para avaliar a espessura do revestimento dos fios estéticos eles utilizaram a microscopia eletrônica de varredura transversal. Os resultados mostraram uma diminuição significativa nos valores de força para os fios estéticos das marcas G&H Wire Company, GAC International e Ortho Organizer em relação ao fio controle com excessão dos fios estéticos da marca TP Orthodontics não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Silva *et al.*(SILVA *et al.*, 2013b) avaliaram as dimensões transversais dos fios estéticos revestidos e suas propriedades mecânicas antes e após 21 dias de exposição oral, comparando-os com aço inoxidável convencional e fios de níquel titânio. Quatro grupos de fios ortodônticos revestidos (Ortho Organizers, Carlsbad, Califórnia, TP Orthodontics, LaPorte, Ind; Orthometric, Beijing, China, e Trianeiro, Rio Claro, São Paulo, Brasil) foram testados. Nesses fios cinco proriiedades foram avaliadas: dimensões internas do fio, módulo de elasticidade, módulo de resiliência, força máxima de deflexão, e as curvas de deflexão. Por meio do programa Image Pro Plus (versão 4.5, Media Cybernetics, Silver Spring, MD) as dimensões internas de cada fio foram medidas. Todas as amostras foram testadas em uma máquina universal de ensaios em um teste de curvatura de 3 pontos. Como resultado, os grupos de fios revestidos das empresas Ortho Organizers e Trianeiro apresentaram grandes reduções em suas dimensões internas, produzindo forças mais baixas de carga e descarga, menor módulo de elasticidade e de resiliência e máxima força de deflexão comparados aos fios de controle. No caso dos fios revestidos TP

Orthodontics e Orthometric, as dimensões transversais e o comportamento mecânico praticamente não diferiram em relação aos fios de controle. Concluindo que a redução das dimensões internas para compensar a espessura da camada de revestimento, parece ser a responsável pelas alterações nas propriedades mecânicas dos fios revestidos estéticos.

Devido a uma crescente busca por aparelhos ortodônticos estéticos e um crescente interesse das empresas em atender a essa demanda, Aksakalli e Malkoc(AKSAKALLI; MALKOC, 2013) em 2013 fizeram uma revisão de literatura sobre os arcos ortodônticos estéticos. Eles salientaram que apesar de existirem alguns trabalhos na literatura que avaliaram as propriedades mecânicas desses fios estéticos muito ainda se tem a pesquisar sobre esses fios.

Silva *et al.*(SILVA *et al.*, 2013c) em 2013 avaliaram a espessura, as características da superfície e a estabilidade do recobrimento de quatro marcas de fios ortodônticos estéticos após 21 dias de exposição no meio bucal, comparando-os aos fios de aço e nitinol. A superfície dos arcos selecionados foi observada com um estereoscópio e um microscópio de varredura eletrônica, a rugosidade superficial foi avaliada por um microscópio de força atômica. A espessura do revestimento bem como a porcentagem de revestimento perdida após seu uso foram medidas utilizando Image-Pro Plus 4.5. Eles concluíram que os arcos tinham um valor estético baixo por apresentarem a camada de revestimento pouco durável, em média 28,71% a 72,90% do revestimento foram perdidos após o uso clínico por 21 dias.

2.5 PROPORCIONALIDADE ENTRE CARGA X DEFLEXÃO

A relação carga versus deflexão tem sido avaliada para relacionar a quantidade de força liberada para cada milímetro de ativação. Por meio dessa avaliação pode-se determinar o gráfico de tensão/deflexão para cada fio(SANTORO, M.Z., 2011).

De acordo com a lei de Hooke: onde a tensão (σ) é diretamente proporcional à deformação (ϵ), se um fio for flexionado para incluir no arco um dente

que está desnivelado, haverá maior carga acumulada proporcional à distância de deflexão. Logo para cada milímetro de aumento de ativação, o fio acumulará proporcionalmente mais carga. Entretanto, há um limite para esta deflexão (limite elástico do fio ou limite de proporcionalidade), se a deflexão ultrapassar o limite elástico do fio, isto é, se houver uma deflexão exagerada, este fio não volta mais a sua forma original, ocorrendo uma deformação permanente no fio (Gráfico 1). Após este ponto o fio não responderá com a mesma dissipação de carga. Quando o fio recebe tensão antes de atingir seu limite elástico, voltará a sua forma original, portanto estará na sua fase elástica; após o limite elástico, passará para a fase plástica, não retornando mais a sua forma original (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

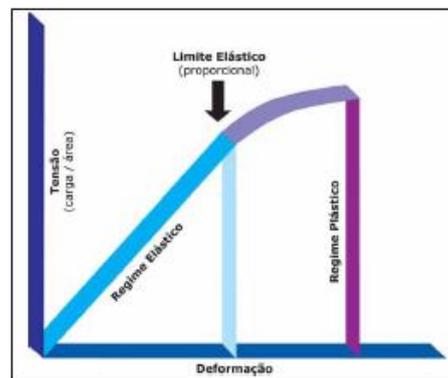


Gráfico 1 – Gráfico tensão/deformação.
Fonte: Gurgel, Ramos e Kerr (2001).

Segundo Santoro(SANTORO, M.Z., 2011) (2011), a rigidez representa a magnitude de força necessária para se defletir um fio. Fatores como o material, a dureza, o tratamento térmico, a forma e medição da secção transversal, a largura do braquete, à distância interbraquetes, o comprimento do fio e a incorporação de alças, afetam a rigidez. Uma baixa rigidez é caracterizada por fios que produzem forças mais suaves e fisiológicas.

Para a avaliação da relação entre força x deflexão dos fios são utilizados testes de flexão onde é possível quantificar a energia liberada pelo fio durante o carregamento e descarregamento de fios ortodônticos. Os fios, ao serem ativados, armazenam certa energia (resiliência) e, durante o descarregamento transmitem parte desta energia na forma de trabalho para movimentar os dentes. Algumas

vezes, a energia aplicada para flexionar o fio não é a mesma que é liberada. Por exemplo, no fio de aço inoxidável e de outros metais, praticamente toda a energia armazenada durante a ativação no regime elástico é liberada na forma de trabalho. Os caminhos percorridos no carregamento e descarregamento na região elástica são iguais. Para os fios de ligas de NiTi o trajeto da curva de descarregamento não é o mesmo da curva de carregamento; a energia liberada (descarregamento) na forma de trabalho para movimentar o dente é significativamente inferior à energia consumida na ativação (carregamento). Essa diferença no trajeto durante o carregamento e o descarregamento é denominada histerese(ELIAS; LOPES, 2007).

Segundo Santoro(SANTORO, M.Z., 2011) (2011), o ideal é que a força no descarregamento permaneça relativamente constante sobre uma considerável faixa de intervalo de desativação do fio, onde esta é caracterizada de platô. Esta força constante seria responsável em manter um relativo campo de tensão uniforme dentro do ligamento periodontal e conseqüentemente promoveria uma resposta biológica ótima.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho é testar a seguinte hipótese de nulidade (H_0): não existe diferença nas forças de desativação liberadas pelos diferentes fios ortodônticos estéticos.

Material e **M**étodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

Para este estudo foram selecionadas seis tipos de fios ortodônticos estéticos, nos calibres, 0,014” e 0,018”, distribuídos entre quatro marcas comercialmente utilizados no Brasil (Tabela 1):

- ✓ Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics, Inc. - La Porte - USA);
- ✓ Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers, Inc. - Carisbad - CA - USA);
- ✓ Sentalloy High Aesthetic (Dentysplay GAC International, Inc. - Bohemia - NY - EUA);
- ✓ Spectra CTD NiTi Acu (Dentysplay GAC International, Inc. - Bohemia - NY - EUA);
- ✓ Optis™ Preformed Archwire (TP Orthodontics, Inc. - La Porte - USA);
- ✓ Esthetic Rhodium Plated (Orthometric - Marília - Brasil).

Como grupo controle foi utilizado o fio Flexy Thermal de Nitinol (Orthometric – Marília - Brasil) nas mesmas dimensões.

Tabela 1 - Fios ortodônticos empregados na pesquisa.

| Fios estudados | Marca | Tipo | Revestimento | Lote | Qtide. | Calibre |
|--------------------------------|------------------|----------------|------------------|--------------|--------|---------|
| Aesthetic Nickel Titanium Wire | TP Orthodontics | NiTi recoberto | Resina Epóxi | 05613067ADJP | 10 | 0,014" |
| | | | | 00313046AKLB | 10 | 0,018" |
| Bio-Kinetix Nitanium Thermal | Ortho Organizers | NiTi recoberto | Resina Epóxi | 97615 | 10 | 0,014" |
| | | | | 93163 | 10 | 0,018" |
| High Aesthetic | GAC | NiTi recoberto | Rhodium | C272 | 10 | 0,014" |
| | | | | C352 | 10 | 0,018" |
| Spectra | GAC | NiTi recoberto | Resina Epóxi | 245057 | 10 | 0,014" |
| | | | | 259376 | 10 | 0,018" |
| Optis™ | TP Orthodontics | (FRP) | Sem revestimento | 80714 | 10 | 0,014" |
| | | | | CA09-01 | 10 | 0,018" |
| Esthetic Rhodium Plated | Orthometric | NiTi recoberto | Rhodium | ONTERPU0014 | 10 | 0,014" |
| | | | | ONTERPU0018 | 10 | 0,018" |
| Flexy Thermal | Orthometric | NiTi | Sem revestimento | 412120141 | 10 | 0,014" |
| | | | | 412120181 | 10 | 0,018" |

Cada amostra constituiu-se de 10 corpos de prova, tanto para o calibre 0,014" como para o 0,018", formando 20 corpos de prova de cada tipo de fio estudado. Como foram testados sete tipos de fios diferentes, a amostra totalizou 140 corpos de prova.

4.2 MÉTODOS

Os testes foram realizados seguindo as especificações da norma **ISO 15841(15841, 2006)**: Dentistry–Wires for use in orthodontics (INTERNATIONAL STANDARD, 2006).

4.2.1 Avaliação do diâmetro do fio com e sem revestimento

Os diâmetros dos fios estéticos foram coletados, com e sem revestimento. Para a medição do diâmetro dos fios foi utilizado um micrômetro digital milesimal calibrado, da marca Micromaster (Mitutoyo, Santo Amaro - SP), com medidas que variam entre 0 e 1", e precisão de 0,001 mm conforme a Figura 1.



Figura 1 – Micrômetro Digital Mitutoyo Santo Amaro - SP.

Uma das extremidades de cada arco estético recoberto foi cuidadosamente descascada, utilizando um Lecron da marca Duflex, até se ter a certeza da total remoção do material de revestimento. Em seguida, as extremidades (pontas) dos fios, que apresentavam a área descascada foram colocadas cuidadosamente na região do aparelho que apresentava uma haste com ajuste manual, até ocorrer a apreensão do fio. Após a apreensão foi feita a leitura da medida do diâmetro do fio (Figura 2).



Figura 2 – Apreensão e obtenção da leitura do diâmetro do fio na região sem cobertura.

Logo após, o fio foi reposicionado no micrômetro, de forma a medir a região onde o fio apresentava cobertura para a obtenção da medida do mesmo (Figura 3).



Figura 3 – Apreensão e obtenção da leitura do diâmetro do fio na região com cobertura.

4.2.2 Obtenção dos corpos de prova.

Para obtenção dos corpos de prova a serem testados, os fios ortodônticos foram marcados em 3,0 cm de comprimento na sua porção mais reta (extremidades) (Figura 4).

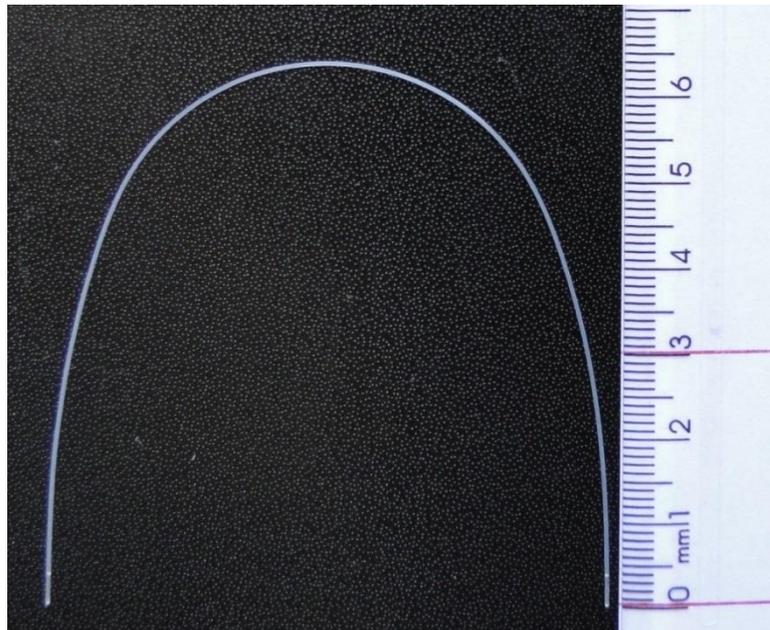


Figura 4 – Marcação prévia do fio com 3,0 cm.

