

CARACTERIZAÇÃO DE FIOS ESTÉTICOS ORTODONTICOS

BÁRBARA JOANA DE OLIVEIRA

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DO NORTE FLUMINENSE DARCY
RIBEIRO – UENF**

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ

Outubro 2017

FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pela Biblioteca do **CCT / UENF**

07/2018

Oliveira, Bárbara Joana de

Caracterização de fios estéticos ortodônticos / Barbará Joana de Oliveira. – Campos dos Goytacazes, 2017.

xi, 54f. : il.

Dissertação (Mestrado em Engenharia e Ciência dos Materiais) -- Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro. Centro de Ciência e Tecnologia. Laboratório de Materiais Avançados. Campos dos Goytacazes, 2017.

Orientador: Rúben Jesus Sánchez Rodriguez.

Área de concentração: Polímeros e compósitos.

Bibliografia: f. 50-54.

1. FIOS ORTODONTICOS - ESTÉTICA 2. POLÍMEROS 3. ORTODONTIA 4. ODONTOLOGIA I. Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro. Centro de Ciência e Tecnologia. Laboratório de Materiais Avançados II. Título

CDD 620.192

CARACTERIZAÇÃO DE FIOS ESTÉTICOS ORTODONTICOS

BÁRBARA JOANA DE OLIVEIRA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Centro de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual do Norte Fluminense, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Engenharia e Ciência de Materiais.

Área de concentração: Polímeros e Compósitos

Orientador: Prof. Rubén J. Sánchez Rodríguez

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ

Outubro 2017

CARACTERIZAÇÃO DE FIOS ESTÉTICOS ORTODONTICOS

BÁRBARA JOANA DE OLIVEIRA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Centro de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual do Norte Fluminense, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Engenharia e Ciência de Materiais.

Aprovada em 11 de outubro de 2017

Comissão Examinadora:

Prof^a.Dsc. Leila C. B. Siqueira (Odontologia) - UNIFLU

Prof.Dsc. Marco Antonio Gallito (Odontologia) - UFF

Prof. Djalma Souza (D.Sc., Engenharia e Ciência dos Materiais) - UENF

Prof. Eduardo Atem de Carvalho (PhD, Engenharia Mecânica) - UENF

Prof. Rubén J. Sánchez Rodríguez (Ph.D., Ciências Químicas) - UENF

Orientador

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino”.

Leonardo da Vinci

À Deus, minha família e ao meu esposo Vinícius.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por mais essa vitória, por me guardar nas estradas, me preservar em saúde, e por me presentear com pessoas especiais, sem Ele nenhuma de minhas conquistas seria possível, Ele é a minha estrutura quando tudo parece querer desabar, me conduziu nos braços até aqui.

O presente trabalho não poderia se concretizar em a contribuição de várias pessoas, e sou grata a cada uma, de forma especial quero agradecer a algumas:

Ao Dr. Rubén Sánchez Rodríguez por toda orientação, pela paciência, dedicação, compreensão e confiança. Sempre me incentivou a ir além dos meus conhecimentos. E em todo tempo se manteve disposto e comprometido com a pesquisa, esclarecendo as dúvidas e transmitindo conhecimentos, além de acreditar no sucesso deste trabalho.

Aos professores Eduardo Atem e Flávio Miguens (in memoriam) pela contribuição e comprometimento nas análises. Aos amigos Katia, Magno, Gabriel e Mariana por toda ajuda.

À CAPES pelo apoio financeiro, na realização deste trabalho.

À UENF pela estrutura física e oportunidade oferecida.

À minha família por estarem sempre comigo. Em especial aos meus pais Aparecida e João, sou grata por todo amor incondicional, vocês são exemplos de dedicação, confiança, dignidade e amor, são responsáveis pela pessoa que me tornei, são minhas raízes mais profundas e sólidas, me sinto honrada por ter vocês como pais!

Ao Vinícius por todo amor e lealdade, pelo companheirismo e incentivo, pela paciência em tolerar as minhas ausências, você me ajudou a me manter firme em meu objetivo!

Aos meus amigos de perto e de longe por tornarem os meus dias mais alegres e me proporcionarem momentos de descontração e alegrias, tornando a vida mais leve e agradável.

Aos meus pacientes por confiarem no meu trabalho, todo aperfeiçoamento é por vocês, por entenderem as ausências e reagendamentos que foram necessários nesse período. À Stella, que segurou a barra nos momentos que precisei.

E a todos que, direta e indiretamente, contribuíram de algum modo para a

realização deste trabalho. Essa vitória não é só minha, é de todos nós! Meus sinceros agradecimentos!

SUMÁRIO

SUMÁRIO	i
Lista de Figuras	iii
Lista de Tabelas.....	v
Lista de Gráficos.....	vi
Lista de abreviações e símbolos	vii
Resumo	viii
Abstract	x
1 - Introdução.....	01
1.1 Objetivo Geral	02
1.2 Objetivos específicos:	02
1.2 Justificativa	03
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	04
2.1 Materiais compósitos na odontologia:.....	04
2.1.1 Polímeros com memória de forma	05
2.2 Fios ortodônticos	06
2.3 Fios Recobertos.....	10
2.4 Fios Reforçados por Fibra de Vidro (FRP).....	11
2.5 Propriedades dos Fios	14
2.5.1 Atrito	14
2.5.2 Resistencia em meio ácido	15
2.5.3 Relaxação de tensão	15
2.5.4 Características superficiais	16
3 - MATERIAIS E MÉTODOS	17
3.1 Materiais Utilizados:.....	17
3.2 Métodos de caracterização:.....	18
3.2.1 Ensaio Mecânico de Tração	18
3.2.2 Ensaio Mecânico de Atrito	20
3.2.3 Análise Mecânico Oscilatório (DMA)	21
3.2.4 Imersão em meio ácido.....	21
3.2.5 Análises de superfícies (MEV)	22
4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES	24

4.1 Ensaio de tração.....	24
4.2 Ensaio de Atrito	30
4.3 Análise Mecânico Oscilatório (DMA).....	39
4.4 Imersão em meio ácido	44
5 - CONCLUSÕES.....	47
6 - PERSPECTIVAS FUTURAS	49
7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	50

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de Classificação dos compósitos (Callister, 2007)	04
Figura 2 - Campos atuais e potenciais de aplicação de PMF biodegradáveis na área biomédica (PILATE F. et al., 2016)	06
Figura 3 – Foto do aparelho ortodôntico com braquetes estéticos. Fio de compósito reforçado com fibra de vidro no arco superior e fio Ni-Ti Recoberto inferior. (Quintão et al., 2009)	09
Figura 4 - Foto do Fio Ni-Ti Recoberto (Arquivo próprio)	11
Figura 5 - Foto do Fio Clear Wire (Arquivo próprio)	13
Figura 6 - Fluxograma da metodologia de pesquisa (Arquivo próprio)	18
Figura 7 - INSTRON modelo 5582, LAMAV/UENF (Arquivo próprio)	19
Figura 8 – Dispositivo Adaptado para Ensaio Mecânico de tração. (Arquivo próprio)	20
Figura 9 - Imagem do equipamento dinâmico-mecânico (DMA) utilizado (Arquivo próprio)	21
Figura 10 - Recipiente com ácido (Coca-Cola®) e fios. (Arquivo próprio)	22
Figura 11 - Microscópio eletrônico de varredura de marca ZEISS, Evo 40, (10kV), disponível no Laboratório de Biologia Celular e Tecidual - LBCT CBB/UENF (Arquivo próprio)	23
Figura 12 – Micrografia MEV do Fio Ni-Ti Recoberto antes (12 - A) e depois (12 - B) do ensaio mecânico de tração.....	29
Figura 13 - Micrografia MEV do Fio Clear Wire antes (13 - A) e depois (13 - B) do ensaio tração.....	30
Figura 14: Esquema da mecânica de deslize (retração do canino). (Arquivo próprio)	31
Figura 15: Dispositivo adaptado para análise	31
Figura 16: Resultado ensaio atrito, gf (grama- força) representa a força máxima 0,00980665 (N). (BANDEIRA, 2010)	37
Figura 17: Micrografia MEV do Fio Clear Wire antes (17-A) e após (17-B) do ensaio mecânico de atrito	38
Figura 18: Micrografia MEV do Fio Ni-Ti Recoberto antes (18-A) e após (18-B) do mecânico de atrito.....	39
Figura 19 - Esquema de força e de tensão. (Arquivo próprio)	43

Figura 20: Micrografia MEV do Fio Ni-Ti Recoberto antes (20-A) e após (20-B) o ensaio de imersão em meio ácido.	45
Figura 21: Micrografia MEV do Fio Clear Wire antes (21-A) e após (21-B) o ensaio de imersão em meio ácido.	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Cronologia dos fios ortodônticos. (Evans, 1996)	08
Tabela 02 - Especificação dos fios ortodônticos (Fabricante/ embalagem)	17
Tabela 03 - Resultados obtidos através do Ensaio Mecânico de Tração, em N.....	27
Tabela 04 -Valores obtidos nas dos Ensaio Mecânicos de Atrito.....	36
Tabela 05 -Taxa do módulo de Relaxação dos fios Clear Wire e Ni-Ti Recoberto.....	41

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 01 - Ensaio Mecânico de Tração – amostra Ni-Ti 01	24
Gráfico 02 - Ensaio Mecânico de Tração – amostra Ni-Ti 02.....	25
Gráfico 03 - Ensaio Mecânico de Tração – amostra Ni-Ti 03	25
Gráfico 04 - Ensaio Mecânico de Tração – amostra Clear Wire 01.....	26
Gráfico 05 - Ensaio Mecânico de Tração – amostra Clear Wire 02	26
Gráfico 06 - Ensaio Mecânico de Tração – amostra Clear Wire 03.....	27
Gráfico 07 - Resistencia máxima registrada no Ensaio Mecânico de Tração, Mpa.....	28
Gráfico 08 - Ensaio 01 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto.....	32
Gráfico 09 - Ensaio 02 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto.....	32
Gráfico 10 - Ensaio 03 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto.....	33
Gráfico 11 - Ensaio 04 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto.....	33
Gráfico 12 - Ensaio 05 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire.....	34
Gráfico 13 - Ensaio 06 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire.....	34
Gráfico 14 - Ensaio 07 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire.....	35
Gráfico 15 - Ensaio 08 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire.....	35
Gráfico 16 - Comparativo resultados Ensaio Mecânicos de Atrito: Clear Wire X Ni-Ti Recoberto.....	36
Gráfico 17 - Módulo de Relaxação VS tempo do fio Clear Wire.....	40
Gráfico 18 - Módulo de Relaxação VS tempo do fio Ni-Ti Recoberto	40
Gráfico 19 – Deformação (%) VS Tempo (min.)	42

LISTA DE ABREVIações E SÍMBOLOS

DMA - Análise Dinâmico Mecânica

Gf – Grama- força (0,00980665 N)

FRC - Compósito reforçado com fibras

FRP - Fios estéticos reforçados por fibra de vidro

MEV - Microscópio Eletrônica de Varredura

Mpa – megapascal

N - newton

Ni-Ti- Liga Níquel-Titânio

PFM - Polímeros com memória de forma

SMP's - Polímeros com memória de forma

TG - Termogravimetria

TMA - Liga Molibdênio-Titânio

'' - Polegada (equivale a 2,54cm)

°C – Grau Celsius

% - Porcentagem

Resumo da dissertação apresentada ao CCT/UENF como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Mestre em Engenharia e Ciências dos Materiais.

CARACTERIZAÇÃO DE FIOS ESTÉTICOS ORTODONTICOS

Bárbara Joana de Oliveira

Orientador: Prof. Rubén J. Sánchez Rodríguez

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo a caracterização de dois fios ortodônticos estéticos já comercializados, determinando algumas das propriedades desses fios, com o intuito de avaliar suas limitações no tratamento ortodôntico. A caracterização morfológica e mecânica foi realizada utilizando a análise mecânica em condições oscilatórias (DMA) e ensaios mecânicos de atrito e tração, assim como a análise superficial com auxílio da técnica de microscopia eletrônica de varredura (MEV) antes e após essas análises e após o tratamento por imersão em meio ácido. Os resultados alcançados foram confrontados com as informações fornecidas pelos fabricantes e a literatura existente.

Na análise de DMA o fio Clear Wire apresentou uma curva de relaxação mais acentuada associada a um período de tempo menor que o fio Ni-Ti Recoberto, consequência de um menor tempo de relaxação. Os valores obtidos dos testes com fio Clear Wire são significativamente mais baixos em relação aos valores obtidos dos testes com fio Ni-Ti Recoberto. O comportamento significa o menor tempo de atuação odontológica deste material podendo ser a movimentação dentária prejudicada se o fio Clear Wire não for ajustado ou trocado em tempo adequado.

Na análise de atrito o fio reforçado por fibra de vidro (FRP) apresentou coeficiente de atrito menor do que o fio Ni-Ti Recoberto, o que o coloca em vantagem pois facilita o movimento na mecânica ortodôntica de deslize.

Na análise superficial fios ortodônticos por imersão em meio ácido, o fio Clear Wire apresentou pequenas áreas de desgastes na superfície, de menor relevância que as alterações observadas no fio Ni-Ti Recoberto; essas alterações influenciam negativamente a estética e comprometem suas propriedades mecânicas.

A pesquisa elucida pontos relevantes entre os fios estudados e literatura correspondente, importante como base científica para o ortodontista clínico se amparar, e são indicativos para direcionar novas pesquisas que permitam aprimorar materiais e métodos de fabricação dos fios odontológicos do ponto de vista funcional e também estético.

PALAVRAS CHAVE: Fios estéticos; Polímero; Ortodontia; Odontologia.

Abstract the dissertation presented to the CCT / UENF as part of the requirements for the degree of Master of Engineering and Materials Science.

CHARACTERIZATION OF ORTHODONTIC AESTHETICAL WIRE

Bárbara Joana de Oliveira

Advisor: Prof. Rubén J. Sánchez Rodríguez

ABSTRACT

The objective of this study is to characterize the aesthetic yarns or orthodontics already marketed, determining some of the devices' needs, in order to evaluate their limitations without orthodontic treatment. Once the mechanical analysis was performed, use mechanical analysis in oscillation conditions (DMA) and mechanical friction and tensile tests, such as a surface analysis using scanning electron microscopy (SEM) before and after analysis and after treatment by immersion in acid medium. The results achieved were compared with information provided by manufacturers and an existing literature.

In the DMA analysis the Wire Clear Wire presented a more pronounced relaxation curve associated to a shorter time with the Ni-Ti Recoberto wire, due to a shorter relaxation time. The Levels of Control of Yarns With Alignment of Inflation Levels. Ni-Ti Recoberto. The behavior means the least time of dental updating of this material and may be an impaired tooth movement if the Clear Wire is not adjusted or changed in a timely manner.

In the analysis of lightning by fiberglass (FRP) presented coefficient of friction lower than the wire Ni-Ti Recoberto, which is the best for the promotion of movement in orthodontic sliding mechanics.

In the analysis of orthodontic surface wires by immersion in acidic medium, the light yarn present small areas of surface wear, of lesser importance than asper

observed in the Ni-Ti Recoberto wire; do not negatively influence aesthetics and compromise their mechanical properties.

Research and reference, as a scientific basis for the clinical orthodontist to support, and are indicative to direct new research to improve materials and methods of manufacturing dental wires from a functional and aesthetic point of view.

KEY WORDS: Aesthetic threads; Polymer; Orthodontics; Dentistry.

1 INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico se constitui pela correção das posições dentárias dentro da base óssea, corrigindo posições dentárias que estejam incorretas; todo o tratamento só é iniciado depois de se fazer uma minuciosa anamnese, avaliação e um minucioso diagnóstico (baseado em exame clínico e radiológicos, fotografias, cefalometrias e modelos de gesso) e após o planejamento do tratamento, que deve ser individualizado. O aparelho ortodôntico multi braquetes é amplamente usado, mesmo já tendo outras alternativas. Os braquetes são fixados diretamente aos dentes, através de um sistema adesivo próprio. Tradicionalmente os braquetes são constituídos de metal, nas últimas décadas houve grande avanço na estética dos braquetes, temos braquetes compósitos e cerâmicos. O arco (fio) ortodôntico é um dos componentes mais importantes no tratamento, utiliza-se uma variedade deles durante o período de tratamento. Os arcos são feitos de metal e não acompanharam o desenvolvimento dos braquetes. (Imai, 1999)

A execução do tratamento pode ser dividida em três etapas. Cada etapa necessita de fios com propriedades específicas para a função a ser executada. Primeira etapa: Nivelamento e alinhamento dos dentes na mandíbula e maxila. No início do tratamento os dentes, principalmente os dentes anteriores, apresentam apinhamentos, desnivelamentos e rotações. Fios usados na etapa de alinhamento e nivelamento: deverão ser fios de baixo calibre, com propriedade memória de forma, produzidos de acordo com a arcada dentária do paciente. A medida que são presos nos braquetes que são fixados nos dentes desalinhados e desnivelados tendem a promover a movimentação dentária à medida que dissipam força. Os fios usados nessa etapa são os Ni-Ti (Liga Níquel-Titânio). Segunda Etapa: Raiz e mordida correções. Os dentes foram substancialmente nivelados e alinhados durante a primeira fase de tratamento e a resiliência do fio é menos crítica. No entanto, o fio é obrigado a ter uma maior força de torque para corrigir a posição das raízes, assim como a manipulação das formas arco. Usamos fios Ni-Ti mais calibrosos ou fios de aço que aceitam dobras. Terceira Etapa: A fase final de tratamento envolve ajustes finos e pequenas correções de posições dentes, torques, rotações. Nessa etapa usamos fios de aço de baixo calibre, que aceitam algum nível de deformação e também aceitam dobras. A odontologia além da saúde e função está muito

relacionada a estética. A ortodontia é uma das especialidades que mais se relacionam com a estética; o tratamento ortodôntico se estende por vários meses é muito importante a aparência dos acessórios ortodônticos (braquetes, fios, ligaduras elastoméricas), a preocupação com a imagem do sorriso durante o tratamento tem crescido significativamente, e influencia os pesquisadores na busca por materiais mais agradáveis visualmente, sem perda das propriedades. (Hershey, 1988; Cabrera, 2004).

1.1 Objetivo Geral:

Caracterização morfológica e mecânica dos fios ortodônticos Clear Wire e Arco Estético Ni-Ti Recoberto e comparação dos resultados com os da literatura em função de sua aplicação.

1.2 Objetivo específico:

Caracterizar os fios ortodônticos: Clear Wire 0.018” fabricado pela Biomers Products, LLC e Arco Estético Ni-Ti Recoberto Fabricado pela Dental Morelli LTDA.

- A realização de Ensaio de Tração pretende avaliar a propriedade de deformação da amostra e seu impacto no uso odontológico.
- O Ensaio de Atrito irá avaliar a propriedade coeficiente de atrito dos fios e como o atrito influencia diretamente na movimentação ortodôntica.
- A Realização de ensaios oscilatórios (DMA) visa avaliar a propriedade de relaxação da tensão, analisando como a propriedade influencia o seu uso ortodôntico.
- A Imersão em meio ácido tem o intuito de avaliar a propriedade de resistência ao meio ácido, e visa comparar os fios após as análises e suas alterações, indicando a viabilidade do uso dos fios na cavidade oral.
- MEV irá avaliar a propriedade topografia superficial dos fios antes e após as análises tração, atrito e imersão em meio ácido, avaliando as alterações sofridas pelos fios e a relevância delas.

1.3 Justificativa

A realização desse trabalho contribuirá para os campos, econômico, científico, tecnológico.

A busca pela estética dentária, e a estética durante o tratamento dentário é um fator de relevância para os pacientes. Braquetes ortodônticos estéticos tem se tornado uma realidade incontornável nos consultórios, oferecendo uma alternativa para suportes de metal, no entanto, o mesmo não acontece com os fios estéticos.

O fio Ni-Ti Recoberto apresenta falhas e trincas visíveis em seu recobrimento, o que varia de acordo com o tempo do arco na cavidade oral, com a dieta e higiene do paciente; influenciando não só a estética, mas também a mecânica do fio. O fio Clear Wire não é indicado para todos os tipos de tratamento, pois apresenta sérios problemas com relação a sua durabilidade, é indicado nas fases iniciais do tratamento ortodôntico, quando existe os desalinhamentos dentários, e os fios são trocados com mais frequência, a sua estrutura é frágil, em relação às ligas metálicas, quando em contato com a cavidade bucal por longo período de tempo. (IMAI et al, 1999).

Os fios estéticos pesquisados possuem limitações, como a manutenção das características mecânicas e estéticas, principalmente quando em maior tempo na cavidade oral. A literatura e pesquisas na área vem estudando essas limitações e buscando maneiras de reduzi-las, com diferentes materiais, formas de fabricação e/ou recobrimento dos fios ortodônticos.

A necessidade de utilização de materiais estéticos é crescente, o que impulsiona a busca constante e inovadoras de tecnologias para a produção de novos materiais estéticos, economicamente viáveis e tecnologicamente avançados, o que justifica a pesquisa desta dissertação, que estudará o comportamento mecânico de fios estéticos, analisando suas propriedades confrontando estas com a literatura, a fim de direcionar as modificações necessárias nestes materiais que permitam aprimorar os fios ortodônticos desde o ponto de vista funcional e estético.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Materiais compósitos na odontologia

São aqueles que possuem pelo menos dois componentes ou duas fases com propriedades distintas em sua composição. Separadamente os constituintes do compósito mantêm suas propriedades, mas quando misturados formam um material com propriedades diferentes a seus componentes. As fases dos compósitos são chamadas de matriz (que pode ser de três tipos, cerâmica, polimérica e metálica) e a fase dispersa (geralmente fibras ou partículas) que se denomina carga. A matriz geralmente é um material contínuo que envolve a fase dispersa. As propriedades do compósito sofrem influências de uma junção de fatores como a geometria da fase dispersa, distribuição, orientação e também da compatibilidade interfacial entre os constituintes da mistura. (Neto, 2009).

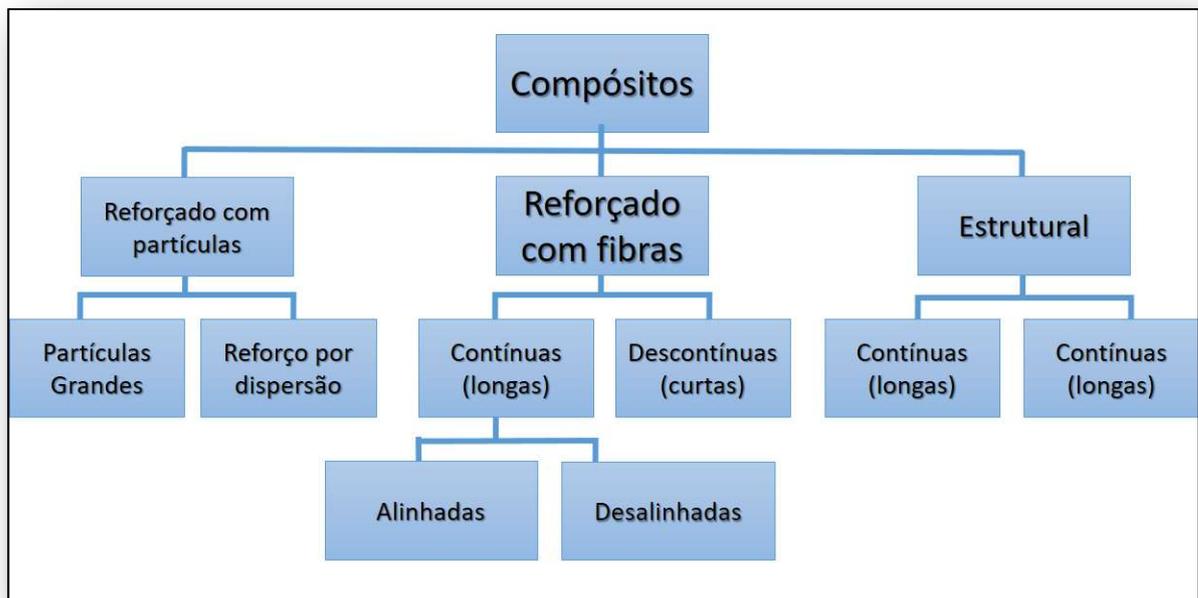


Figura 01: Esquema de Classificação dos compósitos (CALLISTER, 2007)

A utilização de materiais compósitos é abrangente na odontologia, usados como materiais restauradores, cimentos resinosos, braquetes, instrumentais, entre

outras aplicações. A biocompatibilidade é o principal motivo de amplo uso na odontologia. As propriedades finais de um compósito dependem diretamente das características das fases constituintes (fibra/matriz), da quantidade relativa e da geometria da fase dispersa (reforço). (Kaw, 2006).

Além das características físicas e morfológicas das fases constituintes, a performance final dos compósitos depende de propriedades mecânicas, tanto da matriz quanto do reforço, e da efetiva interação fibra/matriz. (Ventura, 2009).

2.1.1 Polímeros com memória de forma

Os polímeros com memória de forma (PMF) tem atraído a atenção de pesquisadores da área tecnológica, esses polímeros apresentam a capacidade de recuperar a geometria original, mesmo após ter sofrido tensões e deformações, são considerados materiais inteligentes e promissores. As aplicações na área médica em dispositivos inteligentes, eletrônicos flexíveis, aplicações aeroespaciais e indústria em geral tem crescido constantemente. Muitas são as qualidades desejáveis desses materiais como: baixa densidade, potencialmente reciclável, custo relativamente baixo, alta tensão recuperável dentro de uma ampla gama de estímulos, transparência, estabilidade química e modificação, processamento mais fácil, biocompatibilidade e biodegradabilidade, além da propriedade de voltar a sua forma inicial mediante algum estímulo (aquecimento, aquecimento por radiação e laser, microondas, pressão, umidade, vapores de solvente e alteração dos valores de pH. (Pilate F. et al.,2016 e Balk M., et al.,2016)

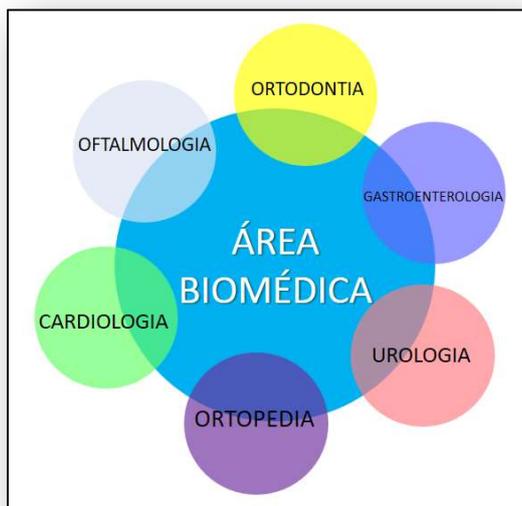


Figura 02: Campos atuais e potenciais de aplicação de PMF biodegradáveis na área biomédica.
(Pilate F. et al.,2016)

2.2 Fios ortodônticos

Os pioneiros da ortodontia usavam ligas de ouro, até o início 1950. O aço inoxidável foi introduzido na prática ortodôntica em 1929, quando Renfert, uma empresa norte americana, começou a vender fios feitos a partir destas ligas. Em uma conferência no ano de 1931, Norris e Taylor George Paffenbarger introduziram o aço como substituto para o ouro alegando que contou com maior resiliência e era menos propenso a quebrar sob estresse. Em 1933, o fundador do Rocky Mountain Orthodontics, Archie Brusse, foi quem sugeriu pela primeira vez que a aplicação clínica do aço inoxidável em ortodontia durante a reunião da Sociedade Americana de Ortodontia em Oklahoma City. (Quintão et al., 2009).