Os corpos de prova foram cortados pelo próprio pesquisador, com um alicate de corte (diagonal) de fio da marca Dentaureum conforme a Figura 5.



Figura 5 – Corte dos corpos de prova com alicate Dentaureum.

Após seccionados, cada corpo de prova e seu respectivo arco foram acomodados em sacos plásticos devidamente identificados (nome do fio, marca comercial, lote, diâmetro, numerados de 1 a 10) (Figura 6). Em seguida agrupados (1 a 10) de acordo com o nome do fio (Figura 7).



Figura 6 – Arcos e seus respectivos corpos de prova.



Figura 7 – Agrupamento dos corpos de prova de acordo com sua marca comercial.

4.2.3 Teste de deflexão

Os testes foram realizados na Empresa Orthometric, situada em Marília, São Paulo.

Para a realização do teste de deflexão foi utilizado a Máquina de ensaio universal da marca EMIC, modelo DL 2000, São José dos Pinhais - São Paulo com célula de carga de 20 kN (Figura 8).



Figura 8 – Máquina de ensaio universal da marca EMIC, modelo DL 2000, São José dos Pinhais – S.P.

4.2.4 Teste de curvatura de três pontos

Os testes foram feitos sempre à mesma temperatura ($36 \pm 1^\circ\text{C}$) para todos os grupos de fios testados. Para isso, foi adaptado à máquina de testes um reservatório de acrílico, com água mantida a uma temperatura constante de $36 \pm 1^\circ\text{C}$ (Figura 9).

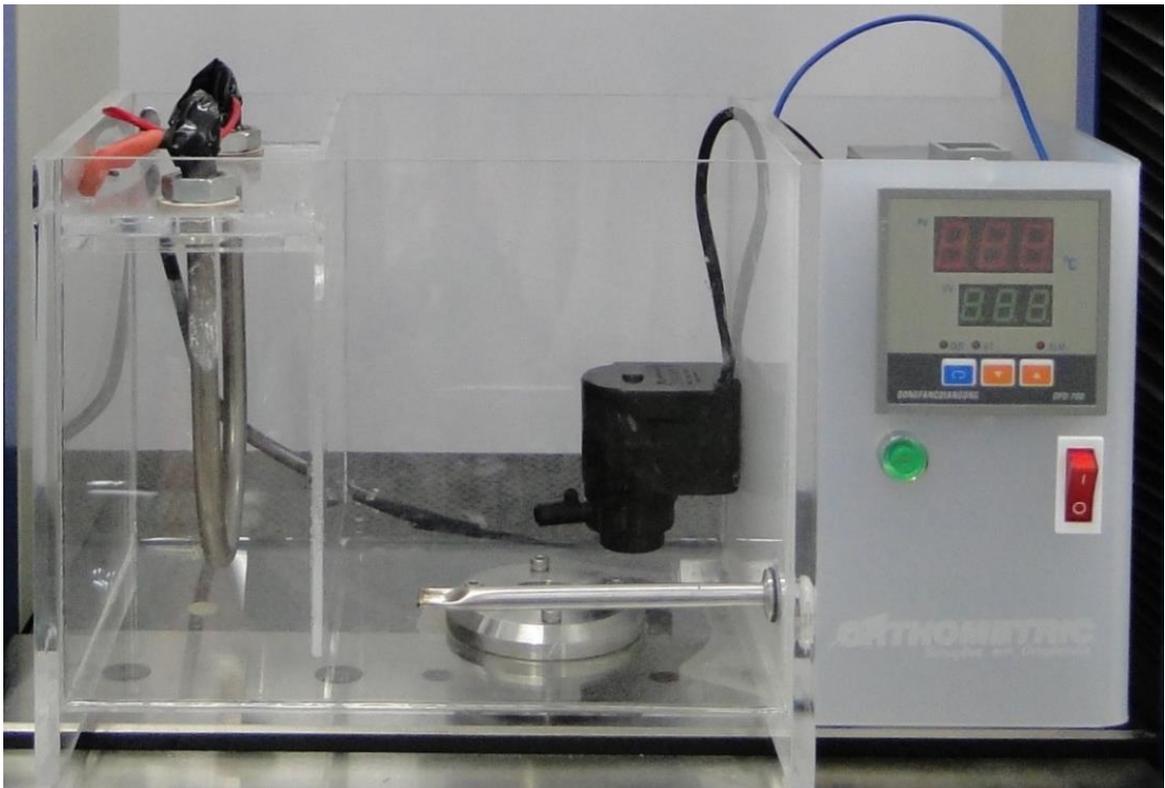


Figura 9 – Reservatório em acrílico.

Esse reservatório de água que foi conectado a base da máquina possui uma resistência elétrica, um controlador de temperatura, uma bomba para circulação da água, e um pirômetro, responsáveis por manter a água a mesma temperatura em qualquer parte do reservatório. O controle da temperatura da água foi feito pelo controlador que recebe um sinal do pirômetro, que está em contato com a água. Essa informação liga ou desliga a resistência elétrica de forma a manter a temperatura da água constante entre $36 \pm 1^\circ\text{C}$. A bomba é responsável por movimentar a água pelo reservatório mantendo a temperatura da água uniforme (Figura 10).

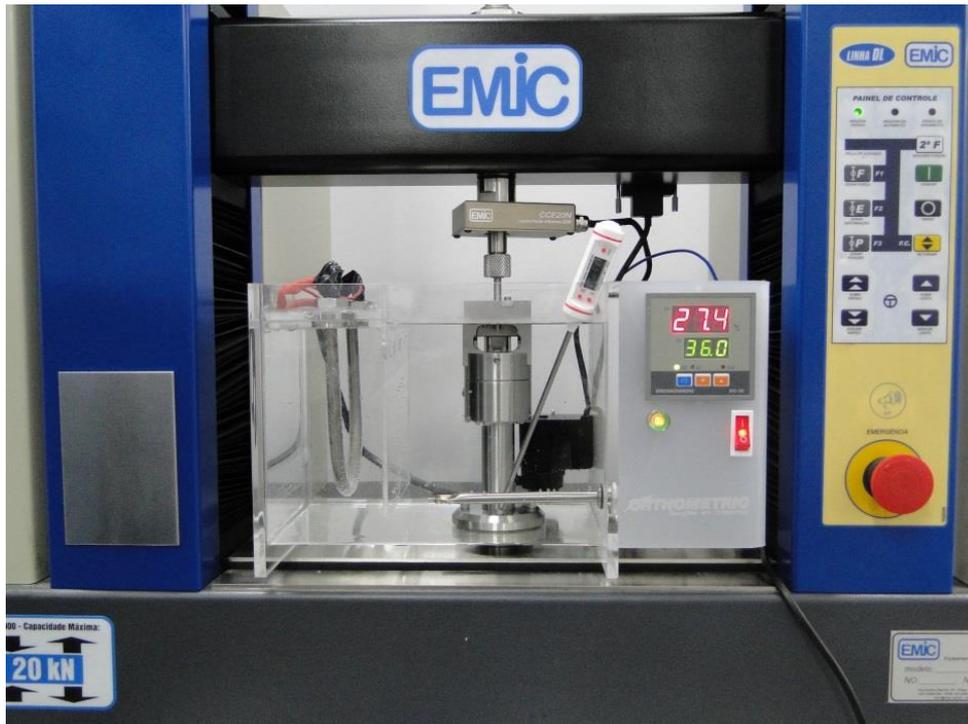


Figura 10 – Reservatório de água conectado a máquina de ensaio universal.

Para aferir a temperatura do reservatório foi utilizado um termômetro digital (Digital Thermometer CE) ITTE 350 – China (Figura 11).

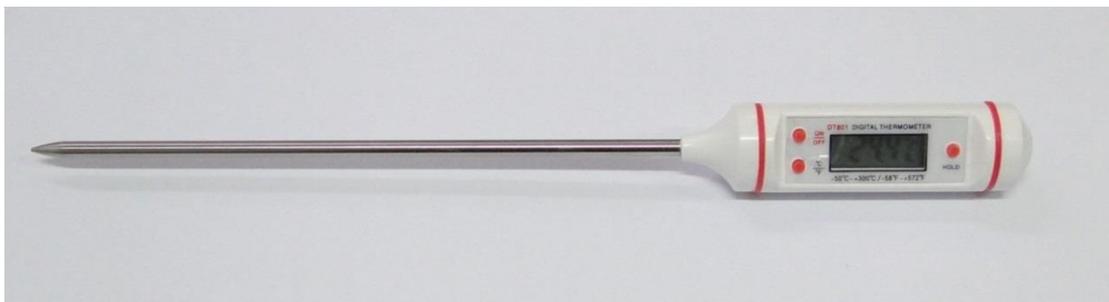


Figura 11 – Termômetro digital (Digital Thermometer CE) ITTE 350-China.

A ordem dos testes foi totalmente aleatória quanto às marcas. Cada corpo de prova foi testado uma única vez. Os corpos de prova foram posicionados no centro da barra de dois pontos distanciados por 10 mm. O pistão da máquina onde está acoplada uma célula de carga de 20 Newtons (N) foi calibrado para descer e subir sempre no centro, a uma distância de 5 mm de cada lado, simulando a distância interbraquetes.

Os ensaios foram feitos a uma velocidade de 1 mm/minuto para ativação de 0,5, 1, 2 e 3 mm medindo-se assim a curva de ativação. As amostras foram desativadas na mesma velocidade até a carga retornar à zero, obtendo-se a curva de desativação. Para avaliação dos resultados foi utilizada a força produzida em 3; 2; 1 e 0,5 mm (Figura 12, 13, 14, 15 e 16) na curva de desativação.

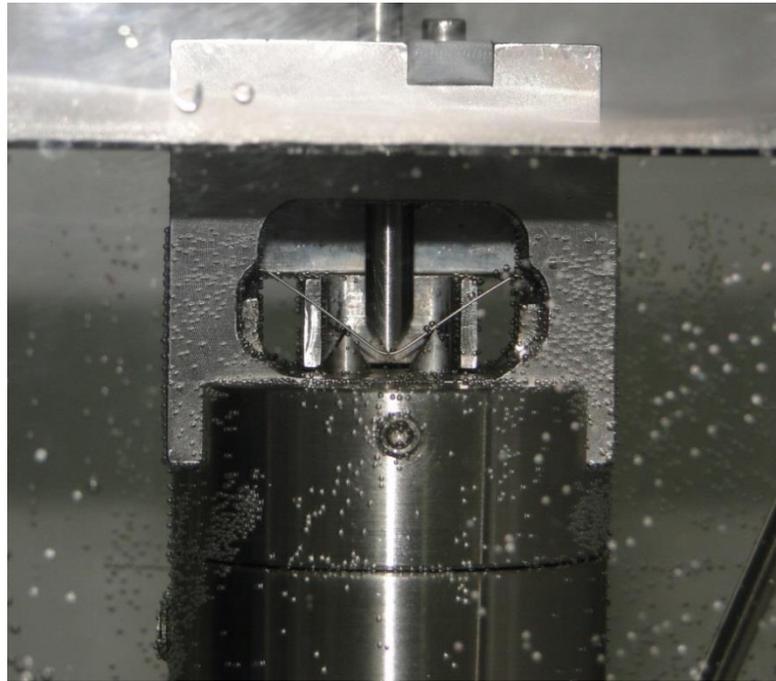


Figura 12 – Desativação de 3 mm.

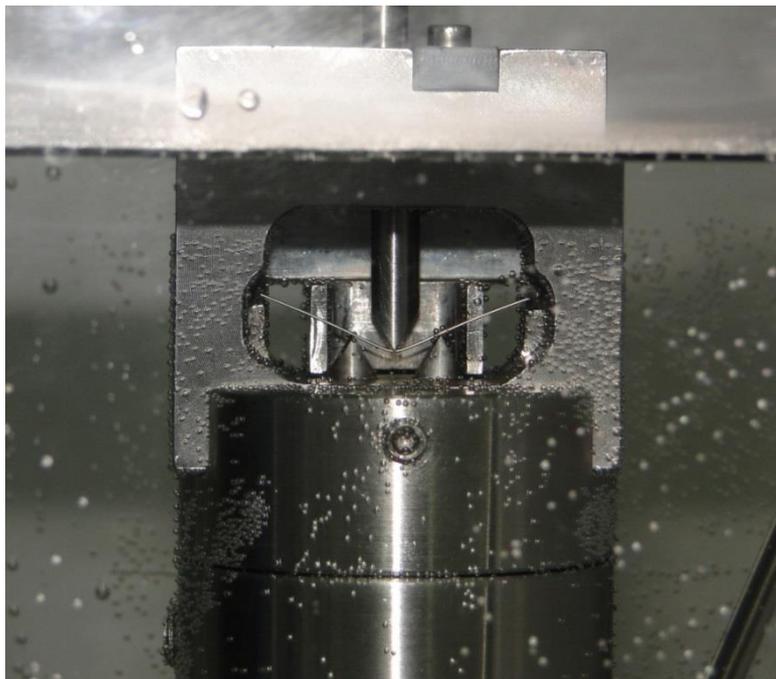


Figura 13 – Desativação de 2 mm.