Na década de 1940 a Elgin Watch Company desenvolveu a liga de cobalto-crômio, composto de cobalto (40%), crômio (20%), prata (16%) e níquel (15%). Na década de 1960, essas ligas foram encontrando seu caminho em Ortodontia prática e foram patenteados como Elgiloy® por Rocky Mountain Orthodontics. Estas ligas possuem propriedades mecânicas que são semelhantes ao aço inoxidável. Alguns anos mais tarde, surgiram novas ligas Liga de beta-titânio. Essas ligas sofrem alterações no rearranjo estrutural de seus átomos quando submetidas a um tratamento térmico. As primeiras aplicações clínicas dessa liga em ortodontia ocorreu

em 1980, quando foi lançado e ganhou ampla aceitação clínica e popularidade. É comercialmente disponível como "TMA" (molibdênio titânio liga). Ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas pela Laboratório Naval EUA em Silver Spring, Maryland, pelo pesquisador William Buehler, que foi o primeiro observar o chamado "efeito de memória de forma" típica deste material. (Kusy, 2002).

No ano de 1972 Unitek Corporation produziu a liga de Níquel Titânio para uso clínico. Mas, naquela época, a liga Ni-Ti não possuía efeito memória de forma ou superelasticidade. Mesmo assim, foi considerada como um avanço para a obtenção de forças leves sob grandes ativações. (Quintão, 2009).

Em 1976, várias marcas de fios ortodônticos de níquel-titânio foram lançadas no mercado e foram caracterizados como materiais de alta recuperação elástica e baixa rigidez, conquistando aceitação clínica generalizada devido a estas propriedades. (Kusy, 2002).

A liga japonesa Ni-Ti estava se difundindo, metais nobres, como ouro, platina e paládio, foram utilizados para confecção dos fios ortodônticos, até a década de trinta. Porém, devido ao alto custo desses materiais, houve a necessidade de buscar materiais alternativos, como o aço inoxidável, por exemplo, que possui baixo custo e alta tolerância tecidual. O uso comercial das ligas níquel-titânio começou na década de 1990. (Cury, 2012; Kusy, 2002).

Em meados dos anos 1990, fios de níquel-titânio com a adição de cobre (CuNi-Ti) se tornou disponível no mercado. Eles consistem basicamente de níquel, titânio, cobre e crômio. Devido a incorporação do Cobre esses fios passaram a apresentar propriedades térmicas mais definidas do que os fios Ni-Ti superelásticos, enquanto produz um notável sistema de forças com maior controle sobre a movimentação dentária. (Quintão et al., 2009).

FASES	LIGAS	CRONOLOGIA
FASE I	Ouro	Da virada do século XIX ao início da década de 40
	Aço inoxidável	Década de 40 em diante
FASE II	NiTi estabilizado	Década de 70 em diante
	Beta-titânio	Década de 80 em diante
FASE III	NiTi superelástico (austenítico ativo)	1985 em diante
FASE IV	NiTi termodinâmico (martensítico ativo)	Década de 90
FASE V	NiTi gradualmente termodinâmico	Década de 90
FASE VI	Fios metálicos com cobertura estética	Década de 90
FASE VII	Fios de composto polimérico revestidos com fibra de vidro	Em estudos laboratoriais desde 1994, lançados no mercado 2008

Tabela 01: Cronologia dos fios ortodôntico. (Evans, 1996)

Independentemente da estrutura metálica, ligas ortodônticas podem sofrer corrosão de vários graus, devido aos efeitos do pH, temperatura, enzimas e microrganismos. A corrosão provoca a desintegração de aparelhos ortodônticos, liberação de elementos constitutivos e deterioração de suas propriedades mecânicas e clinicamente desejáveis. Fios ortodônticos estão constantemente envolvidos com braquetes usando ligaduras, portanto, torna o local de interação propício para a corrosão, alterando sua topografia pode trazer mudanças favoráveis nas características de corrosão. (Krishnan, 2015).

No final da década de 70 várias empresas começaram a produzir braquetes não metálicos. Os braquetes estéticos representam uma realidade na clínica ortodôntica. No entanto os fios não evoluíram da mesma maneira. Diversos tipos de fios ortodônticos estéticos já foram lançados, como: fios metálicos com cobertura de teflon, fios metálicos recobertos por resina epoxídica, fios ortodônticos 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. (Quintão et al., 2009).

Pode ser visto na FIGURA 03 uma foto do aparelho ortodôntico com braquetes estéticos. Fio de compósito reforçado com fibra de vidro no arco superior e fio Ni-Ti Recoberto inferior.



Figura 03: Foto do aparelho ortodôntico com braquetes estéticos. Fio de compósito reforçado com fibra de vidro no arco superior e fio Ni-Ti Recoberto inferior. (Quintão et al., 2009).

O comportamento dos fios ortodônticos, apesar de também depender de sua interação com a ranhura dos braquetes, é principalmente governado por características intrínsecas próprias. Tais características seriam suas propriedades físicas, abrangendo as alterações nas superfícies, dureza e flexibilidade do material. alterações nas superfícies respondem pela modulação do coeficiente de atrito, sendo estas grandezas diretamente proporcionais e responsáveis pela intensidade de fricção superficial produzida. A dureza dos fios também tem participação na intensidade friccional produzida, dependendo, porém, da força normal observada após o contato do material com a ranhura dos braquetes ortodônticos. (Fernandes, D. J. et. al., 2008).

2.3 Fios Recobertos

Os primeiros fios estéticos eram compostos por uma liga metálica e recobertos com uma camada de Teflon (politetrafluoretileno) ou de resina epoxídica, de cor similar ao dos dentes ou polietileno. Braquetes cerâmicos ou compósitos transparentes atendem à demanda de braquetes estéticos. Para corresponder a esses suportes, os fios Ni-Ti Recoberto são modificados por resina. A utilização de recobrimentos poliméricos em fios ortodônticos pode proporcionar, além de soluções esteticamente desejadas, uma diminuição das alterações superficiais, favorecendo a mecânica de deslizamento. Na ortodontia, têm-se encontrado fios com recobrimentos de resina epoxídica, teflon e polietileno.(Husmann et al., 2002).

Segundo Proffit et. al. (2008) as coberturas usadas nos fios metálicos possuem baixa resistência no meio bucal, o que ocasiona falhas e trincas no revestimento, expondo o fio metálico e prejudicando a estética. KUSY em 1997, também registrou alterações do revestimento e cor do fio.

Kapila et al., (1990) e Saunders & Kusy, (1994) afirmam que determinados fatores influenciam nas propriedades mecânicas dos fios ortodônticos, principalmente na mecânica de deslizamento. Eles dependem basicamente das características, da forma e natureza dos braquetes; das características inerentes ao fio e ao tipo de ligadura, e, finalmente, do meio ambiente bucal, uma vez que não só o biofilme dental, mas também a presença de saliva, podem levar a corrosão e influenciar a intensidade da força ortodôntica e, conseqüentemente, a movimentação dental. Fios recobertos pela resina epoxídica apresentam boa estética, resiste a deformação, manutenção das características superelásticas, baixa fricção; mas é preciso aperfeiçoar a técnica para que a resina não se solte do fio.

Elayyan et. al. (2008) durante estudo das propriedades de fios metálicos recobertos concluíram que aproximadamente 25% da cobertura do fio foi perdida durante o uso, prejudicando significativamente a estética. Os revestimentos de politetrafluoretileno - PTFE ou Teflon, é um polímero fluoretado quimicamente inerte, com elevada resistência oxidativa e térmica, com baixa tensão superficial. No entanto a literatura carece de mais pesquisas sobre o seu uso como recobrimento de arcos ortodônticos.

Ainda um fator importante é que como o diâmetro dos fios metálicos revestidos aumenta com o revestimento a deflexão do fio é menor quando comparadas ao fio metálico convencional. (Bandeira, 2010; Elayyan 2010).

Os fios durante a movimentação ortodôntica devem promover forças apropriadas aos dentes, e apresentar propriedades satisfatórias além de atender as necessidades estéticas. (Santoro, 2011).

Um exemplo de fio recoberto é o fio Ni-Ti Recoberto superelástico estético fabricado pela Dental Morelli LTDA. Composição do Recobrimento: Resina de resina epoxídica. Os fios que apresentam a cobertura de resina epoxídica sofrem um processo de revestimento através de deposição por incrustação dessa resina na base do fio, de espessura 0,002 polegada, que proporciona uma forte adesão entre a cobertura e o fio interno. (Fonte: Embalagem do produto/ fabricante).

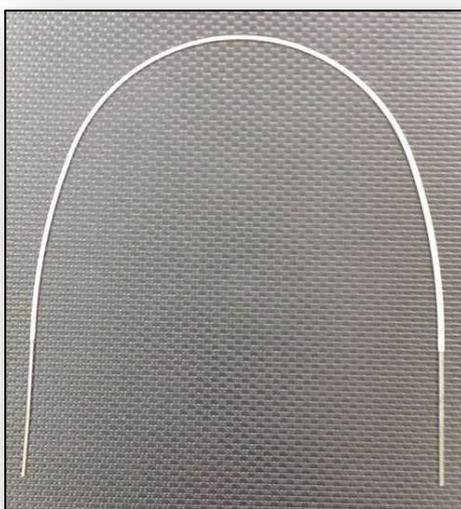


Figura 04: Foto do fio Ortodôntico Ni-Ti Recoberto. (Arquivo próprio)

2.4 Fios Reforçados por Fibra de Vidro (FRP)

Devido à grande demanda de estética e a lacuna que existia no mercado de fios ortodônticos estéticos que fossem mecânica e esteticamente eficientes, as indústrias avançam na produção de um novo tipo de fio estético: os fios reforçados por fibra de vidro, projetados com uma matriz polimérica poli metil metacrilato (PMMA)

e fibras de vidro como reforço, resultando em um fio translúcido. (Imai, 1999; Zufall, 1998).

A fabricação dos fios FRP são através de uma extrusora, de onde os feixes de fibras são puxados, depois umedecidos por uma resina de monômero, em seguida o monômero é curado com calor e pressão, polimerizando. Durante o processo de cura define-se a morfologia do corte transversal desejado (redondo, retangular). (Valiathan, 2006).

Alguns tipos de fios FRP foram testados para avaliar a cito toxicidade dos fios ortodônticos estéticos feitos à base de resina polimérica reforçada com fibras de vidro, por três diferentes parâmetros de viabilidade celular. Foram preparados, de acordo com normas internacionais, extratos de amostras do fio Optis® Preformed Archwire intactos ou multiseccionados (em seções de 10 mm) e, como referência, fios de aço inoxidável do mesmo fabricante. E conclui-se que, de acordo com os dados apresentados, diferentes parâmetros de viabilidade celular apontam para uma biocompatibilidade similar entre os dois tipos de fios, ambos acima de níveis internacionalmente aceitos. (Abreu et al, 2010)

Jancar et al, 1990 relataram os seguintes modos possíveis de falha de materiais complexos de fibra de polímero: divisão transversal, de falha na tração, soltando fibras, falha de interface matriz x reforço, falha devido à compressão localizada vincada da fibra.

Um exemplo de fio estético polimérico é o Clear Wire. Fio estético produzido pela BioMers Products companhia situada em Singapura e em Miami. O fio possui boa elasticidade e está limitado principalmente para a fase inicial do tratamento ortodôntico. Pela sua composição polimérica de aparência translúcida naturalmente combina com o esmalte dentário, resultando em uma aparência estética satisfatória quando usado com braquetes estéticos de materiais plásticos ou cerâmicos. O Clear Wire está disponível para distribuidores e com uma variedade de nomes, como OPTIS™ (TP Orthodontics), Illusion™ (DynaFlex), Bai Mo (Anderson), translucent Arch Wire (BioMers Products), etc. Embora os nomes comerciais sejam diferentes, todos são o mesmo fio. A higiene e dieta devem ser controlados a fim de manter as características do Clear Wire, mostrado na figura 5. (site oficial da Biomers)

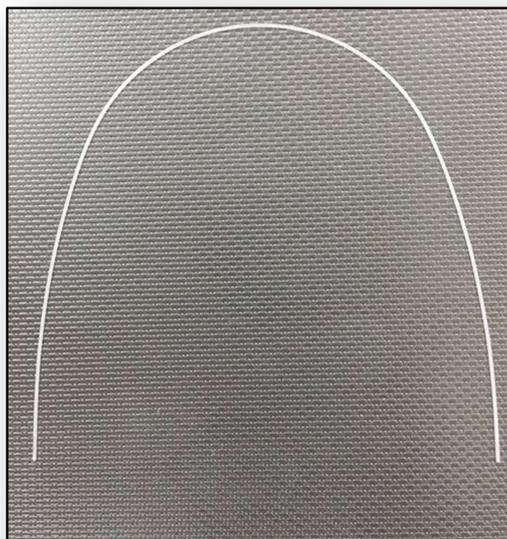


Figura 05: Foto do fio Clear Wire (Arquivo próprio)

2.5 Propriedades dos Fios

Os Fios Ortodônticos apresentam características, propriedades e aplicações únicas, que permitem a sua utilização nos mais diversos casos. Através dos estudos de suas propriedades, os ortodontistas devem encontrar os que melhor se adaptam aos casos clínicos que estão trabalhando. Novas interações entre os fios permitirão que novas técnicas sejam criadas e melhor aplicadas. Desta forma, é essencial que sejam conhecidas as suas indicações e contraindicações, para que o resultado de um plano de tratamento possa trazer ao paciente uma melhor qualidade de vida e ao profissional, mesmo tempo clínico de cadeira e menor tempo de tratamento.

2.5.1 Atrito:

A força de atrito é resultante da pressão perpendicular entre duas superfícies contrárias, no caso, fio e braquete. Essa força é paralela às superfícies e o sentido é sempre contrário ao deslocamento (Souza, 2006).

O atrito é uma das características que atuam diretamente no movimento ortodôntico, quando a força de atrito entre o fio e braquete é alta resulta na diminuição efetiva da movimentação dos dentes. Não é possível eliminar o atrito durante a movimentação ortodôntica, porém é possível minimizar os efeitos melhorando as características do conjunto fio/braquete, reduzindo, assim, a magnitude de forças aplicadas nos dentes (Kusy, 1997).

Outros autores nomeiam como fricção, que pode ser definida como a grandeza contrária à movimentação de um corpo em relação tangencial à superfície de outro, atuando em sentido oposto à tendência de deslocamento do mesmo. (Berger, J. L, 1990; Angolkar et al., 1990).

Apesar disto, sem o atrito, muitas movimentações não seriam possíveis, tais como, correção de dentes com rotações, verticalização de dentes inclinados e preparo de unidades para ancoragem, ou seja, agrupamento de dentes estabilizados que auxiliam a movimentação ortodôntica de um ou mais de dentes (Kusy, 2002).

Uma das propriedades mecânicas importantes é o atrito que as ligas dos fios ortodônticos provocam na mecânica de deslizamento. Os diferentes tipos de cobertura alteram algumas propriedades dos fios, tais como atrito e fricção. Observa-se ainda

que a cobertura de teflon impede completamente o processo de corrosão do fio (Quintão, 2009)

A literatura relata através de Bandeira (2010), que os fios de Ni-Ti Recoberto, apresentam níveis maiores de força de atrito, ao longo de seu uso na cavidade oral, quando comparados com os fios de Ni-Ti convencionais. E os fios de FRP apresentaram até 40% menos de atrito quando comparados aos outros materiais,

Os coeficientes de atrito e taxas de desgaste dos fios FRP's são melhores do que os de ligas metálicas usadas. (Varela et al. 2004)

2.5.2 Resistencia em meio ácido:

Pelo fato dos fios ortodônticos manterem proximidade com a mucosa bucal por longos períodos de tempo, precisam ser resistentes à corrosão em ambiente líquido, não devem permitir a liberação de íons na cavidade bucal e nem gerar respostas alérgicas. Ou seja, o fio deve apresentar biocompatibilidade com os tecidos bucais. (Quintão, 2009).

Na boca existe tanto o meio seco como o úmido. O ambiente seco ocorre quando a saliva é expulsa das superfícies de contato entre braquete e fio, deixando uma superfície "seca". Já o ambiente úmido é aquele em que a saliva envolve as superfícies.

2.5.3 Relaxação de tensão:

A relaxação da tensão diz respeito à máxima elasticidade e flexibilidade, ao intervalo de ativação e deflexão do fio e ao quanto esse fio pode ser trabalhado. Valores altos de relaxação necessitam mais ativações e mais trocas de fios.

Quando pressionamos o fio ortodôntico dentro do slot do braquete com o intuito de corrigir um dente desalinhado, este ato de flexão no fio ocasionará um aumento do estresse. Quando o fio relaxa rapidamente a tensão perde a força necessária para movimentação ortodôntica. (Gurgel, 2001).

Varela et al. (2004) relatou diminuição do estresse, enquanto sendo realizada em uma tensão constante exibiu comportamento visco elástico polimérico. A tensão

diminuiu cerca de 2%, dependendo do nível de deformação inicial durante um período de até 2 horas. A taxa de relaxamento diminuiu durante o primeiro período de 24-48 h, e depois aproximou-se de um valor constante. O que confere aos fios FRP's relaxação de tensão moderada. A tensão do polímero (cerca de 20-23 MPa) é menor do que o de Ni-Ti convencional (45-60 Mpa), necessitando ser trocado com maior frequência para manutenção das forças.

2.5.4 Características superficiais:

As características superficiais dos fios, bem como sua topografia são de extrema importância, uma vez que determinam a área de contato com os tecidos bucais e com os acessórios ortodônticos. Podendo afetar a estética e também sua movimentação ortodôntica. Defeitos na superfície interferem no atrito e podem afetar diretamente a mecânica de deslize, também podem ser desencadeadores de corrosão, de acúmulo de placa bacteriana e até mesmo liberação de íons indesejáveis na cavidade oral. Conhecer as características superficiais são de extrema importância para avaliarmos as demais propriedades. (Pedro, 2011)

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais Utilizados

Os fios que foram caracterizados são os seguintes

- a) Fio ortodôntico estético Clear Wire
- b) Fio ortodôntico estético Ni-Ti Recoberto

Especificados na tabela 02:

FIOS ORTODÔNTICOS	NITI RECOBERTO	CLEAR WIRE
COMPOSIÇÃO QUÍMICA	58% de Ni, restante de Ti. Recobrimento: resina epoxídica	Polímero reforçado por fibras
FABRICANTE	Morelli Ortodontia	TP- Ortodontics
DIÂMETRO	0,018" (0,45mm)	0,018" (0,45mm)
CARACTERÍSTICAS	OPACO	TRANSLÚCIDO

Tabela 02 - Especificação dos fios ortodônticos (Fabricante/ embalagem)

3.2 Métodos de Caracterização

A pesquisa foi realizada obedecendo esquematicamente ao seguinte fluxograma:

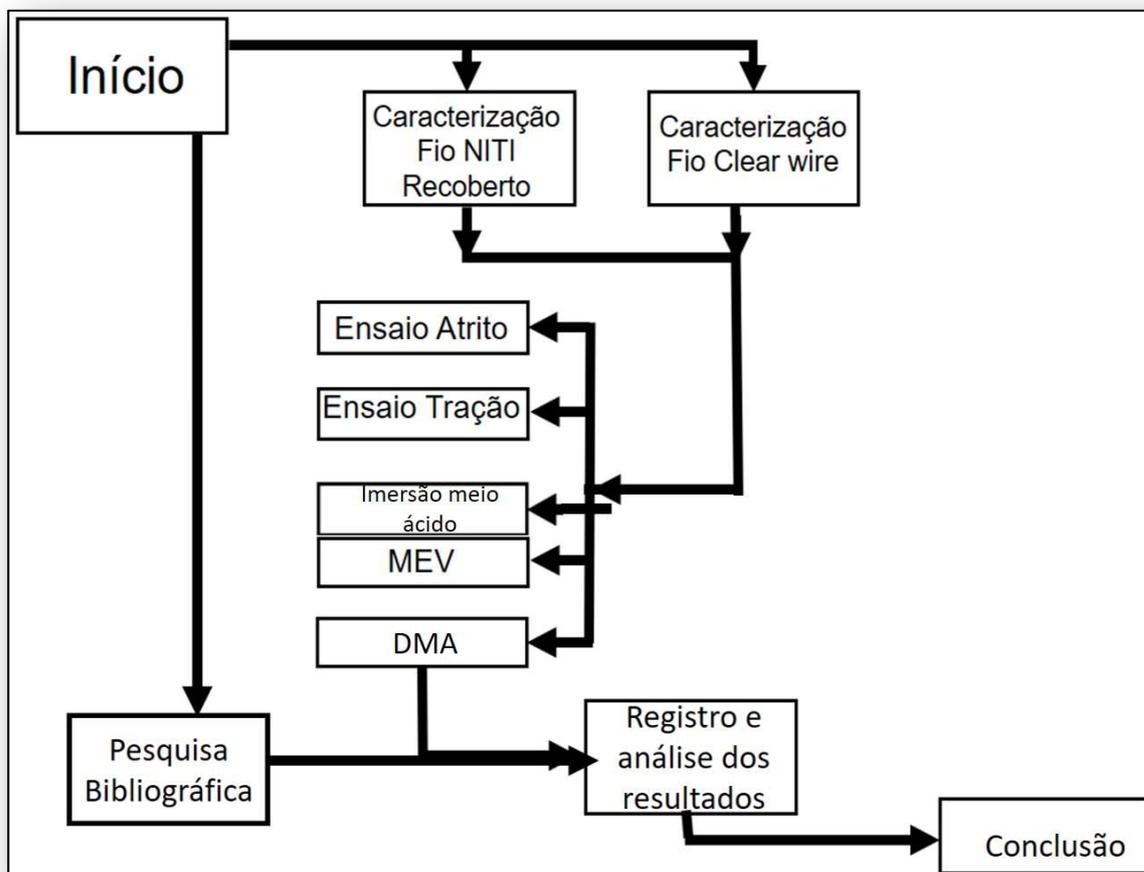


Figura 06: Fluxograma da metodologia de pesquisa. (Arquivo próprio)

3.2.1 Ensaio Mecânico de Tração

Consiste na aplicação de carga de tração uniaxial crescente a amostra até a ruptura. Devido ao fato desse ensaio permitir deformações uniformemente distribuídas em todo o corpo e, como é possível fazer com que a carga cresça lentamente durante o teste, pode-se medir de maneira satisfatória a resistência do material (Dalcin, 2007; Callister, 2007)

Na tentativa realizar esse ensaio com sucesso, tentamos diferentes maneiras de prender os fios a INSTRON modelo 5582: inicialmente tentamos fixar os fios

diretamente a INSTRON como em Bandeira (2010) e tivemos insucesso; posteriormente fixamos os fios com fitas de cobre finas e os prendemos às garras da INSTRON e tivemos insucesso; tentamos também os fios presos com cianocrilato em lâmina de alumínio e presos as garras da INSTRON. Em todas as tentativas tivemos insucesso pois os fios escorregavam ou apresentavam falhas nas garras.

- Número de amostras: 06 amostras (03 Ni-Ti Recoberto e 03 Clear Wire)
- Diâmetro do fio: 0,018" (0,45mm).
- Comprimento: 4 cm a 5 cm.



Figura 07: INSTRON modelo 5582, LAMAV/UENF. (Arquivo próprio)

3.2.2 Ensaio Mecânico de Atrito

O ensaio mecânico da fricção superficial foi realizado máquina de ensaios INSTRON modelo 5582, LAMAV/UENF conforme figura 7.

- Número de amostras: 04 de cada fio
- Diâmetro do fio: 0,018" (0,45mm).

- Comprimento: 4 cm a 5 cm.
- Velocidade: 0,5 cm/min.
- O dispositivo foi adaptado para a análise:

Acoplada à célula de carga da Instron, um parafuso preso a uma extremidade do fio. Acoplada a base da Instron outro Parafuso, com face planificada. A base planificada do parafuso fixamos com adesivo instantâneo universal Super Bonder cinco braquetes da marca Morelli (na prescrição de Edwise, slot 22).

O segmento de fio fixo do ao parafuso acoplado a célula de carga da Instron, foram posicionados paralelamente à base do slot dos braquetes. O alinhamento do braquete foi realizado por meio de um fio de nylon, para que não houvesse angulações entre o slot e o fio ortodôntico. A amarração dos fios ortodônticos aos braquetes foi realizada por meio de ligaduras elastoméricas Morelli, de maneira que fosse minimizada a variação da força de aperto em cada amarração. (Keith et al, 1994; Nishio et al, 2004).



Figura 08: Dispositivo Adaptado para Ensaio Mecânico de Tração (Arquivo próprio)

3.2.3 Análise Mecânico Oscilatório (DMA)

Dentre as diversas técnicas existentes para estudar o comportamento de materiais compósitos poliméricos, a análise mecânica oscilatória (DMA) tem se mostrado uma boa alternativa para avaliar as propriedades mecânicas destes fios ortodônticos, em especial os parâmetros viscoelásticos em função do tempo, como a

relaxação da tensão. Esta análise em condições oscilatórias forneceu informações sobre as propriedades destes fios baseado na aplicação periódica de uma carga a temperatura constante. (Smith, 2015).

A análise mecânica oscilatória (Figura 9) foi realizada na unidade de caracterização térmica, Laboratórios de Materiais Avançados - Setor de Polímeros (SEPOL/LAMAV/UENF), nesta análise os fios foram submetidos a uma força constante. Os testes de relaxação foram realizados a 37°C com uma pré-carga de 0,001N e uma temperatura “soak” de 5 minutos. As amostras foram submetidas no modo de relaxação da tensão durante 35 minutos com monitorização contínua do módulo. A análise de “Creep” foi realizada a uma temperatura de 37°C, 2,0 Mpa “step stress” e 5 minutos de uma temperatura “soak.

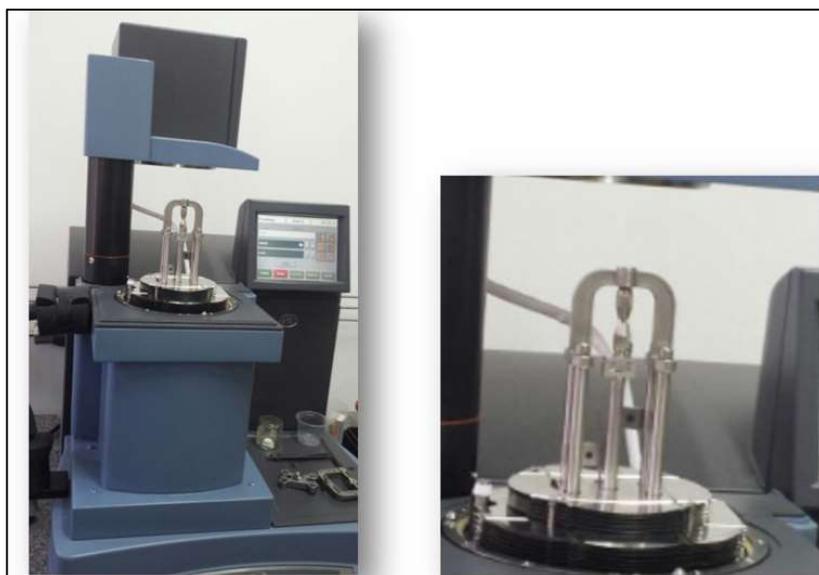


Figura 09: Imagem do equipamento dinâmico-mecânico (DMA) utilizado. (Arquivo próprio).

3.2.4 Imersão em meio ácido

O meio ácido simulador utilizado foi a Coca-Cola®, para avaliar a resistência do revestimento a esse tipo de meio. A acidez do meio foi mantida utilizando-se recipientes vedados com tampas plásticas, de modo que evitasse a perda do gás carbônico responsável pela manutenção da acidez do ambiente. (Bandeira, 2010)

A análise de imersão em meio ácido foi realizada usando 04 amostras, sendo 02 amostras do fio Ni-Ti Recoberto e 02 amostras do fio Clear Wire. As amostras foram submergidas em meio ácido simulador (Coca-Cola®) com $\text{pH} \sim 2,7$, em recipiente plástico lacrado com papel filme (Figura 10) para reduzir a perda de gás, a troca do meio ácido foi realizada a cada 02 horas durante 36 horas.

As amostras foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura antes e depois da imersão, para avaliação da integridade do mesmo.