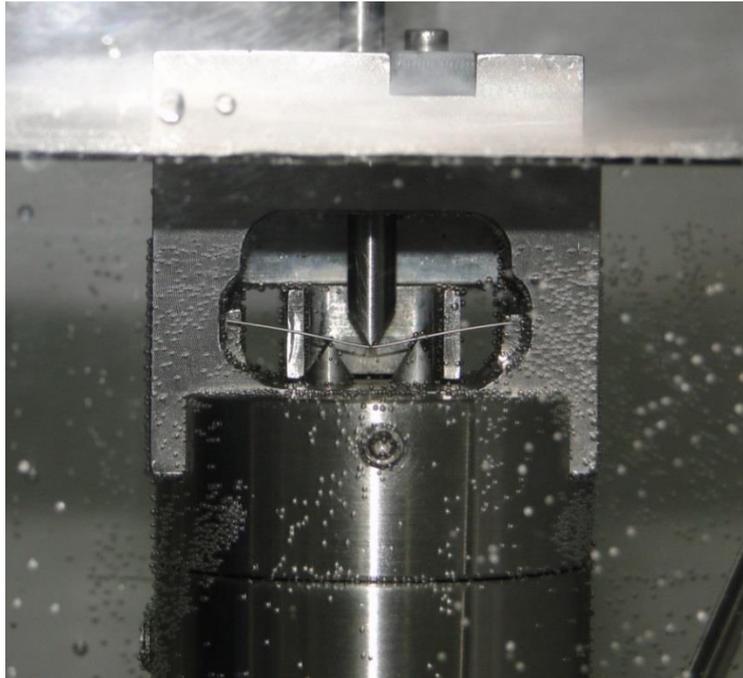


Figura 14 – Desativação de 1 mm.

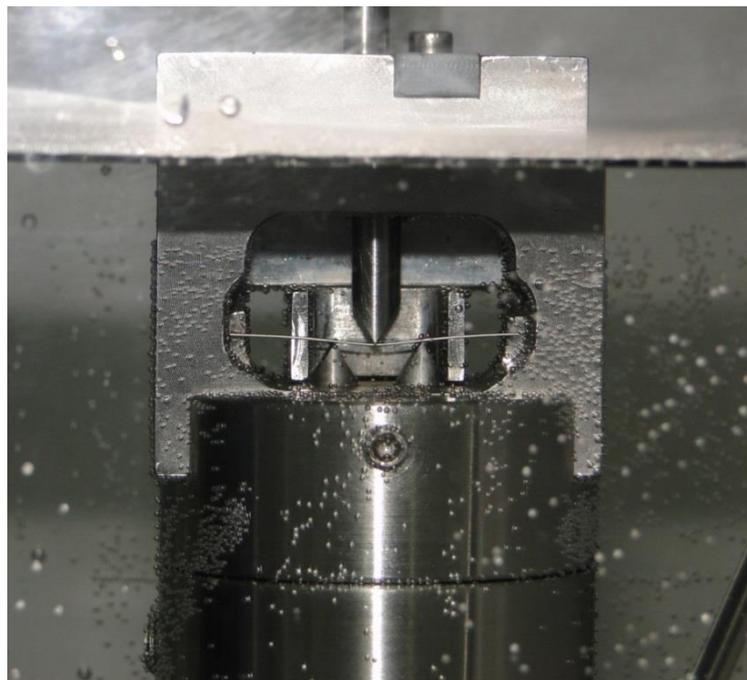


Figura 15 – Desativação de 0,5 mm.

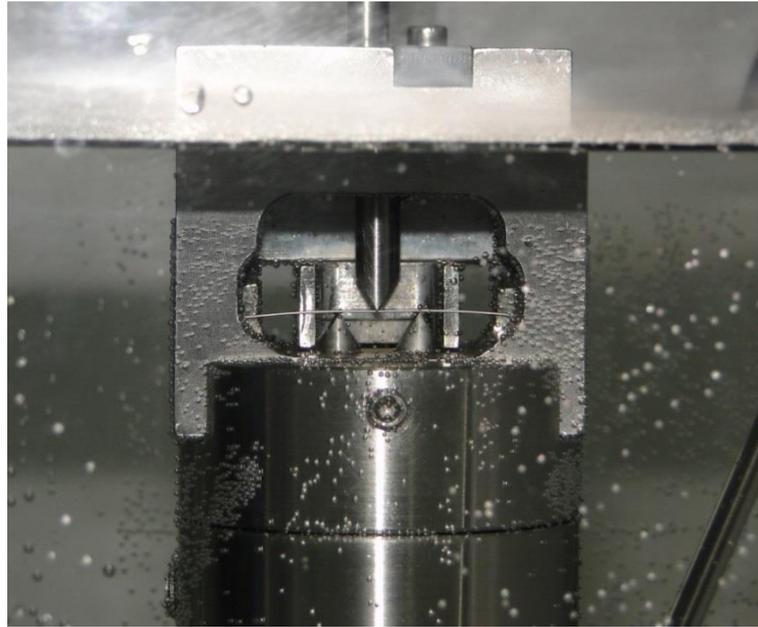


Figura 16 – Fim dos testes.

A máquina de ensaio universal está acoplada a um computador, que possui um software Tesc -versão 3.04 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 17), que gera o gráfico, em tempo real, da força e deslocamento (Figura 18).



Figura 17 – Máquina de ensaio universal acoplada a um computador, que possui um software Tesc - versão 3.04 (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil).

4.2.5 Análise estatística

Foi realizada a estatística descritiva (média, desvio-padrão, mediana, desvio interquartilico, valores mínimos e valores máximos) das forças de desativação de todos os fios listados na temperatura de $36\pm 1^{\circ}\text{C}$.

Para avaliar a normalidade na distribuição dos dados foi realizado o teste de Shapiro Wilk.

Para avaliar se o recobrimento estético altera a espessura do fio foi usado o teste t dependente.

Foi utilizada a análise de variância a dois critérios (ANOVA) para avaliar o efeito do tipo de revestimento e do valor da desativação na magnitude das forças liberadas pelos fios recobertos.

Para a comparação das forças de desativação das diversas marcas testadas foi realizado o teste de Kruskal-Wallis e o teste de comparações múltiplas (Dunn).

Toda a análise estatística foi realizada com o programa *Statistica for Windows* (Statistica for Windows 7.0 – Copyright Statsoft, Inc. 2005).

Foram considerados estatisticamente significantes resultados com valor para $p < 0,05$.

Resultados

5 RESULTADOS

Os valores exatos das forças de desativação para os testes realizados neste estudo estão expostos nos APÊNDICES A e B.

As forças mínimas e máximas necessárias para a desativação em 3, 2, 1 e 0,5 mm, entre os corpos de prova de um mesmo tipo, estão expostas a seguir **(Tabela 2 e 3)**.

Observou-se que no diâmetro de 0,014" **(Tabela 2)**, os corpos de prova que necessitaram de menor força para ser desativado em 3 mm foram, o Optis (3,20g) seguido do Spectra (64,05g) e o que necessitou de maior força foi o Esthetic Rhodium Plated (156,19g). Em 2 mm, a menor força foi do Optis (0,87g) seguido do Flexy Thermal (50,76g) e a maior foi do Esthetic Rhodium Plated (142,92g). Em 1 mm, a menor força foi do Optis (-0,29g) seguido do Flexy Thermal (47,16g) e a maior foi do Esthetic Rhodium Plated (139,74g). Em 0,5 mm, a menor força foi do Optis (-0,62g), seguido do Flexy Thermal (43,09g) e a maior foi do Esthetic Rhodium Plated (139,45g).

Tabela 2 – Forças mínimas e máximas necessárias para desativar os fios avaliados (0,014”) em 3, 2, 1 e 0,5 mm na temperatura de $36^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$.

| Fios Testados | Marca Comercial | TEMPERATURA DE $36^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ | | | | | | | |
|--------------------------------|------------------|--|---------------|-------------|---------------|--------------|---------------|--------------|---------------|
| | | DESATIVAÇÃO (mm) PARA FIOS 0,014" | | | | | | | |
| | | 3 | | 2 | | 1 | | 0,5 | |
| | | FORÇA (gramas) | | | | | | | |
| | | Min. | Max. | Min. | Max. | Min. | Max. | Min. | Max. |
| Aesthetic Nickel Titanium Wire | TP Orthodontics | 115,40 | 138,86 | 114,69 | 132,56 | 112,37 | 125,31 | 75,25 | 110,19 |
| Bio-Kinetix Nitanium Thermal | Ortho Organizers | 93,21 | 98,70 | 59,10 | 65,53 | 50,36 | 56,23 | 46,46 | 51,82 |
| High Aesthetic | GAC | 93,79 | 100,29 | 67,79 | 75,49 | 66,23 | 71,32 | 64,33 | 67,25 |
| Spectra | GAC | 64,05 | 78,37 | 55,56 | 65,90 | 56,48 | 66,38 | 52,40 | 63,67 |
| Optis™ | TP Orthodontics | 3,20 | 57,32 | 0,87 | 64,57 | -0,29 | 48,23 | -0,62 | 31,35 |
| Esthetic Rhodium Plated | Orthometric | 142,79 | 156,19 | 125,59 | 142,92 | 128,38 | 139,74 | 110,60 | 139,45 |
| Flexy Thermal | Orthometric | 73,54 | 79,77 | 50,76 | 56,65 | 47,16 | 55,82 | 43,09 | 52,98 |

Observou-se que no diâmetro de 0,018” (**Tabela 3**), os corpos de prova que necessitaram de menor força para ser desativado em 3 mm foram, o Optis (20,38g) seguido do Flexy Thermal (164,82g) e o que necessitou de maior força foi o Aesthetic Nickel Titanium Wire (362,15g). Em 2 mm, a menor força foi do Optis (3,78g) seguido do Bio-Kinetix Nitanium Thermal (98,91g) e a maior foi do Aesthetic Nickel Titanium Wire (293,92g). Em 1 mm, a menor força foi do Optis (0,29g) seguido do Bio-Kinetix Nitanium Thermal (77,25g) e a maior foi Aesthetic Nickel Titanium Wire (266,16g). Em 0,5 mm, a menor força foi do Optis (-0,58g), seguido do Bio-Kinetix Nitanium Thermal (65,21g) e a maior foi do Aesthetic Nickel Titanium Wire (241,22g).

Durante os ensaios de flexão dos fios do tipo Optis, tanto para o diâmetro de 0,014” e 0,018”, a maioria dos corpos de prova, sofreram dobras permanentes resultando em forças muito baixas, algumas vezes negativas, sendo incapazes de movimentar os dentes.

Tabela 3 – Forças mínimas e máximas necessárias para desativar os fios avaliados de NiTi (0,018”) em 3, 2, 1 e 0,5 mm na temperatura de 36^o±1°C.

| Fios Testados | Marca Comercial | TEMPERATURA DE 36 ^o ±1°C | | | | | | | |
|--------------------------------|------------------|-------------------------------------|---------------|-------------|---------------|-------------|---------------|--------------|---------------|
| | | DESATIVAÇÃO (mm) PARA FIOS 0,018” | | | | | | | |
| | | 3 | | 2 | | 1 | | 0,5 | |
| | | FORÇA (gramas) | | | | | | | |
| | | Min. | Max. | Min. | Max. | Min. | Max. | Min. | Max. |
| Aesthetic Nickel Titanium Wire | TP Orthodontics | 295,92 | 362,15 | 265,34 | 293,92 | 251,27 | 266,16 | 198,48 | 241,22 |
| Bio-Kinetix Nitium Thermal | Ortho Organizers | 177,62 | 214,03 | 98,91 | 107,75 | 77,25 | 84,42 | 65,21 | 73,00 |
| High Aesthetic | GAC | 183,22 | 233,19 | 150,36 | 171,37 | 138,57 | 153,52 | 125,32 | 139,45 |
| Spectra | GAC | 165,68 | 175,74 | 130,02 | 142,55 | 123,14 | 132,93 | 117,11 | 127,05 |
| Optis™ | TP Orthodontics | 20,38 | 44,08 | 3,78 | 13,10 | 0,29 | 5,05 | -0,58 | 0,68 |
| Esthetic Rhodium Plated | Orthometric | 296,39 | 324,78 | 257,17 | 271,83 | 238,93 | 248,31 | 217,63 | 237,61 |
| Flexy Thermal | Orthometric | 164,82 | 219,23 | 128,33 | 177,00 | 112,25 | 163,32 | 95,07 | 150,90 |

Foi realizado o teste de Shapiro Wilk para saber se a distribuição dos dados é normal em cada grupo e em cada variável de desativação (3, 2, 1, 0,5 mm). De acordo com o teste de Shapiro Wilk, tanto para o diâmetro de 0,014” (**Tabela 4**) como para o diâmetro 0,018” (**Tabela 5**), os resultados mostraram que alguns fios testados apresentaram uma distribuição anormal de dados.