Figura 10: Recipiente com ácido (Coca-Cola®) e fios. (Arquivo próprio)

3.2.5 Análises das superfícies (MEV)

O MEV é um tipo de microscópio eletrônico capaz de produzir imagens de alta resolução da superfície de uma amostra. Devido a maneira com que as imagens são criadas, imagens de MEV tem uma aparência tridimensional característica e são úteis para avaliar a estrutura superficial de uma amostra.

Para a realização das análises das superfícies (MEV) cada uma das amostras de fio foi fixada individualmente com fita de cobre em um suporte metálico e então metalizada.

Esta análise foi realizada nas amostras para verificar a morfologia da superfície dos fios antes e depois de cada análise. O procedimento foi realizado em um microscópio eletrônico de varredura de marca ZEISS, Evo 40, (10kV), disponível no Laboratório de Biologia Celular e Tecidual – LBCT CBB/UENF (Figura 11).

Para a realização da análise (MEV) uma pequena amostra dos fios, foi fixada em suporte metálico com fita de cobre e então metalizada com platina, para torna-las condutoras e, conseqüentemente, gerar imagens com boa resolução.



Figura 11: Microscópio eletrônico de varredura de marca ZEISS, Evo 40, (10kV), disponível no Laboratório de Biologia Celular e Tecidual – LBCT CBB/UENF (Arquivo próprio)

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados experimentais obtidos ao longo desta pesquisa. É imprescindível aos ortodontistas o conhecimento das propriedades mecânicas e da composição dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para o seu uso clínico.

4.1 Ensaio de tração

No ensaio de tração o fio é submetido a uma força que tende a deformá-lo. Inúmeras tentativas foram feitas a fim de que o ensaio conseguisse romper os fios, no entanto todas as tentativas não tiveram sucesso. As garras disponíveis não foram adequadas para segurar os fios sem amassá-los e sem deixá-los escorregar. Fizemos o ensaio então até que o fio escorregasse ou soltasse das garras.

Os gráficos 01, 02 e 03 apresentam o comportamento das amostras dos fios Ni-Ti Recoberto e os gráficos 04, 05 e 06 apresentam comportamento das amostras do fio Clear Wire.

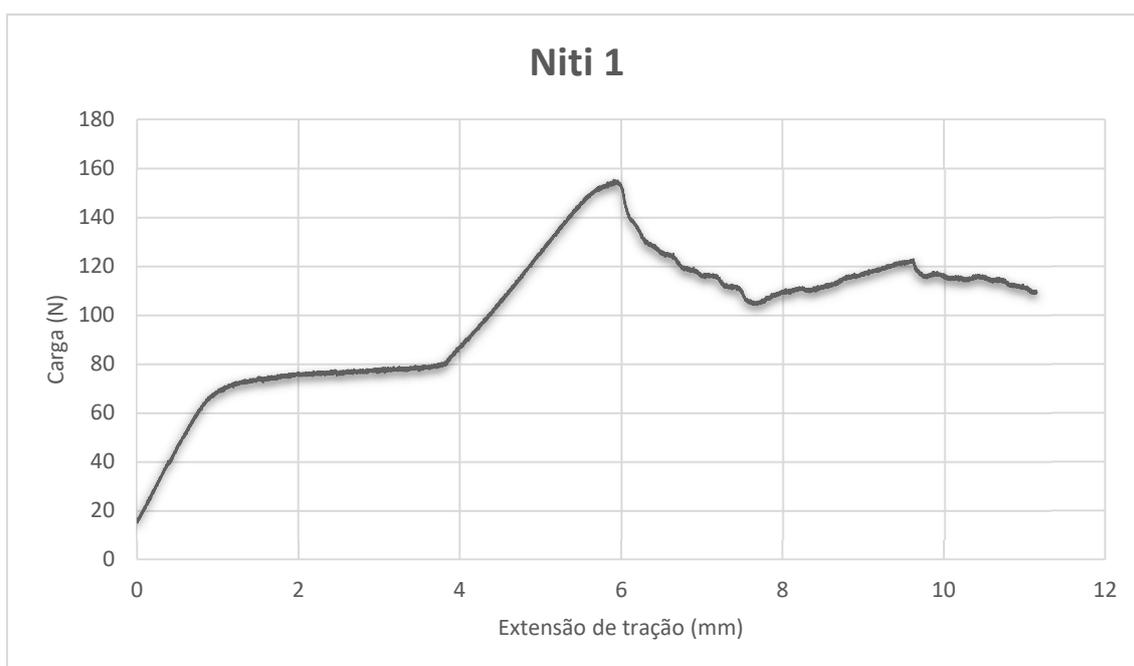


Gráfico 01: Ensaio Mecânico de Tração– amostra Ni-Ti 01

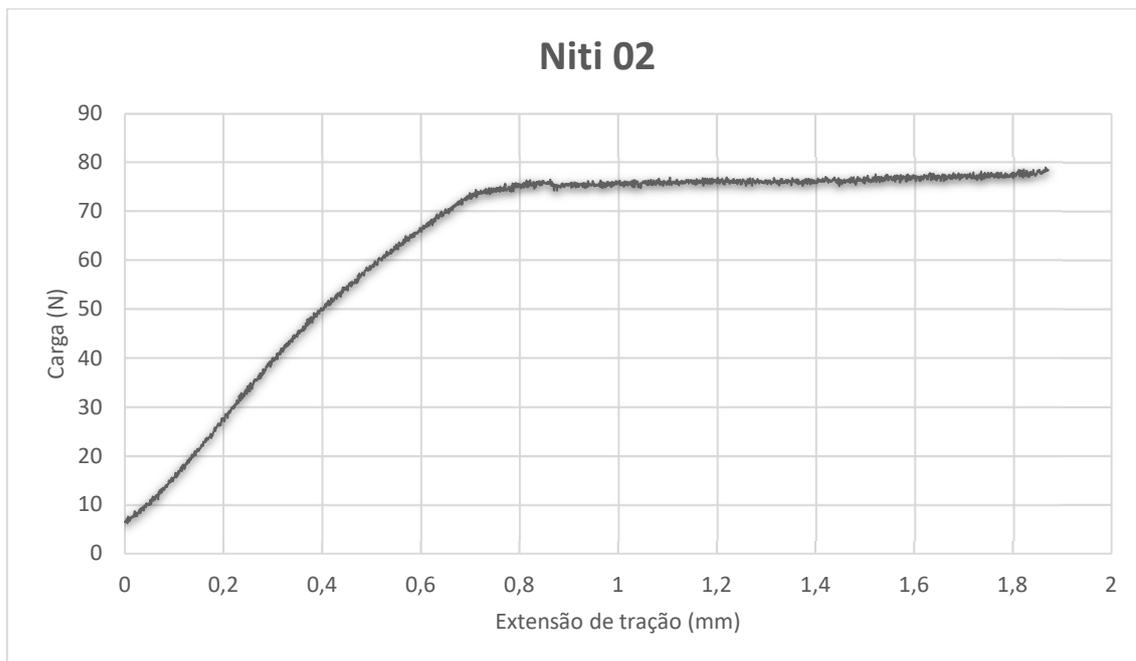


Gráfico 02: Ensaio Mecânico de Tração – amostra Ni-Ti 02

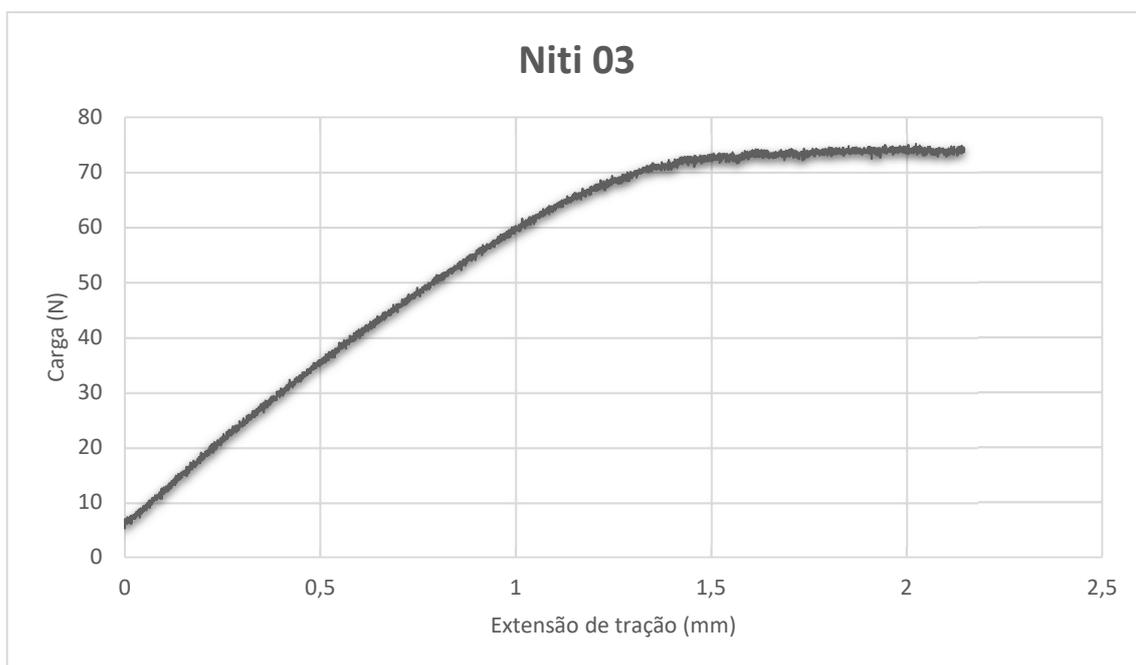


Gráfico 03: Ensaio Mecânico de Tração – amostra Ni-Ti 03

No gráfico 01 foi registrada a maior carga máxima em newton (N) entre as amostras, antes de escorregar ou soltar. Após a carga máxima e extensão máxima o gráfico apresenta queda na carga aplicada e presença de ondulações que representam a instabilidade na fixação do fio. Os gráficos 02 e 03 após a carga

máxima e extensão máxima apresentam um platô, o representa que a medida que a carga aumentava o fio escorregava.

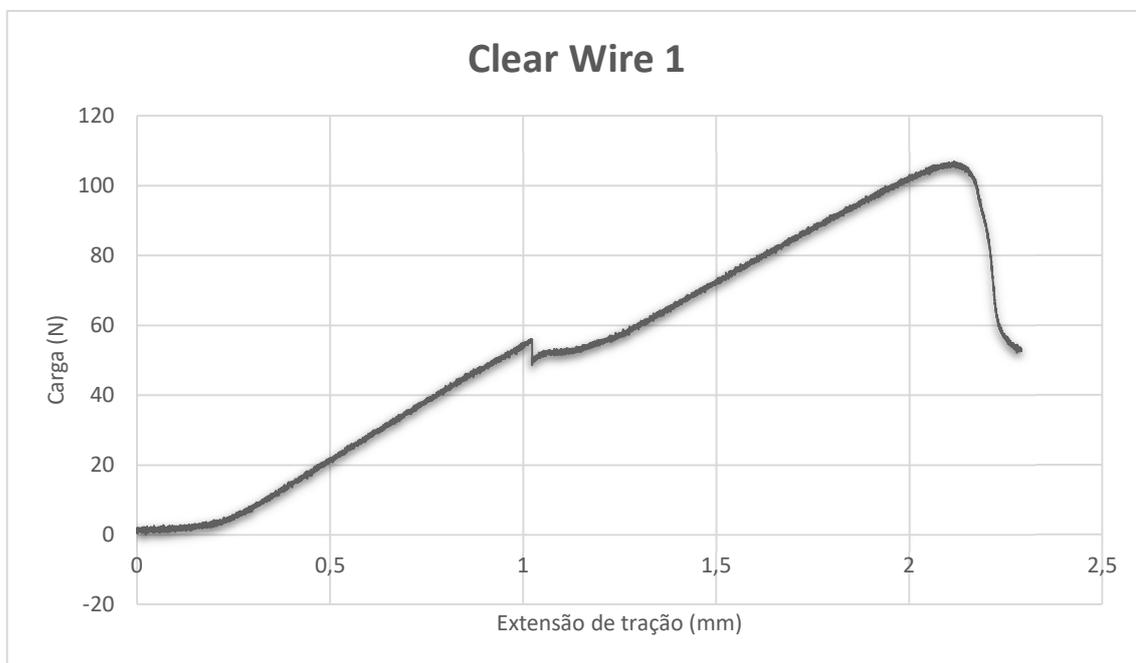


Gráfico 04: Ensaio Mecânico de Tração – amostra Clear Wire 01

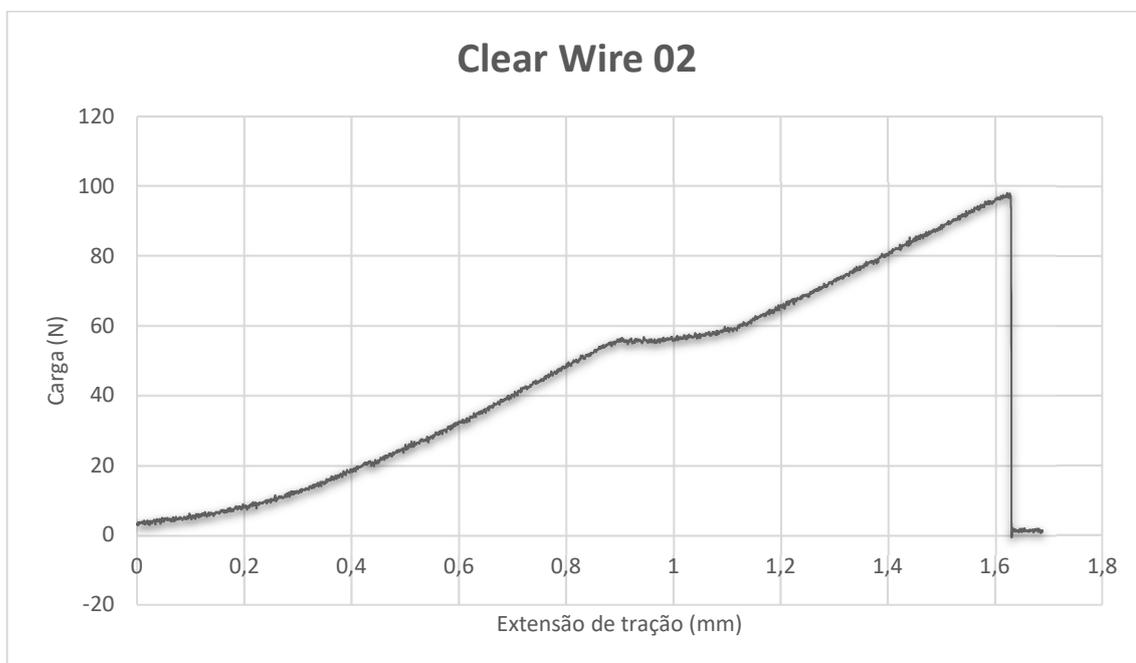


Gráfico 05: Ensaio Mecânico de Tração – amostra Clear Wire 02

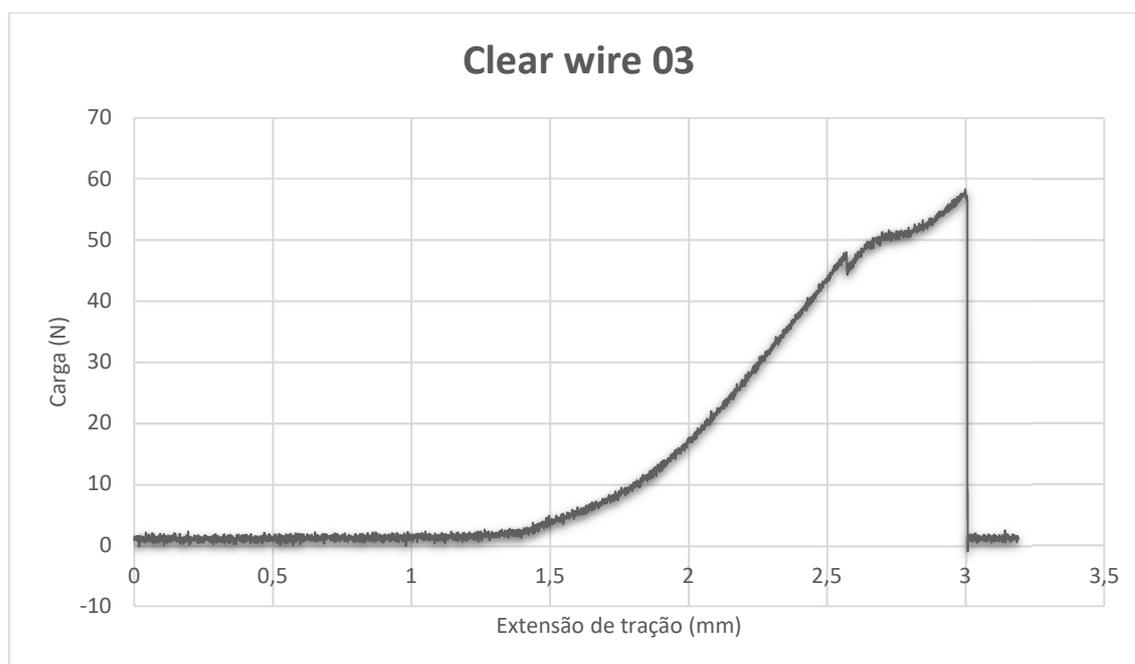


Gráfico 06: Ensaio Mecânico de Tração – amostra Clear Wire 03

Nos gráficos 04, 05 e 06 observamos o comportamento mecânico das três amostras do fio Clear Wire. O gráfico 04 após a carga máxima e extensão máxima o gráfico apresenta queda gradativa, que representa o fio escorregando das garras.

Os gráficos 05 e 06, apresentam uma queda brusca após a carga máxima e extensão máxima, que representa a soltura repentina dos fios da garra.

Amostra	Carga Máxima (N)	Extensão(mm)	Carga Máxima (Mpa)
Ni-Ti 01	155,400 ± 45,246	11,48 ± 5,769	19,5551 ± 5,694
Ni-Ti 02	79,026 ± 45,246	1,872 ± 5,769	9,942 ± 5,694
Ni-Ti 03	75,178 ± 45,246	1,142 ± 5,769	9,458 ± 5,694
Média Ni-Ti	103,201 ± 45,246	4,831 ± 5,769	12,985 ± 5,694
Clear Wire 01	106,981 ± 25,930	2,29 ± 0,759	13,459 ± 3,261
Clear Wire 02	98,102 ± 25,930	1,68 ± 0,759	12,342 ± 3,261
Clear Wire 03	58,292 ± 25,930	3,190 ± 0,759	7,334 ± 3,261
Média Clear Wire	87,791 ± 25,930	2,386 ± 0,759	11,045 ± 3,261

Tabela 03: Resultados obtidos através do Ensaio Mecânico de Tração, em N.

A tabela 03 registra os resultados numéricos de carga máxima e extensão máxima registrados através do ensaio mecânico de tração, em N; bem como as médias para cada fio e o desvio padrão calculado. A metodologia usada nos ensaios deve ser aprimorada para futuras pesquisas, pois os fios escorregaram ou soltaram,

o que nos gerou resultados discrepantes para o mesmo fio, e os resultados geraram desvio padrão muito alto.

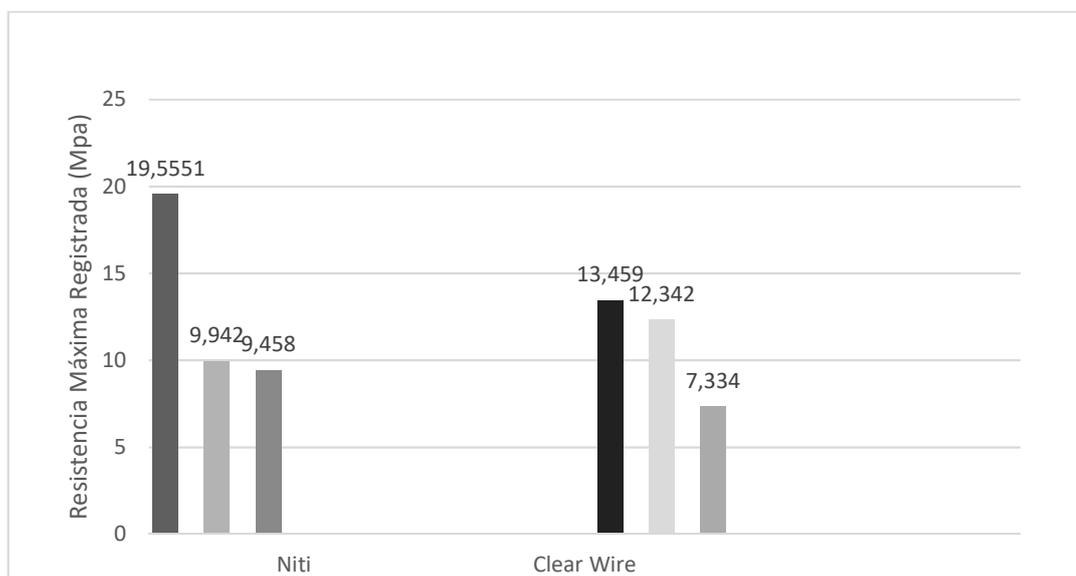


Gráfico 07: Resistência máxima registrada no Ensaio Mecânico de Tração, em Mpa.

O gráfico 07 registra os resultados numéricos de carga máxima e extensão máxima registrados através do ensaio mecânico de tração, em megapascal (Mpa).

Martins (2007) pesquisou 36 amostras, sendo 18 amostras de fio Ni-Ti sem recobrimento e 16 com recobrimento estético, de três marcas diferentes; e encontrou valores de cargas máximas (N), gerados pelos fios Ni-Ti não recobertos entre 192,7 N e 220,1 N. E para os Fios Ni-Ti recobertos registramos os valores entre 152,1 N e 197,2 N, valores compatíveis com nossa análise de maior valor registrado “Ni-Ti 01” (gráfico 01), que ficou em $155,400 \pm 45,246$, antes que escorregasse da garra.

Souza (2006) em pesquisa sobre fios ortodônticos Ni-Ti afirma que a aplicação das propriedades de tração na mecânica ortodôntica é limitada, pois os fios dificilmente estão sujeitos a estas condições, porém esse teste forneceu dados para compreensão e comparação das propriedades dos diferentes fios estudados. E encontrou uma média de limite de resistência máxima no ensaio mecânico de tração de 387 Mp a para fios metálicos Ni-Ti não recobertos.

Em avaliação a propriedade de tração do fio polimérico Burstone (2011) afirma que o valor esperado para ruptura de fios poliméricos é 159 Mpa, e em sua pesquisa encontrou o valor de resistência máxima entre de 142,9 - 170,6 Mpa, próximo ao valor esperado. Os ensaios demonstraram que esses fios FRP têm as propriedades necessárias para produzir o movimento dentário eficaz. Os fios de poliméricos se

apresentaram altamente dúcteis. Em nossa pesquisa os resultados foram com valores consideravelmente menores, com média para o fio polimérico em $11,045 \pm 3,261$ Mpa, devido as limitações encontradas em realizar os ensaios.

O fio ortodôntico que se apresenta mais resistente apresenta vantagens clínicas importantes, os fios são mais resistentes a fratura na boca sob condições de alta tensão, e é possível fazer curvas secundárias no fio; a este respeito, a manipulação é semelhante a trabalhar com um fio de metal. (Burstone, 2011)

Os resultados da literatura e da pesquisa não fornecem resultados totalmente comparáveis, uma vez que as formas de amostras, velocidades de teste e o tipo de determinação de resultados diferem em alguns aspectos.

A Microscopia Eletrônica de Varredura foi realizada antes e após a análise de tração para avaliar a superfície dos fios.

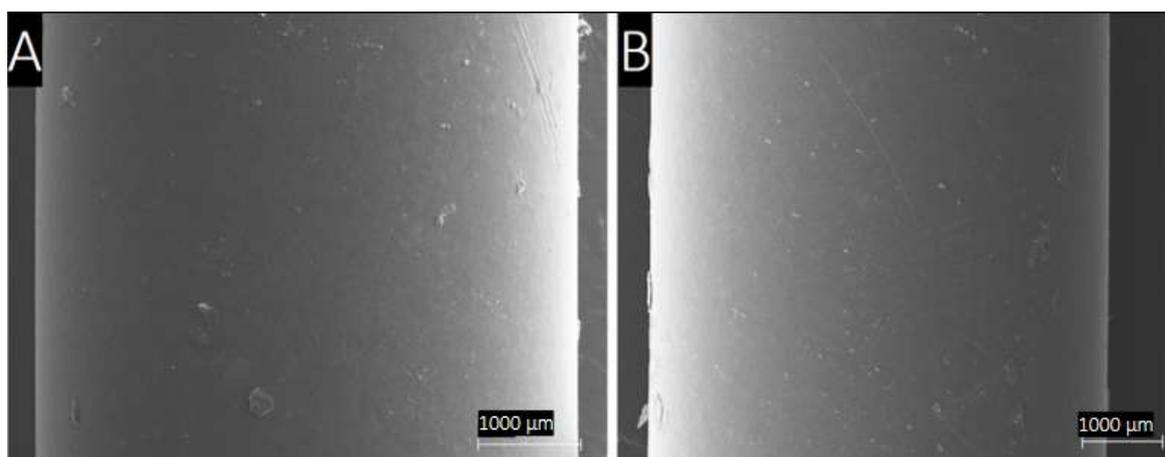


Figura 12: MEV do Fio Ni-Ti Recoberto antes (A) e depois (B) do Ensaio Mecânico de Tração:

A micrografia do fio Ni-Ti Recoberto antes do Ensaio Mecânico de Tração (12 - A) apresenta superfície homogênea, com sutis alterações de superfície.

A micrografia do Fio Ni-Ti Recoberto após o Ensaio Mecânico de Tração (12 - B) apresenta superfície homogênea, com sutis alterações de superfície, representam desgastes superficiais de superfície, e pode ser explicado por ser um fio de núcleo metálico e mais resistente.

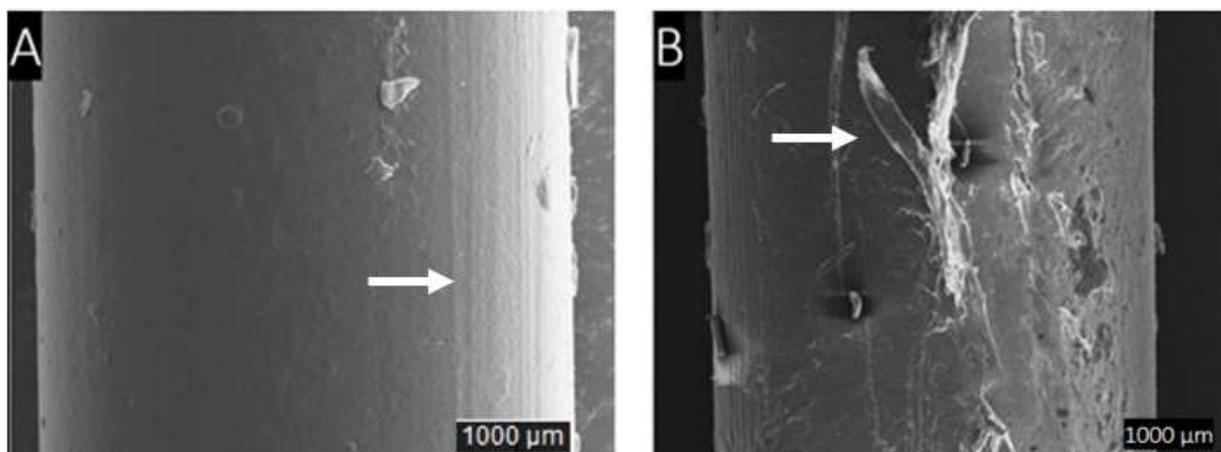


Figura 13: MEV do Fio Clear Wire antes (A) e depois (B) do Ensaio Mecânico de Tração.