Tabela 4 – Resultados do teste de Shapiro Wilk para verificação da normalidade dos dados (0,014”).

| Fios Testados | Aesthetic Nickel Titanium Wire | | Bio-Kinetix Nitium Thermal | | High Aesthetic | | Spectra | | Optis™ | | Esthetic Rhodium Plated | | Flexy Thermal | |
|---------------|--------------------------------|--------|----------------------------|--------|----------------|----------------|---------|--------|--------|--------|-------------------------|----------------|---------------|----------------|
| | W | p | W | p | W | p | W | p | W | p | W | p | W | p |
| Desativação | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 mm | 0,8572 | 0,0707 | 0,9544 | 0,7209 | 0,9106 | 0,2852 | 0,9504 | 0,6738 | 0,8853 | 0,1501 | 0,9562 | 0,7416 | 0,8357 | 0,0392* |
| 2 mm | 0,9610 | 0,7974 | 0,9104 | 0,2841 | 0,7167 | 0,0014* | 0,9502 | 0,6712 | 0,8844 | 0,1467 | 0,9879 | 0,9935 | 0,8701 | 0,1003 |
| 1 mm | 0,9178 | 0,3394 | 0,8702 | 0,1006 | 0,8320 | 0,0354* | 0,9423 | 0,5792 | 0,8518 | 0,0611 | 0,9725 | 0,9133 | 0,8861 | 0,1533 |
| 0,5 mm | 0,9175 | 0,3366 | 0,9392 | 0,5443 | 0,8629 | 0,0825 | 0,8926 | 0,1816 | 0,8672 | 0,0928 | 0,6519 | 0,0002* | 0,8771 | 0,1207 |

* Estatisticamente significativa para p<0,05

Tabela 5 – Resultados do teste de Shapiro Wilk para verificação da normalidade dos dados (0,018”).

| Fios Testados | Aesthetic Nickel Titanium Wire | | Bio-Kinetix Nitanium Thermal | | High Aesthetic | | Spectra | | Optis™ | | Esthetic Rhodium Plated | | Flexy Thermal | |
|---------------|--------------------------------|---------|------------------------------|--------|----------------|--------|---------|--------|--------|--------|-------------------------|---------|---------------|--------|
| | W | p | W | p | W | p | W | p | W | p | W | p | W | p |
| Desativação | | | | | | | | | | | | | | |
| 3 mm | 0,9273 | 0,4222 | 0,8836 | 0,1436 | 0,9554 | 0,7327 | 0,9434 | 0,5913 | 0,8563 | 0,0690 | 0,8033 | 0,0159* | 0,9355 | 0,5043 |
| 2 mm | 0,9738 | 0,9236 | 0,9152 | 0,3188 | 0,9291 | 0,4392 | 0,9667 | 0,8584 | 0,9168 | 0,3314 | 0,8917 | 0,1773 | 0,9389 | 0,5413 |
| 1 mm | 0,9018 | 0,2296 | 0,9715 | 0,9046 | 0,9718 | 0,9073 | 0,8679 | 0,0946 | 0,9396 | 0,5490 | 0,4546 | 0,0000* | 0,9662 | 0,8541 |
| 0,5 mm | 0,7339 | 0,0023* | 0,9531 | 0,7050 | 0,9466 | 0,6281 | 0,9516 | 0,6869 | 0,8957 | 0,1965 | 0,8440 | 0,0493* | 0,9691 | 0,8825 |

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Para avaliar se o recobrimento do fio altera a espessura do mesmo foi utilizado o Teste t dependente (**Tabela 6 e 7**). Para esta análise foram utilizados os cinco tipos de fios que apresentavam o recobrimento, ficando de fora da análise os fios Optis (TP Orthodontics) e Flexy Thermal (Orthometric). Por meio do teste observou-se que quando avaliamos a média dos tipos de fios sem recobrimento com a média dos tipos de fios com recobrimento encontramos uma diferença estatística, ou seja, o recobrimento do fio altera estatisticamente a espessura do mesmo.

Tabela 6 – Resultados da comparação das espessuras dos fios 0,014” com e sem recobrimento (teste t dependente)(n=10).

| Fios Testados | ESPESSURA SEM RECOBRIMENTO | | ESPESSURA COM RECOBRIMENTO | | P |
|--------------------------------|----------------------------|--------|----------------------------|--------|---------|
| | MÉDIA | DP | MÉDIA | DP | |
| Aesthetic Nickel Titanium Wire | 0,013996 | 0,0001 | 0,015228 | 0,0006 | 0,0002* |
| Bio-Kinetix Nitanium Thermal | 0,013902 | 0,0000 | 0,015051 | 0,0002 | 0,0000* |
| High Aesthetic | 0,013768 | 0,0000 | 0,013913 | 0,0001 | 0,0028* |
| Spectra | 0,011886 | 0,0001 | 0,013413 | 0,0001 | 0,0000* |
| Esthetic Rhodium Plated | 0,014213 | 0,0000 | 0,014236 | 0,0000 | 0,0239* |

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Tabela 7 – Resultados da comparação das espessuras dos fios 0,018” com e sem revestimento (teste t dependente)(n=10).

| Fios Testados | ESPESSURA SEM RECOBRIMENTO | | ESPESSURA COM RECOBRIMENTO | | p |
|--------------------------------|----------------------------|--------|----------------------------|--------|---------|
| | MÉDIA | DP | MÉDIA | DP | |
| Aesthetic Nickel Titanium Wire | 0,017709 | 0,0000 | 0,019201 | 0,0001 | 0,0000* |
| Bio-Kinetix Nitantium Thermal | 0,017728 | 0,0003 | 0,018626 | 0,0002 | 0,0001* |
| High Aesthetic | 0,017559 | 0,0001 | 0,017598 | 0,0001 | 0,0085* |
| Spectra | 0,015795 | 0,0001 | 0,017480 | 0,0002 | 0,0000* |
| Esthetic Rhodium Plated | 0,018157 | 0,0001 | 0,018220 | 0,0001 | 0,0063* |

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

O teste ANOVA a dois critérios foi realizado para avaliar se o valor da força de desativação e o tipo de revestimento têm efeito na magnitude da força (**Tabela 8 e 9**). Os fios Optis (TP Orthodontics) e Flexy Thermal (Orthometric) ficaram de fora dos testes, pois não apresentam revestimento. O teste mostrou que quando avaliamos o valor da desativação observamos que ele tem efeito na magnitude da força como também quando avaliamos o tipo de revestimento constatamos seu efeito sobre a magnitude da força, mas a interação do valor da desativação e o tipo de revestimento não altera a magnitude da força. Resultado este obtido tanto para o fio na espessura de 0,014” como para a espessura de 0,018”.

Tabela 8 – Resultados da análise de variância a dois critérios para o diâmetro 0,014” mostrando o efeito do valor da desativação, tipo de revestimento e interação nas forças de desativação.

| Varição | SS | DF | MS | F | P |
|----------------------|--------|-----|-------|--------|---------|
| Valor da desativação | 11006 | 3 | 3669 | 3,484 | 0,0169* |
| Tipo de revestimento | 18679 | 1 | 18679 | 17,739 | 0,0000* |
| Interação | 4736 | 3 | 1579 | 1,499 | 0,2161 |
| Erro | 202165 | 192 | 1053 | | |

SS - Soma dos Quadrados; MS - Quadrado Médio; DF - Grau de Liberdade; F - Razão de Variância.

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Tabela 9 – Resultados da análise de variância a dois critérios para o diâmetro 0,018 mostrando o efeito do valor da desativação, tipo de revestimento e interação nas forças de desativação.

| Varição | SS | DF | MS | F | P |
|----------------------|--------|-----|-------|--------|---------|
| Valor da desativação | 228431 | 3 | 76144 | 17,438 | 0,0000* |
| Tipo de revestimento | 65910 | 1 | 65910 | 15,094 | 0,0001* |
| Interação | 384 | 3 | 128 | 0,029 | 0,9932 |
| Erro | 838393 | 192 | 4367 | | |

SS - Soma dos Quadrados; MS - Quadrado Médio; DF - Grau de Liberdade; F - Razão de Variância.

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Os tipos de fios testados obtiveram comportamentos diferentes para a desativação nos níveis de força ($p < 0,0000$), quando analisadas pelo teste de Kruskal-Wallis (**Tabela 10 e 11**).

Para o diâmetro de 0,014”, na desativação de 3 mm a menor mediana de forças foi do Optis (38,12g) e maior foi do Esthetic Rhodium Plated (150,88g); portanto, uma diferença de 112,76g, o que significa uma diferença de 295,81% na força necessária para desativar o fio entre estas duas marcas. Para 2 mm, a menor foi do Optis (44,78g) e a maior foi do Esthetic Rhodium Plated (134,89g); portanto, uma diferença de 90,11g, o que significa uma diferença de 201,22%. Para 1 mm, a menor foi do Optis (35,41g) e a maior foi do Esthetic Rhodium Plated (133,04g); portanto, uma diferença de 97,63g, o que significa uma diferença de 275,72%. Para 0,5 mm, a menor foi da Optis (21,73g) e a maior foi do Esthetic Rhodium Plated (134,41g); portanto, uma diferença de 112,68g, o que significa uma diferença de 518,54%.

Os desvios interquartílicos mostraram que as amostras estudadas do fio Optis tiveram comportamentos bem diferentes dos demais fios avaliados. Com exceção dos fios Aesthetic Nickel Titanium Wire, nas ativações de 3 mm e 0,5 mm que também apresentaram os valores dos desvios interquartílicos elevados.

Para o diâmetro de 0,018”, na desativação de 3 mm a menor mediana de forças foi do Optis (27,52g) e maior foi do Aesthetic Nickel Titanium (325,86g); portanto, uma diferença de 298,34g, o que significa uma diferença de 1084,08% na

força necessária para desativar o fio entre estas duas marcas. Para 2 mm, a menor foi do Optis (9,36g) e a maior foi do Aesthetic Nickel Titanium (285,75g); portanto, uma diferença de 276,39g, o que significa uma diferença de 2952,88%. Para 1 mm, a menor foi do Optis (3,06g) e a maior foi do Aesthetic Nickel Titanium (260,41g); portanto, uma diferença de 257,35g, o que significa uma diferença de 8410,14%. Para 0,5 mm, a menor foi da Optis (-0,22g) e a maior foi do Aesthetic Nickel Titanium (234,13g); portanto, uma diferença de 230,97g, o que significa uma diferença de 104986%.

Os desvios interquartílicos para os fios 0,018” mostraram comportamentos bem diferentes para todas as ativações.

Foi utilizado o teste de comparações múltiplas de Dunn para saber entre quais marcas havia diferença entre as forças (**Tabela 10 e 11**). Para o diâmetro de 0,014” (**Tabela 10**) observou-se por meio deste teste que na desativação de 3 mm, o Esthetic Rhodium Plated obteve os maiores valores, semelhantes ao Aesthetic Nickel Titanium e High Aesthetic. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Spectra e Flexy Thermal. Para a desativação de 2 mm, o Esthetic Rhodium Plated obteve os maiores valores, semelhantes ao Aesthetic Nickel Titanium e High Aesthetic. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-Kinetix Nitanium Thermal ,Spectra e Flexy Thermal. Para a desativação de 1 mm, o Esthetic Rhodium Plated obteve os maiores valores, semelhantes ao Aesthetic Nickel Titanium e High Aesthetic, e fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-Kinetix Nitanium Thermal e Flexy Thermal. Para a desativação de 0,5 mm, o Esthetic Rhodium Plated obteve os maiores valores, semelhantes ao Aesthetic Nickel Titanium e High Aesthetic. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-kinetix Nitanium Thermal e Flexy Thermal.

Tabela 10 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis e teste de comparações múltiplas (Dunn) no diâmetro de 0,014” para comparação das forças (em gramas) na desativação.

| | Aesthetic Nickel Titanium Wire | Bio-Kinetix Nitanium Thermal | High Aesthetic | Spectra | OptisTM | Esthetic Rhodium Plated | Flexy Thermal | p |
|------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--|-------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|---------|
| Desativação (mm) | Mediana (DI) | Mediana (DI) | Mediana (DI) | Mediana (DI) | Mediana (DI) | Mediana (DI) | Mediana (DI) | |
| 3,0 | 123,91 ^{A,B} (16,17) | 95,44 ^{A,B,C,D,G} (1,91) | 98,25 ^{A,B,C,D,G} (3,65) | 71,05 ^{B,C,D,G} (7,48) | 38,12 ^{D,E,G} (20,18) | 150,88 ^{A,C,F} (4,94) | 78,95 ^{B,C,D,E,G} (2,91) | 0,0000* |
| 2,0 | 123,59 ^{A,C,D} (9,46) | 61,81 ^{B,C,D,E,G} (0,90) | 74,47 ^{A,B,C,D} (1,38) | 62,06 ^{A,B,C,D,E,G} (4,07) | 44,78 ^{B,D,E,G} (29,06) | 134,89 ^{A,C,F} (8,33) | 53,59 ^{B,D,E,G} (4,38) | 0,0000* |
| 1,0 | 117,55 ^A (5,44) | 54,72 ^{B,G} (1,91) | 70,31 ^{A,B,C} (1,49) | 61,28 ^{A,B,C,D,G} (4,41) | 35,41 ^{B,E,G} (24,75) | 133,04 ^{A,C,F} (4,21) | 51,24 ^{B,D,E,G} (4,61) | 0,0000* |
| 0,5 | 84,70 ^A (14,26) | 49,88 ^{B,G} (2,04) | 66,46 ^C (1,63) | 57,44 ^{A,B,C,D,G} (6,73) | 21,73 ^{B,E,G} (17,18) | 134,41 ^{A,C,F} (5,12) | 47,70 ^{B,D,E,G} (4,07) | 0,0000* |

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) no teste de comparações múltiplas de Dunn.

Para o diâmetro de 0,018” (**Tabela 11**) observou-se que na desativação de 3 mm, o Aesthetic Nickel Titanium obteve os maiores valores, semelhantes ao High Aesthetic e Esthetic Rhodium Plated. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-Kinetix Nitanium Thermal, Spectra e Flexy Thermal. Para a desativação de 2 mm, o Aesthetic Nickel Titanium obteve os maiores valores, semelhantes ao High Aesthetic e Esthetic Rhodium Plated. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-Kinetix Nitanium Thermal e Spectra. Para a desativação de 1 mm, o Aesthetic Nickel Titanium obteve os maiores valores, semelhantes ao High Aesthetic e Esthetic Rhodium Plated. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-Kinetix Nitanium Thermal e Spectra. Para a desativação de 0,5 mm, o Aesthetic Nickel Titanium obteve os maiores valores, semelhantes ao High Aesthetic e Esthetic Rhodium Plated. Já o fio que obteve os menores valores foi o Optis que foi semelhante ao Bio-kinetix Nitanium Thermal, Spectra e Flexy Thermal.

Tabela 11 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis e teste de comparações múltiplas (Dunn) no diâmetro de 0,018” para comparação das forças (em gramas) na desativação.

| | Aesthetic Nickel Titanium Wire | Bio-Kinetix Nitanium Thermal | High Aesthetic | Spectra | OptisTM | Esthetic Rhodium Plated | Flexy Thermal | p |
|------------------|--------------------------------|---------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------------|--|---------|
| Desativação (mm) | Mediana | Mediana | Mediana | Mediana | Mediana | Mediana | Mediana | |
| | (DI) | (DI) | (DI) | (DI) | (DI) | (DI) | (DI) | |
| 3,0 | 325,86 ^A (43,41) | 200,22 ^{B,G} (7,72) | 218,92 ^{A,B,C,G} (16,57) | 170,09 ^{B,C,D,G} (6,57) | 27,52 ^{B,D,E,G} (4,19) | 320,40 ^{A,B,C,F} (13,45) | 196,69 ^{B,C,D,E,G} (15,57) | 0,0000* |
| 2,0 | 285,75 ^A (13,93) | 102,49 ^{B,G} (2,62) | 163,66 ^{A,C,G} (6,74) | 136,39 ^{B,C,D,G} (5,92) | 9,36 ^{B,D,E} (4,95) | 267,63 ^{A,C,F,G} (10,36) | 144,69 ^{B,C,D,F,G} (18,86) | 0,0000* |
| 1,0 | 260,41 ^A (8,71) | 80,22 ^{B,G} (3,15) | 146,28 ^{A,C,G} (7,40) | 128,40 ^{B,C,D,G} (8,30) | 3,06 ^{B,D,E} (2,33) | 243,49 ^{A,C,D,F,G} (6,88) | 130,97 ^{B,C,D,F} (18,43) | 0,0000* |
| 0,5 | 234,13 ^A (7,99) | 68,85 ^{B,G} (3,06) | 134,64 ^{A,C,G} (6,41) | 120,77 ^{B,C,D,G} (5,50) | -0,22 ^{B,D,E,G} (0,35) | 224,57 ^{A,C,D,F,G} (3,70) | 120,28 ^{B,C,D,E,F,G} (14,26) | 0,0000* |

* Estatisticamente significante para $p < 0,05$

Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) no teste de comparações múltiplas de Dunn.

De acordo com os valores obtidos pela análise de Kruskal-Wallis (**Tabelas 10 e 11**) é possível apresentar um resumo com os nomes e marcas dos fios avaliados (**Tabelas 12 e 13**).

O fio que apresentou menor força em todas as desativações (3, 2, 1 e 0,5 mm) no diâmetro de 0,014” foi Optis - TP Orthodontics; e maior força nas mesmas desativações foi Esthetic Rhodium Plated – Orthometric.

Tabela 12 – Visualização das marcas comerciais no diâmetro de 0,014” quanto às menores e maiores forças, de acordo com as medianas, para desativar os fios avaliados em 3,2,1 e 0,5 mm.

| DESATIVAÇÃO (mm) PARA FIOS 0,014" | | | | | | | |
|-----------------------------------|-------------------------|-----------------------------|---|---|----------------------|--|---------------------------------------|
| | MENOR FORÇA | | | | | | MAIOR FORÇA |
| 3,0 | Optis (TP Orthodontics) | Spectra (GAC) | Flexy Thermal (Orthometric) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers) | High Aesthetic (GAC) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) |
| 2,0 | Optis (TP Orthodontics) | Flexy Thermal (Orthometric) | Spectra (GAC) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers) | High Aesthetic (GAC) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) |
| 1,0 | Optis (TP Orthodontics) | Flexy Thermal (Orthometric) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers) | Spectra (GAC) | High Aesthetic (GAC) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) |
| 0,5 | Optis (TP Orthodontics) | Flexy Thermal (Orthometric) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers) | Spectra (GAC) | High Aesthetic (GAC) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) |

O fio que apresentou menor força em todas as desativações no diâmetro de 0,018” foi o Optis - TP Orthodontics; e maior força nas mesmas desativações foi o Aesthetic Nickel Titanium Wire – TP Orthodontics.

Tabela 13 – Visualização das marcas comerciais no diâmetro de 0,018” quanto às menores e maiores forças, de acordo com as medianas, para desativar os fios avaliados em 3,2,1 e 0,5 mm.

| DESATIVAÇÃO (mm) PARA FIOS 0,018" | | | | | | | |
|-----------------------------------|-------------------------|---|-----------------------------|---|----------------------|---------------------------------------|--|
| | MENOR FORÇA | | | | | | MAIOR FORÇA |
| 3,0 | Optis (TP Orthodontics) | Spectra (GAC) | Flexy Thermal (Orthometric) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers) | High Aesthetic (GAC) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) |
| 2,0 | Optis (TP Orthodontics) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal Ortho Organizers | Spectra (GAC) | Flexy Thermal (Orthometric) | High Aesthetic (GAC) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) |
| 1,0 | Optis (TP Orthodontics) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal Ortho Organizers | Spectra (GAC) | Flexy Thermal (Orthometric) | High Aesthetic (GAC) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) |
| 0,5 | Optis (TP Orthodontics) | Bio-Kinetix Nitanium Thermal Ortho Organizers | Flexy Thermal (Orthometric) | Spectra (GAC) | High Aesthetic (GAC) | Esthetic Rhodium Plated (Orthometric) | Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) |

Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 MATERIAL:

Com a intenção de avaliar as forças de desativação dos diferentes tipos de fios estéticos, foram testados nesta pesquisa, fios estéticos de diferentes tipos e marcas existentes no mercado e mais comumente utilizados na clínica ortodôntica. Algumas destas marcas também já foram testadas por outros autores(KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012; SANTORO, M.Z., 2011; SILVA *et al.*, 2013b). Foram selecionados os diâmetros 0,014” e 0,018” por serem comumente os primeiros fios a serem utilizados durante o alinhamento e nivelamento.

A realização deste trabalho seguiu a normatização internacional aprovada em 2006 para testes em fios ortodônticos, ISO 15841(15841, 2006).

Em relação a quantidade de fios utilizados para cada tipo de fio não existe um consenso na literatura. Silva *et al.*(SILVA *et al.*, 2013b) em 2013, utilizaram 5 amostras para cada tipo de fio, sendo que Ijima *et al.*(IJIMA *et al.*, 2012) em 2012 utilizou somente uma amostra para cada tipo de fio. A norma internacional ISO 15481(15841, 2006) indica uma amostra maior ou igual a 6 amostras para cada tipo de fio, este trabalho em questão como também em outros trabalhos(BALLARD *et al.*, 2012; ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010; KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012) foram utilizados 10 amostras para cada tipo de fio como indicado na norma ISO 15841(15841, 2006).

6.2 METODOLOGIA

Para o presente estudo, a fim de avaliar as propriedades mecânicas dos fios estéticos foi empregado o teste de deflexão de curvatura de três pontos, amplamente utilizado por vários autores(BALLARD *et al.*, 2012; ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2008, 2010; IJIMA *et al.*, 2012; SILVA *et al.*, 2013b), pelo fato de

simularem a pressão do fio aos dentes, durante o tratamento ortodôntico e oferecerem reprodutibilidade facilitando assim comparações entre estudos. Alguns autores(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010; GOLDBERG; LIEBLER; BURSTONE, 2011; KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012; SANTORO, M.; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001; SILVA *et al.*, 2013b) buscam incrementar ou modificar os testes de deflexão de três pontos incluindo a estes variáveis como tipos de braquetes e ligaduras elásticas com intuito de reproduzirem melhor o ambiente clínico, onde situações como o atrito entre esses componentes que podem influenciar a magnitude da força. Porém, como são introduzidas muitas variáveis, a reprodutibilidade dos resultados fica mais difícil, limitando comparações com outros trabalhos(BALLARD *et al.*, 2012; IIJIMA *et al.*, 2012; KAPILA; SACHDEVA, 1989; NAKANO *et al.*, 1999; SANTORO, M.; NICOLAY; CANGIALOSI, 2001; TONNER; WATERS, 1994). Neste trabalho como em vários outros(BALLARD *et al.*, 2012; FIGUEIREDO *et al.*, 2012; IIJIMA *et al.*, 2012; IMAI *et al.*, 1999; IMAI *et al.*, 1998) não foi utilizada nenhuma modificação e/ou adaptação na máquina de três pontos. Apesar dos esforços para reproduzir uma situação clínica, cada estudo apresenta suas particularidades na avaliação das propriedades mecânicas dos fios. Por isso, sugere-se que uma maior ênfase seja atribuída à ordem de magnitude das forças produzidas pelos fios e não ao valor numérico da quantidade de força liberada pelos mesmos(DOWLING *et al.*, 1998; FIGUEIREDO *et al.*, 2012; WILKINSON *et al.*, 2002). Outros fatores a serem considerados são a distância interbraquetes, quantidade de deflexão máxima e a temperatura para realização dos testes.

A distância interbraquetes tem relevância na magnitude da força, pois segundo Creekmore(CREEKMORE, 1976) em 1976, ela se altera durante o tratamento ortodôntico como resultado da própria movimentação dentária como também pela variação de tamanho dentário. Neste trabalho como também no trabalho descrito por Silva *et al.*(SILVA *et al.*, 2013b); a distância interbraquetes utilizada foi de 10 mm, seguindo a norma internacional ISO 1584(15841, 2006), para que não haja uma alteração das forças produzidas entre diferentes distâncias interbraquetes padronizando-se assim os trabalhos existentes na literatura.

Em relação à quantidade de deflexão máxima empregada no teste de deflexão, existem divergências na literatura. Alguns autores(ELAYYAN; SILIKAS;

BEARN, 2008, 2010) utilizaram deflexão máxima de 2 mm. Enquanto que Kaphoor e Sundareswaram(KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012) em 2012 empregaram deflexões de até 2,5 mm. Segundo a norma ISO 15841, os fios deveriam ser defletidos até 3,1 mm, a uma velocidade de 1 mm/min. Neste estudo como também vários outros trabalhos foi utilizada a metodologia descrita pela norma(BALLARD *et al.*, 2012; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; IJIMA *et al.*, 2012; SANTORO, M.Z., 2011; SILVA *et al.*, 2013b).

A temperatura de realização do ensaio de deflexão de três pontos representa uma variável de grande importância para o trabalho. Para que as propriedades mecânicas dos fios apresentassem uma maior aplicabilidade clínica foi utilizado no presente trabalho a temperatura de $36\pm 1^{\circ}$ a fim de simular o meio bucal(AIROLDI *et al.*, 1997; FIGUEIREDO *et al.*, 2012; FILLEUL; JORDAN, 1997; MALLORY *et al.*, 2004; MELING; ODEGAARD, 1998; MULLINS; BAGBY; NORMAN, 1996; NAKANO *et al.*, 1999).

6.3 RESULTADOS

Apesar de inúmeras pesquisas sobre a intensidade de força ideal para se promover a movimentação dentária(KUROL; OWMAN-MOLL, 1998; PROFFIT; FIELDS, 2000; REITAN, 1967; REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003; ROCK; WILSON, 1988; RUSSELL, 2005) ainda não há consenso na literatura. Para Schwarz(SCHWARZ, 1932) em 1932, durante o tratamento ortodôntico a força ideal não deveria exceder a pressão capilar sanguínea (20 a 26g/cm^2). Já Reitan(REITAN, 1957) em 1957, ressaltou que a quantidade de força ideal a ser aplicada, varia de acordo com o dente envolvido e o tipo do movimento efetuado. Apesar de existir uma dificuldade em se saber o valor exato de uma força ideal que produza um movimento dentário rápido sem causar danos ao seu periodonto, sabemos que os fios que liberam forças leves e contínuas são biologicamente os mais aceitáveis(HIXON *et al.*, 1970; REITAN, 1957; WEINSTEIN, 1967). Especula-se que estas forças estariam situadas entre 15g e 150g(PROFFIT; FIELDS, 2000), 25g e 250g(REITAN, 1957) ou entre 150g e 500g(ROCK; WILSON, 1988).