A micrografia do Fio Clear Wire antes do Ensaio Mecânico de Tração (Figura 13-A) apresenta em sua superfície leves traços em seu longo eixo, indicativo da posição das fibras de vidro (indicado por seta)

A micrografia do Fio Clear Wire após o Ensaio Mecânico de Tração (Figura 13-B) apresenta rompimento e descolamento (indicado por seta), além de alterações de superfície.

4.2 Ensaio de Atrito

Neste ensaio mecânico avaliamos o atrito dos fios. No movimento ortodôntico o atrito ocorre entre o fio ortodôntico, o encaixe do braquete e o amarrilho, todos esses fatores influenciam diretamente nessa propriedade, e não só fatores intrínsecos do fio.

Nas mecânicas de deslize, deseja-se um baixo nível de atrito no fio, para que o slot / dente corra e se movimente com facilidade. O conhecimento e controle da força de fricção existente durante o tratamento trona-se crucial, pois influencia diretamente a movimentação dentária e, conseqüentemente, o grau de sucesso alcançado com a mecânica ortodôntica.

Na figura 14 um desenho esquemático para esclarecer o quanto a mecânica de deslize é importante no tratamento ortodôntico, esquematiza o deslize que um braquete precisa efetuar sobre a superfície do fio. Fios com alto coeficiente de atrito tendem a deixar o deslize do slot/dente mais lento, podendo atrasar significativamente o tempo total de tratamento.

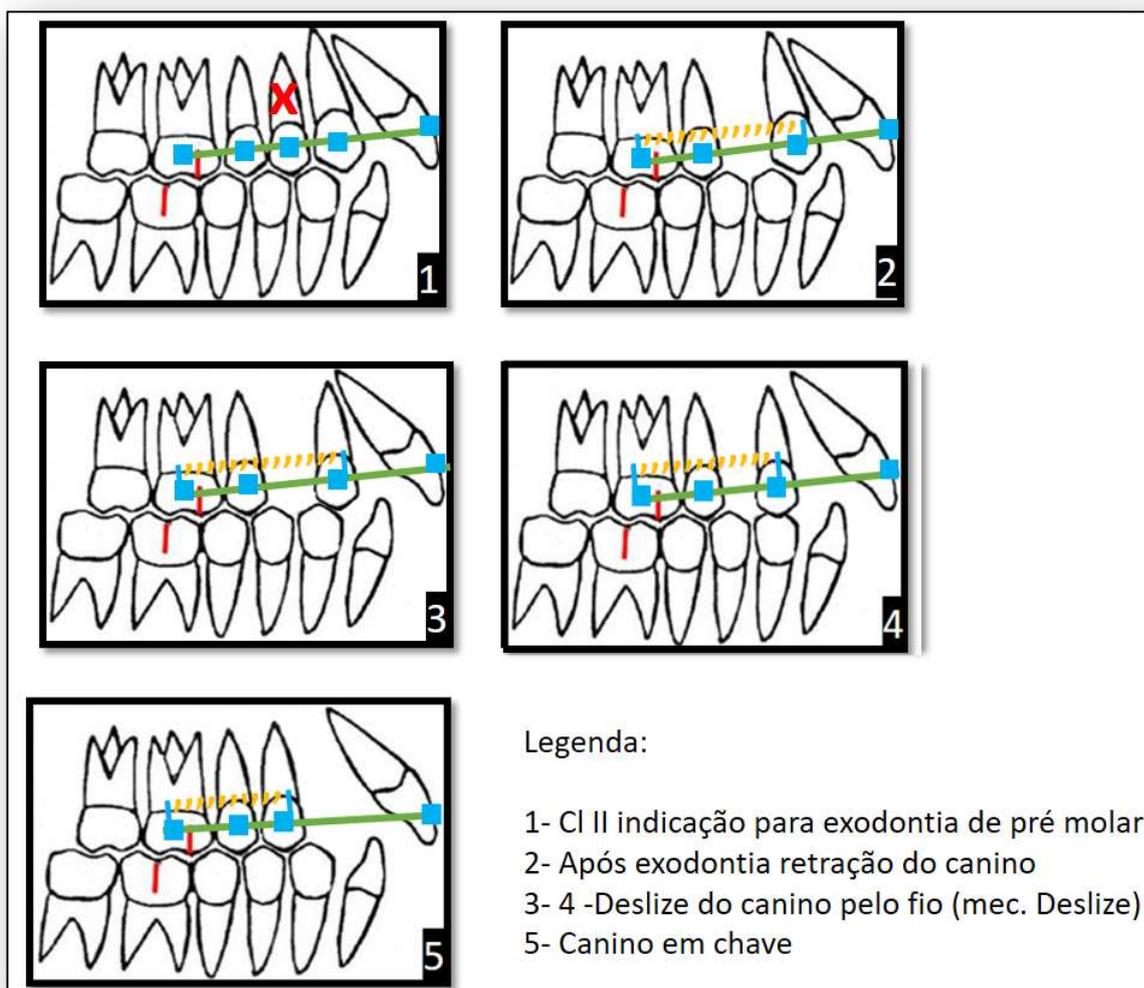


Figura 14 Esquema da mecânica de deslize (retração do canino). (Arquivo próprio)

No ensaio de atrito os fios foram tracionados na máquina de ensaios INSTRON tendendo a puxá-lo pelos 05 braquetes, figura 15.



Figura 15: Dispositivo adaptado para análise.

Os valores que serão apresentados são referentes a força total, que é a força necessária para iniciar o movimento do fio dentro dos 05 braquetes usados na análise. Já a força de atrito é referente a força total dividida pelo número de braquetes utilizado na análise (05 braquetes), figura 15. Para fins comparativos numéricos as análises devem seguir a mesma metodologia de ensaio.

Apresentamos os gráficos FORÇA (N) VS DESLOCAMENTO (mm), gráficos 08, 09, 10 e 11 para 04 amostras do fio Ni-Ti Recoberto e 04 amostras do fio Clear Wire, gráficos 12, 13, 14 e 15.