Os resultados dos testes de Shapiro Wilk (tabela 4 e 5), para a verificação da normalidade dos dados em cada grupo, variável de desativação e em cada diâmetro indicaram que algumas amostras tanto no diâmetro 0,014" como no diâmetro 0,018" não seguiram uma distribuição normal. Para o diâmetro de 0,014" o na desativação de 3 mm, o fio Flexy Thermal não seguiu uma distribuição normal dos dados ($p=0,0392$), o mesmo comportamento foi encontrado nas desativações de 2 e 1 mm para o fio High Aesthetic ($p=0,0014$ e $p=0,0354$) e na desativação de 0,5 mm para o fio Esthetic Rhodium ($p=0,002$). No diâmetro de 0,018" o fio Esthetic Rhodium Plated não seguiu uma distribuição normal dos dados em todas as desativações com exceção da desativação de 2 mm onde os resultados mostraram uma distribuição normal de dados para todos os fios testados.

O Teste t dependente mostrou que a espessura do fio foi alterada pelo recobrimento, para as duas dimensões avaliadas (0,014" e 0,018"). Os fios que não apresentavam a camada de recobrimento obviamente, não foram incluídos nesta avaliação (Optis e Flexy Thermal). Por meio do teste observou-se também uma diferença nas médias dos diâmetros dos fios que apesar dos fabricantes anunciarem nas embalagens que os diâmetros dos fios são 0,014" e 0,018", na prática não é bem isso que encontramos. De acordo com a norma ISO 15841(15841, 2006) a tolerância máxima de variação da secção dos arcos deveria ser de aproximadamente 0,01 mm que quando convertido em polegadas equivale a 0,0003937 polegadas. Dessa forma para o fio de 0,014" seu diâmetro deveria variar de 0,01370" a 0,01439" e para o fio 0,018" variação de 0,01760 para 0,01839". A Tabela 6 mostrou que o diâmetro dos fios variaram de 0,013413" para o fio Spectra quando medidos com recobrimento para 0,011886" sem o recobrimento, uma variação de 12,85%. O fio que apresentou menor diferença entre as espessuras com e sem recobrimento foi o Esthetic Rhodium Plated de 0,014236" com recobrimento para 0,014213" sem recobrimento, uma variação de 0,16%. Para o 0,018", o diâmetro dos fios variaram de 0,017480" para o fio Spectra quando medidos com o recobrimento para 0,015795" sem recobrimento uma variação de 10,67% quando medidos sem o recobrimento. O fio que apresentou menor diferença entre as espessuras com e sem recobrimento foi o High Aesthetic de 0,017598" com recobrimento para 0,017559" sem recobrimento, uma variação de 0,22%. O comportamento desse fios quanto a variação do diâmetro demonstra uma falta de

padronização entre as diferentes marcas comerciais (ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010; KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012; SANTORO, M.Z., 2011; SILVA *et al.*, 2013b), desrespeitando assim a Norma ISO vigente. Diante desses resultados, os fios Aesthetic Nickel Titanium Wire, Bio-Kinetix Nitanium Thermal e Spectra estão fora da tolerância máxima admitida para as duas dimensões avaliadas.

Os resultados da ANOVA a dois critérios para o diâmetro de 0,014" (Tabela 8) mostraram que, houve diferença estatisticamente significativa ($p= 0,0169$) quando avaliamos o valor da desativação em relação a magnitude de força. Também houve uma diferença estatisticamente significativa do tipo de revestimento sobre a magnitude de força de desativação ($p= 0,0000$), ou seja os revestimentos dos fios estéticos, rhodium e resina epóxi, apresentaram um efeito na intensidade da força produzida pelo fio. Mas não houve interação estatisticamente significativa entre o valor da desativação e o tipo de revestimento ($p=0,2161$). Na avaliação dos fios estéticos 0,018" (Tabela 9), os resultados foram semelhantes àqueles encontrados para os fios estéticos de calibre 0,014".

Na comparação das forças de desativação dos fios estéticos, observou-se diferenças na intensidade de forças entre os fios testados (tabela 10 e 11). Para o diâmetro de 0,014" (tabela 10) na desativação de 3 mm, as forças variaram de 38,12g a 150,88g, uma variação de 295,80%, em 2 mm, as forças variaram de 44,78g a 134,89g uma variação de 201,23%, em 1 mm, as forças variaram de 35,41g a 133,04g, uma variação de 275,71%, em 0,5 mm, as forças variaram de 21,73g a 134,41g, uma variação de 518,55%. Diante destes resultados podemos comparar as forças de desativação dos fios estéticos em relação ao fio controle (níquel titânio termoativado Flexy Thermal) (Tabela 10): na desativação de 3 mm, somente os fios Aesthetic Nickel Titanium e Esthetic Rhodium Plated desenvolveram forças diferentes e estatisticamente maiores quando comparados com o fio Flexy Thermal. Nas demais desativações, os fios Aesthetic Nickel Titanium, Esthetic Rhodium Plated e High Aesthetic produziram forças maiores e estatisticamente significantes que o fio controle (Flexy Thermal). Durante as desativações, nenhum dos fios testados mostrou uma deformação permanente durante a realização dos testes.

Para o diâmetro de 0,018" na desativação de 3 mm, as forças variaram de 27,52g a 325,86g, uma variação de 1.084,08%, em 2 mm as forças variaram de 9,36g a 285,75g uma variação de 2.952,88%, em 1 mm as forças variaram de 3,06g a 260,41g, uma variação de 8.410,13%, em 0,5 mm as forças variaram de -0,22g a 234,13g, uma variação de 106.322,73%. Na comparação da força de desativação entre os fios estéticos com o fio controle, encontramos: na desativação de 3 mm somente os fios Aesthetic Nickel Titanium e Esthetic Rhodium Plated desenvolveram forças maiores e estatisticamente significantes em relação ao Flexy Thermal. Nas desativações de 2 mm e 1 mm, os fios Aesthetic Nickel Titanium e Optis produziram forças estatisticamente diferentes em relação ao fio controle, sendo que o fio Optis produziu uma força bem menor, quase nula. Para a desativação de 0,5 mm, somente o fio Aesthetic Nickel Titanium produziu força estatisticamente maior que o Flexy Thermal.

Santoro(SANTORO, M.Z., 2011) (2011) em seu trabalho, comparou as forças de deflexão de 6 fios estéticos de marcas comerciais diferentes: Invu(TP Orthodontics), Optis(TP Orthodontics), Flexy Super Elastic Esthetic (Orthometric), Orthocosmetic Elastinol (Masel) e Pro Form Coated Nitanium (Ortho Organizers), no diâmetro de 0,014" comparando-os ao fio Nitinol Super Elastic (3M) do mesmo calibre onde foi usado a máquina de três pontos associado a uma dispositivo com braquete cerâmico cujo os fios foram presos com elásticos modulares nas deflexões de 3, 2, 1 e 0,5 mm. Os ensaios foram realizados na temperatura de 36°C. As forças de deflexão nas desativações de 3 mm variaram entre 89g a 265g diferente dos resultados obtidos neste trabalho onde as forças na deflexão de 3 mm variaram entre 38g a 123,91g, valores menores em comparação ao trabalho do Santoro(SANTORO, M.Z., 2011). A metodologia utilizada po ele (utilização de braquetes cerâmicos e ligaduras) difere substancialmente da metodologia utilizada neste trabalho, isso faz com que as comparações entre os dois trabalhos não seja muito fidedigna.

Já no trabalho de Elayyan, Silikas e Bearn(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010), 2010 que também avaliou as forças de desativações de 2 tipos de fios estéticos de mesma marca comercial(G&H Wire), nos diâmetros de 0,016" e 0,018"X0,025" comparando-os a fios de nitinol superelásticos nas mesmas

dimensões, utilizando a máquina de três pontos com braquetes convencionais e autoligáveis adaptados a ela, nas deflexões de 2, 1,5, 1 e 0,5 mm na temperatura ambiente. As forças de deflexão variaram de 255g a 18g. Os fios estéticos produziram forças estatisticamente menores quando comparados ao fio controle. Este estudo não permitiu comparações das magnitudes de força liberadas nas desativações com o presente trabalho, pois os diâmetros avaliados foram diferentes, as deflexões testadas e a temperatura na qual o trabalho foi realizado.

Em um estudo semelhante, Ballard *et al.* (BALLARD *et al.*, 2012) 2012, comparam as forças de desativação de 2 tipos de fios reforçados com fibra de vidro (Translucent Archwire I e Translucent Archwire II) no diâmetro de 0,018" comparando-os a fios de nitinol superelásticos nos diâmetros de 0,014", 0,016" e 0,018", utilizando a máquina de três pontos, sem acessórios, nas desativações de 3, 2 e 1mm, os testes foram realizados a temperatura de 37 °C. As forças de desativação dos fios de FRP para a desativação de 3 mm foram 226g para o arco I e 296g para o arco II, em 2 mm 178g para o arco I e 231g para o arco II e para a desativação de 1 mm, 99g para o arco I e 128g para o arco II. Os resultados para o fio Optis (FRP) encontrados neste trabalho foram: para 3 mm a força foi de 27,52g, para 2 mm 9,36g e para 1 mm, 3,06g, resultados estes muito diferente e menores que os encontrados por Ballard *et al.* (BALLARD *et al.*, 2012). De acordo com Ballard e com os fabricantes dos fios estudados por eles (Translucent Archwire I e Translucent Archwire II), esses fios têm rigidez diferente, equivalendo-se a diâmetros diferentes, devido a uma variedade na quantidade e /ou comprimento das fibras utilizadas para reforçar a matriz polimérica. Devido a essa variação da fabricação desses fios a comparação das forças de desativação deste estudo com o trabalho em questão fica impossibilitada.

Silva *et al.* (SILVA *et al.*, 2013b) 2013 comparou algumas propriedades mecânicas de 4 marcas de fios estéticos no diâmetro de 0,018"X 0,025" antes e após a exposição bucal comparando-os aos fio de aço e nitinol nas dimensões de 0,018"X 0,025" e 0,016"X 0,022". As amostras foram levadas a máquina de três pontos a qual possuía braquetes adaptados, em uma temperatura de 37 °C, na desativação máxima de 3,1 mm. Apesar de apresentarem metodologia semelhante com o estudo presente, não foi possível comparações, pois os diâmetros estudados

foram diferentes. Elayyan, Silikas e Bearn(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2008) em 2008 testou o fio estético da marca G&H 0,016” em temperatura ambiente, em um trabalho semelhante ao citado acima onde esse único fio estético foi ativado 2 vezes em 2mm e em 4 mm e desativado em 3, 2, 1,5 e 1mm. Esse trabalho também não permite comparações com o presente trabalho pois a metodologia adotada (diâmetro, ativação do fio e temperatura de realização do experimento) foi substancialmente diferente da adotada neste trabalho que seguiu rigorosamente a norma ISO 15841(15841, 2006).

Kapoor e Sudareswaran(KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012) (2012) avaliaram e compararam os níveis de força de 4 marcas de fios estéticos (Ultra Aesthetic – G&H, Reflex Aesthetic Wire – TP Orthodontics, Spectra - GAC e Plastic-Coated – Ortho Organizers), nos calibre de 0,016”X0,022”, utilizando o teste de três pontos, em temperatura ambiente, nas deflexões de 2,5, 1,5 e 0,5 mm. Apesar do trabalho acima ter utilizado uma marca de fio (Spectra-GAC) avaliada também neste trabalho não foi possível fazer comparações, pois os diâmetros usados foram diferentes e a temperatura dos testes também. Quando os testes são realizados em temperatura controlada 36 ± 1 °C, como neste trabalho a simulação do que acontece em meio bucal fica mais fiel.

Em virtude do que foi exposto acima, os resultados deste trabalho não permitem a comparação profunda com outros trabalhos, pois, aspectos como diâmetro dos fios, valores de deflexão, presença ou não de braquetes e ligaduras e temperatura dos testes são variáveis(ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010; IJIMA *et al.*, 2012; IMAI *et al.*, 1999; IMAI *et al.*, 1998; KAPHOOR; SUNDARESWARAN, 2012; SANTORO, M.Z., 2011; SILVA *et al.*, 2013b).

Para o calibre 0,018”, na desativação de 0,5 mm, o fio Optis produziu uma deformação permanente (intervalo plástico), produzindo uma força negativa, significando que o fio parou de exercer força, resultado semelhante ao de Santoro(SANTORO, M.Z., 2011), 2011 que após 1 mm de desativação, observou uma dobra permanente no fio Optis justificando a intensidade da força próxima a zero em 2 mm de deflexão. De modo diferente Imai(IMAI *et al.*, 1999; IMAI *et al.*, 1998), Ballard *et al.*(BALLARD *et al.*, 2012), 2012 não relataram fratura ou dobra

permanente nos fios de FRP durante os testes de curvatura de 3 pontos. De acordo com os autores (BALLARD *et al.*, 2012; IMAI *et al.*, 1999; IMAI *et al.*, 1998) a fratura dos fios de fibra de vidro pode estar relacionada a variações na quantidade e/ou comprimento das fibras utilizadas para reforçar a matriz polimérica durante sua fabricação ou com o diâmetro dos fios.

Os fios que apresentaram menores forças de desativação (tabela 12) foram os fios Optis em todas as desativações, seguidos pelo fio Spectra (GAC) na desativação de 3 mm e do fio Flexy Thermal (Orthometric) para as desativações de 2 mm, 1 mm e 0,5 mm. A maior força foi apresentada pelo fio Esthetic Rhodium Plated (Orthometric). Para o diâmetro de 0,018", a menor força foi dada também pelo Optis (TP Orthodontics) em todas as desativações seguido pelo Spectra (GAC) em 3 mm de desativação e pelo Bio-Kinetix Nitanium Thermal (Ortho Organizers) nas demais ativações. Aesthetic Nickel Titanium Wire (TP Orthodontics) foi o que apresentou maior força em todas as desativações.

Nota-se que no diâmetro de 0,014" o fio que apresentou maior força foi o fio estético revestido de Rhodium (Esthetic Rhodium Plated – Orthometric). É importante salientar que apesar de algumas marcas comerciais apresentarem fios recobertos com Rhodium, a literatura é escassa a respeito desta cobertura, persistindo a dúvida sobre os efeitos do revestimento rhodium sobre os fios de nitinol.

6.4 IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Observou-se que os fios estéticos utilizados neste trabalho apresentaram em sua maioria forças de deflexão compatíveis àquelas obtidas pelos fios de níquel titânio (Flex Thermal). Atenção especial deve ser dada ao fio Optis que apesar de ser altamente estético apresentou uma dobra permanente após deflexão de 0,5 mm. Isto significa que quando o fio de fibra de vidro for utilizado em casos de

apinhamentos moderados a severo o fio pode sofrer uma dobra permanente interrompendo assim a movimentação dentária.

Quando os fios estéticos com suas respectivas marcas comerciais são avaliados, observa-se uma diferença na intensidade das forças produzidas por eles.

Um dos pontos que o ortodontista deve considerar quando seleciona um fio com recobrimento estético é que o diâmetro do fio escolhido pode não ser correspondente ao seu diâmetro real.

Como ainda há poucos trabalhos na literatura sobre as propriedades mecânicas dos fios estéticos, sugere-se que mais estudos sejam realizados, a fim de que estas propriedades mecânicas estejam compatíveis com os níveis de força desejada na movimentação dentária induzida.

Conclusão

7 CONCLUSÃO

A hipótese de nulidade (H_0) foi rejeitada:

Existe uma variabilidade muito acentuada nas forças de desativação liberadas pelos fios ortodônticos estéticos.

Referências

REFERÊNCIAS

15841 I. Dentistry wires dor use in orthodontics. International Organization for Standardization. 2006.

Abreu-Pereira F, Alves GG, Castro LO, Linhares ABR, Maia MDC, Granjeiro JM, *et al.* Avaliação multiparamétrica da citotoxicidade in vitro de um fi o ortodôntico à base de resina polimérica reforçada com fi bra de vidro. *Innov Implant J.* 2010;5(1):35-40.

Airoldi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(1):58-63.

Aksakalli S, Malkoc S. Esthetic orthodontic archwires: Literature review. *Journal of Orthodontic Research.* 2013;1(1):2-4.

Andreasen G. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31 degrees C. and 45 degrees C. *Am J Orthod.* 1980;78(5):528-37.

Ballard RW, Sarkar NK, Irby MC, Armbruster PC, Berzins DW. Three-point bending test comparison of fiber-reinforced composite archwires to nickel-titanium archwires. *Orthodontics (Chic).* 2012;13(1):46-51.

Bandeira AM, dos Santos MP, Pulitini G, Elias CN, da Costa MF. Influence of thermal or chemical degradation on the frictional force of an experimental coated NiTi wire. *Angle Orthod.* 2011;81(3):484-9.

Bandeira AMB. Avaliação da força de atrito de fios ortodônticos recobertos com resina epoxídica COPPE/UFRJ; 2004.

Bandeira AMB. Avaliação de Fios Ortodônticos Recobertos: Propriedades Mecânicas e Estudo EX VIVO UFRJ/ COPPE/ 2010.

Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod.* 2007;77(6):991-8.

Burstone CJ, Liebler SA, Goldberg AJ. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139(4 Suppl):e391-8.

Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87(6):445-52.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: a 3-point bending test. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(3):410-3.

Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod.* 1992;62(1):59-66.

Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis JP. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. *Eur J Orthod.* 2004;26(2):163-70.

Creekmore TD. The importance of interbracket width in orthodontic tooth movement. *J Clin Orthod.* 1976;10(7):530-4.

Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sandham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod.* 1998;25(3):197-202.

Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2008;30(6):661-7.

Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(2):213-7.

Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(2):253-62.

Elias CN, Lopes HP. *Materiais Dentários Ensaio Mecânicos*. 1ª Ed São Paulo, SP, Editora Santos. 2007.

Figueiredo MM, Cancado RH, Freitas KM, Valarelli FP. Comparison of deactivation forces between thermally activated nickel-titanium archwires. *J Orthod.* 2012;39(2):111-6.

Filleul MP, Jordan L. Torsional properties of Ni-Ti and copper Ni-Ti wires: the effect of temperature on physical properties. *Eur J Orthod.* 1997;19(6):637-46.

Goldberg AJ, Liebler SA, Burstone CJ. Viscoelastic properties of an aesthetic translucent orthodontic wire. *Eur J Orthod.* 2011;33(6):673-8.

Goldstein MC, Burns MH, Yurfest P. Esthetic orthodontic appliances for the adult. *Dent Clin North Am.* 1989;33(2):183-93.

Gravina MA, Motta ATS, Almeida MAO, Quintão CCA. Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2004;9(1):113-28.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios Ortodônticos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2001;6:103-14.

Hixon EH, Aasen TO, Clark RA, Klosterman R, Miller SS, Odom WM. On force and tooth movement. *Am J Orthod.* 1970;57(5):476-8.

Huang ZM, Gopal R, Fujihara K, Ramakrishna S, Loh PL, Foong WC, et al. Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. *Biomaterials.* 2003;24(17):2941-53.

Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jager A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop.* 2002;63(3):199-211.

Iijima M, Muguruma T, Brantley W, Choe HC, Nakagaki S, Alapati SB, et al. Effect of coating on properties of esthetic orthodontic nickel-titanium wires. *Angle Orthod.* 2012;82(2):319-25.

Imai T, Watari F, Yamagata S, Kobayashi M, Nagayama K, Nakamura S. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(5):533-8.

Imai T, Watari F, Yamagata S, Kobayashi M, Nagayama K, Toyozumi Y, et al. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. *Biomaterials.* 1998;19(23):2195-200.

Jancar J, Dibenedetto AT, Goldberg AJ. Thermoplastic fibre-reinforced composites for dentistry. Part II Effect of moisture on flexural properties of unidirectional composites. *JOURNAL OF MATERIALS SCIENCE*. 1993;4: 562-8.

Kaphoor AA, Sundareswaran S. Aesthetic nickel titanium wires--how much do they deliver? *Eur J Orthod*. 2012;34(5):603-9.

Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(2):100-9.

Kurol J, Owman-Moll P. Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod*. 1998;68(2):161-5.

Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod*. 1997;67(3):197-207.

Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod*. 2002;72(6):501-12.

Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;127(4):420-7.

Lim KF, Lew KK, Toh SL. Bending stiffness of two aesthetic orthodontic archwires: an in vitro comparative study. *Clin Mater*. 1994;16(2):63-71.

Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126(1):110-2.

Marins EC, Procaci MIMA. Fios Ortodônticos Metálicos: visão geral. Pós-Graduação - Caderno UniFOA. 2008.

Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on the mechanical properties of rectangular nickel titanium archwires tested in torsion. *Angle Orthod*. 1998;68(4):369-76.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.

Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod.* 1991;13(5):386-91.

Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. *Dent Mater.* 1996;12(5):308-14.

Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(4):390-5.

Neumann P, Bourauel C, Jager A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13(2):141-7.

Pedro AC. Análise Microscópica e da Rugosidade de Superfície de Fios Ortodônticos Estéticos, Antes e Após Deflexão Faculdade de Saúde da Universidade Metodista de São Paulo; 2011.

Proffit WR, Fields JR. *Contemporary orthodontics.* St. Louis; 2000.

Quintao C, Helena I, Brunharo VP, Menezes RC, Almeida MA. Soft tissue facial profile changes following functional appliance therapy. *Eur J Orthod.* 2006;28(1):35-41.

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics.* 1957;43(1):32-45.

Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1967;53(10):721-45.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.* 2003;73(1):86-92.

Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *Br J Orthod.* 1988;15(4):255-9.

Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod.* 2005;32(2):146-63.

Sander FM, Sander C, Roberts WE, Sander FG. Bending properties of superelastic nickel titanium archwires. *J Clin Orthod.* 2008;42(10):581-6; quiz 95-6.

Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(6):594-603.

Santoro MZ. Comparação das forças de deflexão liberadas entre os fios ortodônticos estéticos e sua relação com o revestimento. Faculdade de Odontologia da Universidade Metodista de São Paulo; 2011.

Schwarz M. Tissue Changes Incidental to Orthodontic Tooth Movement. *Int J Ortho.* 1932;18:331.

Silva DL, Mattos CT, de Araujo MV, de Oliveira Ruellas AC. Color stability and fluorescence of different orthodontic esthetic archwires. *Angle Orthod.* 2013a;83(1):127-32.

Silva DL, Mattos CT, Sant' Anna EF, Ruellas AC, Elias CN. Cross-section dimensions and mechanical properties of esthetic orthodontic coated archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013b;143(4 Suppl):S85-91.

Silva DL, Mattos CT, Simao RA, de Oliveira Ruellas AC. Coating stability and surface characteristics of esthetic orthodontic coated archwires. *Angle Orthod.* 2013c;83(6):994-1001.

Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. *Eur J Orthod.* 1994;16(5):421-5.

Weinstein S. Minimal forces in tooth movement. *Am J Orthod.* 1967;53(12):881-903.

Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(5):483-95.

Zufall SW, Kennedy KC, Kusy RP. Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. *J Mater Sci Mater Med.* 1998;9(11):611-20.

Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod.* 2000;70(1):34-47.

APÊNDICES

APÊNDICE A – DESATIVAÇÃO DOS FIOS ESTÉTICOS COM DIÂMETRO 0,014”

| NOME | DIÂM, | Nº | FORÇA DE DESATIVAÇÃO [gf] | | | | |
|----------------------|-------|----|---------------------------|--------|--------|--------|--------|
| | | | Força | 0,5 mm | 1 mm | 2 mm | 3 mm |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 1 | 219,21 | 120,95 | 114,69 | 113,61 | 82,67 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 2 | 212,52 | 122,55 | 119,01 | 116,99 | 83,34 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 3 | 212,23 | 138,86 | 124,87 | 118,49 | 98,31 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 4 | 234,93 | 124,08 | 115,48 | 112,37 | 75,25 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 5 | 221,25 | 137,23 | 132,56 | 125,31 | 110,19 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 6 | 213,10 | 115,4 | 120,81 | 113,54 | 83,32 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 7 | 212,81 | 136,56 | 130,99 | 119,05 | 96,93 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 8 | 205,82 | 123,73 | 122,30 | 118,11 | 86,06 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 9 | 221,54 | 117,85 | 125,75 | 116,89 | 82,01 |
| Aesthetic Nickel | ,014" | 10 | 211,06 | 137,12 | 128,47 | 119,36 | 93,29 |
| | | | | | | | |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 1 | 147,6 | 93,21 | 62,30 | 56,23 | 51,82 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 2 | 144,4 | 96,07 | 61,91 | 54,15 | 49,29 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 3 | 154,88 | 95,28 | 61,72 | 52,98 | 48,61 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 4 | 146,43 | 98,7 | 65,53 | 54,71 | 48,91 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 5 | 143,52 | 96,52 | 63,17 | 54,89 | 50,52 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 6 | 141,78 | 96,01 | 61,40 | 51,85 | 47,45 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 7 | 145,56 | 94,78 | 59,10 | 50,36 | 46,46 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 8 | 140,03 | 94,16 | 61,43 | 54,73 | 50,65 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 9 | 143,52 | 95,6 | 62,13 | 54,9 | 50,65 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,014" | 10 | 150,22 | 94,07 | 61,03 | 54,73 | 50,47 |
| | | | | | | | |
| High Aesthetic | ,014" | 1 | 151,96 | 95,47 | 73,65 | 68,70 | 64,33 |
| High Aesthetic | ,014" | 2 | 152,55 | 97,99 | 72,56 | 69,58 | 65,79 |
| High Aesthetic | ,014" | 3 | 152,26 | 99,12 | 74,01 | 69,46 | 65,33 |
| High Aesthetic | ,014" | 4 | 153,42 | 95,00 | 74,94 | 70,83 | 66,67 |
| High Aesthetic | ,014" | 5 | 148,76 | 93,79 | 67,79 | 66,23 | 64,33 |
| High Aesthetic | ,014" | 6 | 154,88 | 99,32 | 75,49 | 70,95 | 66,96 |
| High Aesthetic | ,014" | 7 | 153,71 | 100,29 | 75,03 | 70,95 | 66,96 |
| High Aesthetic | ,014" | 8 | 152,84 | 99,05 | 74,92 | 70,45 | 66,25 |
| High Aesthetic | ,014" | 9 | 153,42 | 98,52 | 75,46 | 71,32 | 67,25 |
| High Aesthetic | ,014" | 10 | 154,29 | 97,52 | 73,92 | 70,16 | 66,89 |
| | | | | | | | |
| Spectra | ,014" | 1 | 148,47 | 74,56 | 65,90 | 65,32 | 63,67 |
| Spectra | ,014" | 2 | 146,43 | 66,66 | 61,84 | 61,14 | 55,60 |
| Spectra | ,014" | 3 | 142,36 | 78,37 | 63,46 | 64,63 | 62,18 |
| Spectra | ,014" | 4 | 151,96 | 72,81 | 62,28 | 61,43 | 55,31 |
| Spectra | ,014" | 5 | 147,89 | 69,29 | 59,39 | 56,48 | 52,40 |
| Spectra | ,014" | 6 | 138,57 | 73,21 | 61,43 | 60,22 | 57,98 |
| Spectra | ,014" | 7 | 145,27 | 67,54 | 63,76 | 66,38 | 62,33 |
| Spectra | ,014" | 8 | 151,96 | 64,05 | 55,56 | 57,64 | 56,90 |
| Spectra | ,014" | 9 | 153,13 | 74,57 | 63,00 | 64,46 | 63,51 |
| Spectra | ,014" | 10 | 152,26 | 67,08 | 57,71 | 60,55 | 55,60 |

| NOME | DIÂM, | Nº | FORÇA DE DESATIVAÇÃO [gf] | | | | |
|------------------|-------|----|---------------------------|--------|--------|--------|--------|
| | | | Força | 0,5 mm | 1 mm | 2 mm | 3 mm |
| Optis | ,014" | 1 | 81,22 | 40,13 | 47,06 | 43,38 | 27,73 |
| Optis | ,014" | 2 | 100,44 | 40,09 | 47,45 | 35,23 | 21,07 |
| Optis | ,014" | 3 | 71,91 | 32,23 | 36,68 | 28,45 | 19,21 |
| Optis | ,014" | 4 | 91,70 | 3,20 | 0,87 | -0,29 | -0,62 |
| Optis | ,014" | 5 | 100,73 | 5,42 | 1,64 | 0,29 | -0,40 |
| Optis | ,014" | 6 | 75,11 | 31,99 | 29,11 | 18,63 | 8,73 |
| Optis | ,014" | 7 | 101,89 | 52,17 | 62,88 | 48,23 | 31,35 |
| Optis | ,014" | 8 | 128,67 | 57,32 | 64,57 | 45,76 | 24,57 |
| Optis | ,014" | 9 | 111,21 | 56,77 | 58,17 | 43,35 | 22,39 |
| Optis | ,014" | 10 | 82,68 | 36,14 | 42,50 | 35,59 | 25,91 |
| | | | | | | | |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 1 | 229,69 | 148,08 | 130,44 | 131,16 | 134,08 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 2 | 235,52 | 156,19 | 142,94 | 139,74 | 139,45 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 3 | 233,77 | 153,02 | 138,77 | 135,37 | 137,57 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 4 | 231,44 | 150,29 | 132,97 | 131,88 | 132,45 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 5 | 226,49 | 151,70 | 135,81 | 133,33 | 132,33 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 6 | 220,67 | 142,79 | 128,67 | 128,38 | 110,60 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 7 | 233,48 | 153,08 | 139,30 | 135,66 | 137,68 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 8 | 227,36 | 150,69 | 135,57 | 134,73 | 135,95 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 9 | 228,24 | 151,08 | 134,21 | 132,75 | 134,74 |
| Esthetic Rhodium | ,014" | 10 | 236,68 | 145,68 | 125,59 | 129,26 | 133,24 |
| | | | | | | | |
| Flexy Thermal | ,014" | 1 | 123,43 | 79,67 | 55,34 | 51,24 | 47,16 |
| Flexy Thermal | ,014" | 2 | 119,07 | 76,81 | 50,76 | 47,16 | 43,09 |
| Flexy Thermal | ,014" | 3 | 122,27 | 76,23 | 51,24 | 47,45 | 43,96 |
| Flexy Thermal | ,014" | 4 | 129,26 | 79,49 | 56,65 | 50,95 | 48,03 |
| Flexy Thermal | ,014" | 5 | 140,61 | 78,81 | 51,17 | 55,82 | 52,98 |
| Flexy Thermal | ,014" | 6 | 123,73 | 73,54 | 50,93 | 47,33 | 43,25 |
| Flexy Thermal | ,014" | 7 | 126,35 | 76,58 | 55,55 | 52,06 | 48,03 |
| Flexy Thermal | ,014" | 8 | 126,93 | 79,77 | 53,60 | 52,39 | 48,32 |
| Flexy Thermal | ,014" | 9 | 123,43 | 79,09 | 53,57 | 51,24 | 47,38 |
| Flexy Thermal | ,014" | 10 | 129,55 | 79,36 | 55,89 | 51,41 | 48,03 |

APÊNDICE B – DESATIVAÇÃO DOS FIOS ESTÉTICOS COM DIÂMETRO 0,018”

| NOME | DIÂM, | Nº | FORÇA DE DESATIVAÇÃO [gf] | | | | |
|----------------------|-------|----|---------------------------|--------|--------|--------|--------|
| | | | Força | 0,5 mm | 1 mm | 2 mm | 3 mm |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 1 | 512,37 | 295,92 | 281,75 | 255,60 | 239,11 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 2 | 510,62 | 331,09 | 291,37 | 266,16 | 235,26 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 3 | 480,35 | 305,77 | 277,44 | 252,18 | 233,00 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 4 | 475,69 | 317,77 | 272,53 | 260,27 | 229,17 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 5 | 494,03 | 320,62 | 265,34 | 252,69 | 241,22 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 6 | 454,73 | 348,13 | 284,37 | 251,27 | 198,48 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 7 | 487,62 | 303,04 | 293,92 | 261,02 | 226,01 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 8 | 475,11 | 349,18 | 298,12 | 260,55 | 230,00 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 9 | 467,25 | 356,91 | 288,45 | 261,40 | 237,16 |
| Aesthetic Nickel | ,018" | 10 | 476,85 | 362,15 | 287,12 | 266,01 | 236,74 |
| | | | | | | | |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 1 | 303,05 | 206,35 | 101,74 | 79,03 | 67,68 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 2 | 302,47 | 200,46 | 102,56 | 78,69 | 67,34 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 3 | 322,27 | 196,18 | 98,91 | 82,68 | 70,65 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 4 | 311,5 | 204,97 | 102,42 | 81,80 | 70,74 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 5 | 304,51 | 197,54 | 100,84 | 79,88 | 68,7 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 6 | 315,57 | 177,62 | 101,45 | 77,25 | 65,21 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 7 | 305,38 | 202,94 | 107,75 | 81,84 | 72,78 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 8 | 303,64 | 199,97 | 104,07 | 78,09 | 67,83 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 9 | 312,95 | 214,03 | 107,64 | 84,42 | 73,00 |
| Bio-Kinetix Nitanium | ,018" | 10 | 314,41 | 197,25 | 103,35 | 80,57 | 69,00 |
| | | | | | | | |
| High Aesthetic | ,018" | 1 | 366,23 | 227,13 | 163,84 | 147,28 | 135,95 |
| High Aesthetic | ,018" | 2 | 349,63 | 212,05 | 162,15 | 143,28 | 131,63 |
| High Aesthetic | ,018" | 3 | 335,08 | 183,22 | 150,36 | 138,57 | 125,32 |
| High Aesthetic | ,018" | 4 | 375,25 | 233,19 | 165,31 | 149,34 | 137,41 |
| High Aesthetic | ,018" | 5 | 354,00 | 210,56 | 161,24 | 142,9 | 131,00 |
| High Aesthetic | ,018" | 6 | 383,11 | 247,88 | 171,37 | 153,52 | 138,67 |
| High Aesthetic | ,018" | 7 | 355,75 | 219,43 | 163,48 | 145,27 | 133,33 |
| High Aesthetic | ,018" | 8 | 367,97 | 226,78 | 167,98 | 150,3 | 136,69 |
| High Aesthetic | ,018" | 9 | 363,32 | 209,18 | 159,68 | 141,43 | 128,97 |
| High Aesthetic | ,018" | 10 | 360,70 | 218,41 | 170,19 | 151,09 | 139,45 |
| | | | | | | | |
| Spectra | ,018" | 1 | 320,81 | 173,96 | 136,83 | 132,75 | 122,27 |
| Spectra | ,018" | 2 | 316,74 | 167,99 | 142,55 | 132,93 | 123,90 |
| Spectra | ,018" | 3 | 322,85 | 170,69 | 135,95 | 128,13 | 120,56 |
| Spectra | ,018" | 4 | 317,90 | 165,92 | 130,61 | 128,09 | 119,17 |
| Spectra | ,018" | 5 | 321,69 | 175,74 | 138,46 | 131,69 | 124,13 |
| Spectra | ,018" | 6 | 318,78 | 165,68 | 132,54 | 123,22 | 117,11 |
| Spectra | ,018" | 7 | 313,83 | 166,57 | 135,28 | 124,22 | 118,40 |
| Spectra | ,018" | 8 | 320,52 | 171,49 | 139,87 | 132,52 | 127,05 |
| Spectra | ,018" | 9 | 319,36 | 173,14 | 130,02 | 128,67 | 120,98 |
| Spectra | ,018" | 10 | 317,61 | 169,49 | 137,02 | 123,14 | 117,42 |

| NOME | DIÂM, | Nº | FORÇA DE DESATIVAÇÃO [gf] | | | | |
|------------------|-------|----|---------------------------|--------|--------|--------|--------|
| | | | Força | 0,5 mm | 1 mm | 2 mm | 3 mm |
| Optis | ,018" | 1 | 348,76 | 44,08 | 13,10 | 5,05 | 0,68 |
| Optis | ,018" | 2 | 258,51 | 26,64 | 10,85 | 3,20 | 0,00 |
| Optis | ,018" | 3 | 291,12 | 32,64 | 5,68 | 0,29 | -0,14 |
| Optis | ,018" | 4 | 268,12 | 28,4 | 10,19 | 4,37 | 0,06 |
| Optis | ,018" | 5 | 283,84 | 28,99 | 4,77 | 0,58 | -0,29 |
| Optis | ,018" | 6 | 310,92 | 28,77 | 9,39 | 3,28 | 0,00 |
| Optis | ,018" | 7 | 240,17 | 23,42 | 9,32 | 2,91 | -0,35 |
| Optis | ,018" | 8 | 254,15 | 24,80 | 5,24 | 1,16 | -0,58 |
| Optis | ,018" | 9 | 222,41 | 20,38 | 3,78 | 1,46 | -0,43 |
| Optis | ,018" | 10 | 243,96 | 26,63 | 9,9 | 3,49 | -0,29 |
| | | | | | | | |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 1 | 477,14 | 309,98 | 261,25 | 139,41 | 217,63 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 2 | 480,64 | 323,43 | 269,33 | 245,06 | 223,89 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 3 | 494,03 | 321,05 | 269,55 | 247,74 | 226,20 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 4 | 504,80 | 300,51 | 257,17 | 242,80 | 226,78 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 5 | 486,17 | 322,85 | 265,92 | 242,02 | 223,10 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 6 | 486,75 | 296,39 | 259,51 | 240,86 | 222,50 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 7 | 473,07 | 319,76 | 271,61 | 247,89 | 226,20 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 8 | 517,32 | 323,51 | 271,83 | 248,32 | 237,61 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 9 | 474,52 | 324,78 | 271,75 | 244,18 | 225,25 |
| Esthetic Rhodium | ,018" | 10 | 485,88 | 317,45 | 263,75 | 238,93 | 222,32 |
| | | | | | | | |
| Flexy Thermal | ,018" | 1 | 344,69 | 193,31 | 136,48 | 119,65 | 110,63 |
| Flexy Thermal | ,018" | 2 | 351,96 | 207,02 | 144,06 | 130,72 | 119,37 |
| Flexy Thermal | ,018" | 3 | 350,51 | 198,30 | 143,99 | 128,18 | 113,34 |
| Flexy Thermal | ,018" | 4 | 393,88 | 195,09 | 156,32 | 150,79 | 137,68 |
| Flexy Thermal | ,018" | 5 | 377,00 | 205,73 | 152,86 | 138,08 | 124,89 |
| Flexy Thermal | ,018" | 6 | 345,56 | 164,82 | 135,50 | 112,25 | 99,44 |
| Flexy Thermal | ,018" | 7 | 377,29 | 201,08 | 155,34 | 137,41 | 124,56 |
| Flexy Thermal | ,018" | 8 | 340,03 | 188,85 | 128,33 | 108,21 | 95,07 |
| Flexy Thermal | ,018" | 9 | 358,66 | 190,16 | 145,31 | 131,23 | 121,19 |
| Flexy Thermal | ,018" | 10 | 413,39 | 219,23 | 177,00 | 163,32 | 150,90 |