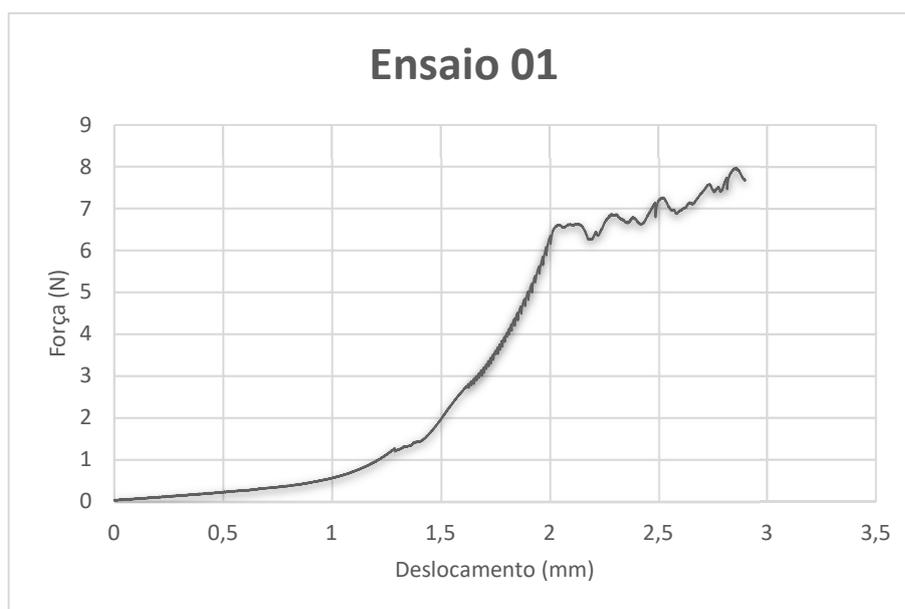


Gráfico 08: Ensaio 01 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto

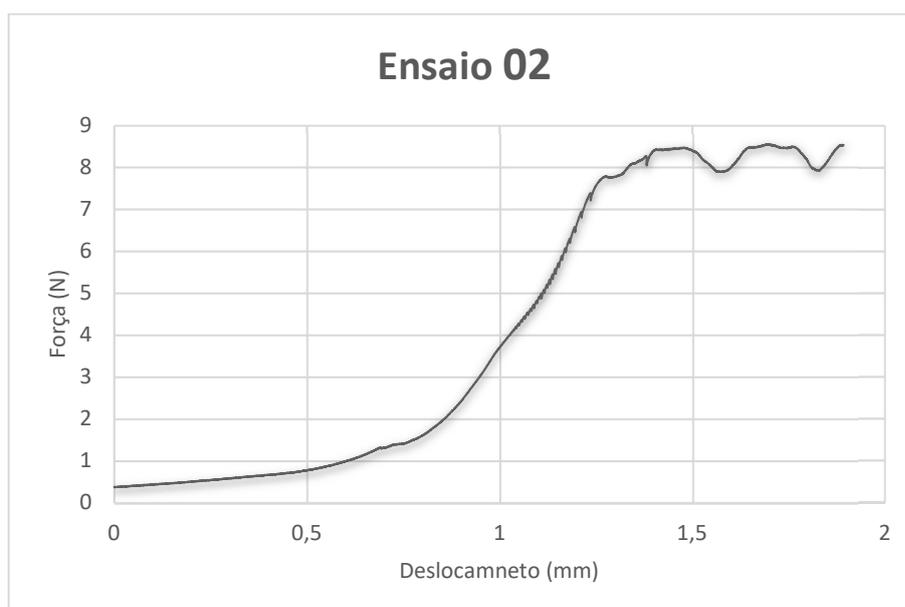


Gráfico 09: Ensaio 02 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto

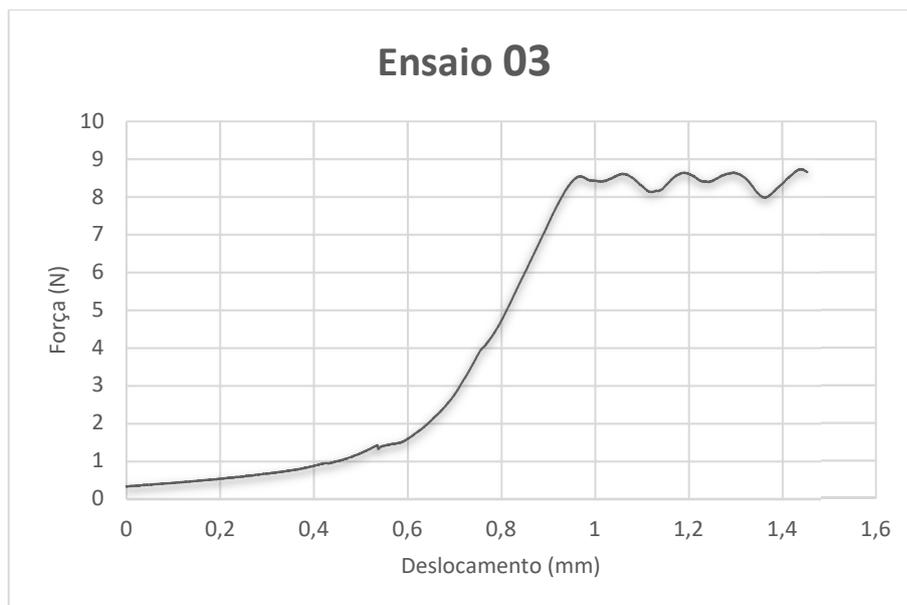


Gráfico 10: Ensaio 03 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto

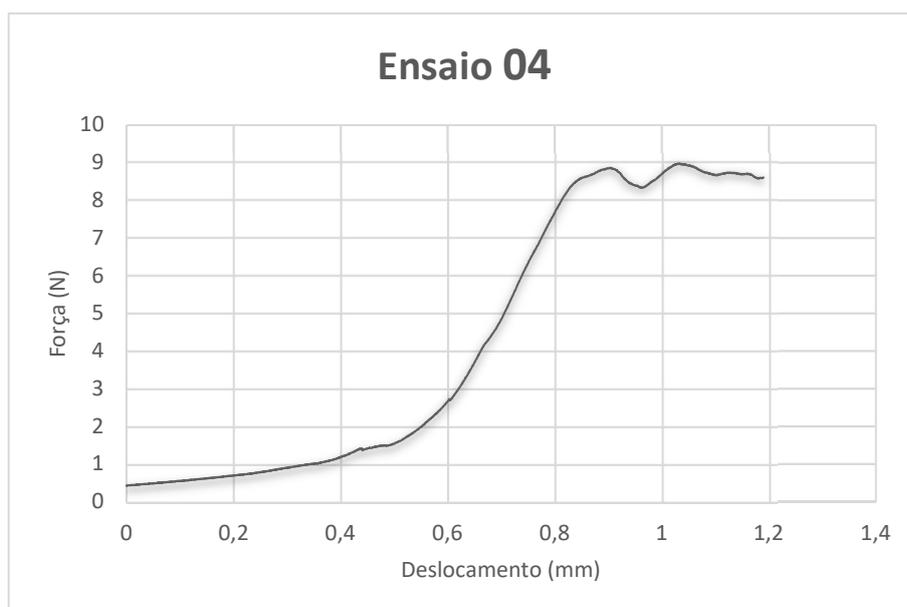


Gráfico 11: Ensaio 04 - Ensaio mecânico de atrito do fio Ni-Ti Recoberto

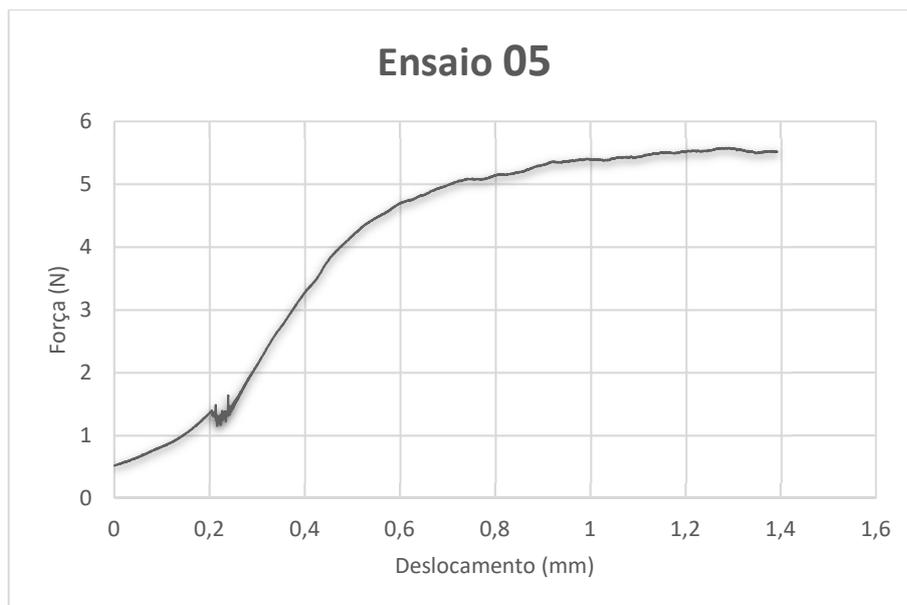


Gráfico 12: Ensaio 05 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire

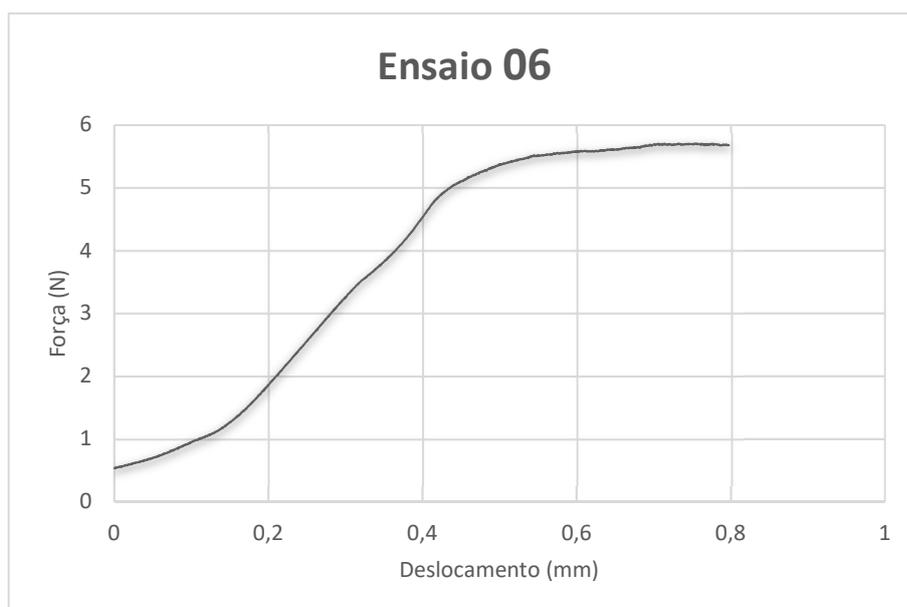


Gráfico 13: Ensaio 06 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire

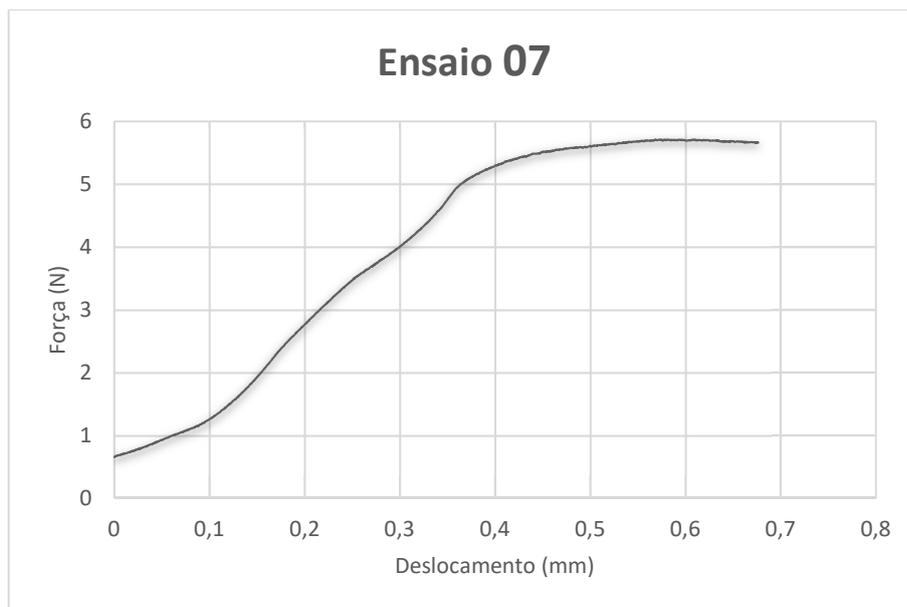


Gráfico 14: Ensaio 07 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire

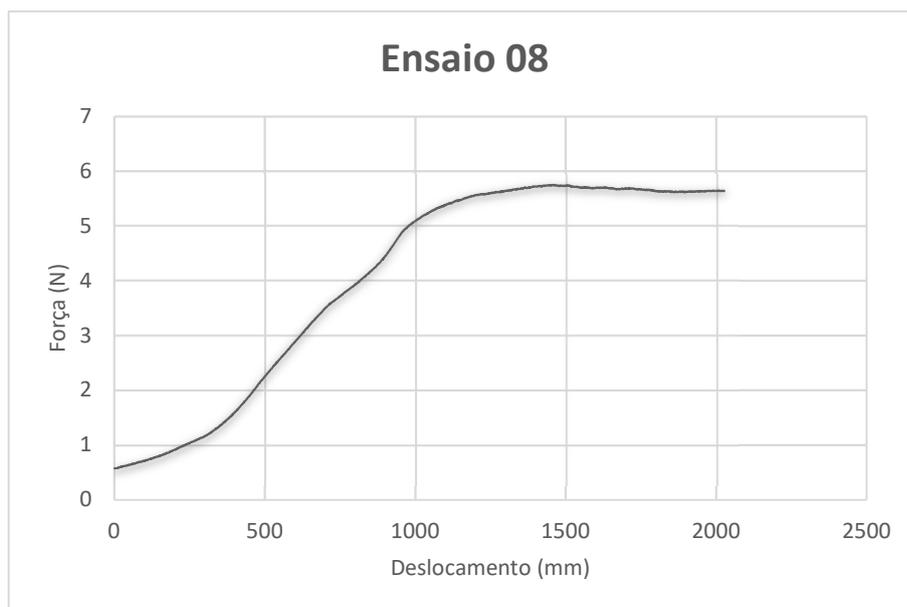


Gráfico 15: Ensaio 08 - Ensaio mecânico de atrito do fio Clear Wire

Fio	Ensaio	Ponto E (PE) - N
Niti Rec	01	6,606 ± 0,882
Niti Rec	02	7,781 ± 0,882
Niti Rec	03	8,504 ± 0,882
Niti Rec	04	8,449 ± 0,882
Clear Wire	05	5,069 ± 0,084
Clear Wire	06	5,503 ± 0,084
Clear Wire	07	5,382 ± 0,084
Clear Wire	08	5,545 ± 0,084

Tabela 04: Valores Obtidos nos Ensaios Mecânicos de Atrito

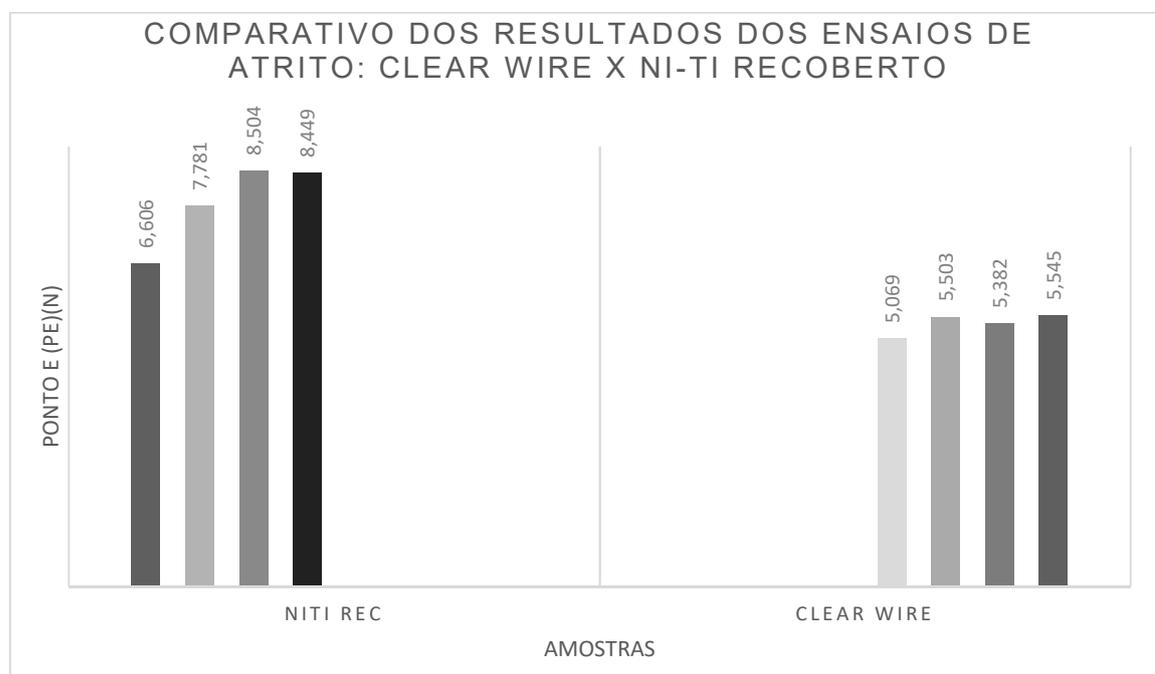


Gráfico 16 - Comparativo dos resultados dos ensaios de Atrito: Clear Wire X Ni-Ti Recoberto

O Gráfico 16 é a representação comparativa dos resultados dos ensaios mecânicos de atrito entre Clear Wire X Ni-Ti Recoberto, e a Tabela 04 apresenta os valores numéricos do PONTO E (PE), que é o primeiro ponto máximo de força registrado no ensaio, em N, da esquerda para direita nos gráficos obtidos a partir do ensaios mecânicos de atrito.

Podemos observar no gráfico 16 e na tabela 04 que os valores obtidos a partir das amostras do fio Ni-Ti Recoberto (ensaios 01,2,3 e 4, gráficos 08, 09, 10 e 11 respectivamente) são significativamente mais altos em relação aos valores obtidos a

partir da análise de tração do Clear Wire (ensaios 5,6,7 e 8, gráficos 12, 13, 14 e 15 respectivamente).

No gráfico 16, no qual se realiza um comparativo dos resultados dos Ensaio Mecânicos de Atrito: Clear Wire X Ni-Ti Recoberto temos os valores do Ponto E (PE) representados, e observamos os níveis menores do Clear Wire. A diferença entre os valores médios do PONTO E (PE), do fio Ni-Ti Recoberto (5,3745N) e do Clear Wire (7,835N) ficou em 2,4605N, isso representa que o fio Clear Wire apresentou 31,41% menos atrito que o fio Ni-Ti Recoberto. Bandeira (2010), apesar de ter utilizado metodologias diferentes, e ter encontrado resultados numéricos diferentes (Figura 16), não relata o número de braquetes usados no ensaio, encontrou resultados com percentuais parecidos em sua pesquisa; dentre os valores máximos de força atingidos, observou-se que o fio polimérico apresenta um valor de força máxima de atrito de aproximadamente 40% do valor das médias de força máxima dos demais fios, figura 20. O fio OPTIS é o mesmo fio Clear Wire que utilizamos na presente pesquisa, apenas com nomes comerciais diferentes.

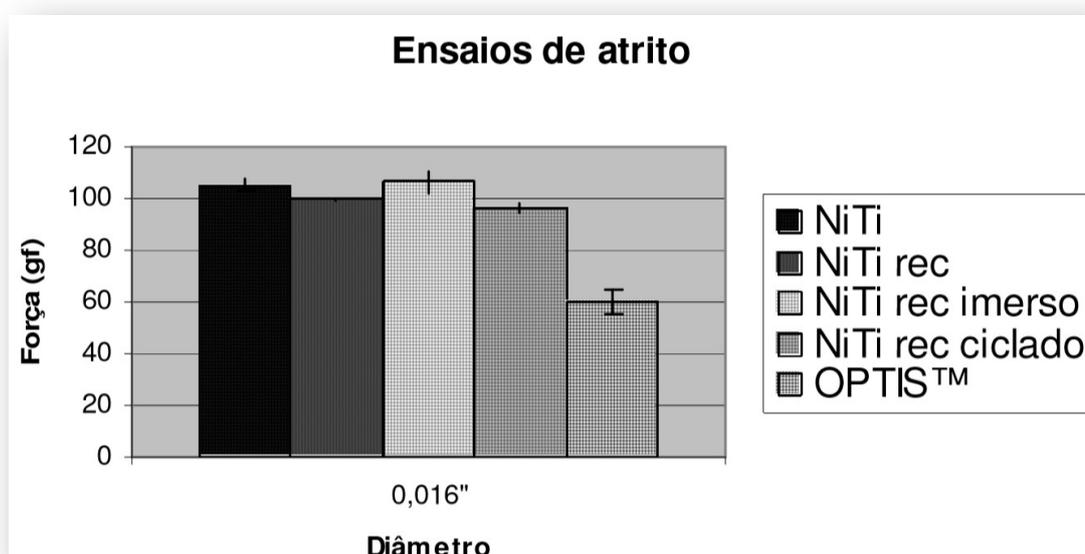


Figura 16: Resultado ensaio atrito, gf (grama- força) representa a força máxima 0,00980665 (N). (BANDEIRA, 2010).

O atrito, ou resistência a fricção refere-se à resistência da superfície de um material em movimentar-se sobre a outra superfície. Os valores apresentados demonstram que o coeficiente de atrito entre o Ni-Ti Recoberto e os braquetes foram

mais altos que entre os fios Clear Wire e os braquetes, uma vez que a força necessária para iniciar o movimento do fio Ni-Ti Recoberto dentro do braquetes foi maior.

Varela et al. (2004) e Li Yong (2013) investigaram propriedades mecânicas de fios de polímero termoplásticos. Observou que o coeficiente de atrito menor melhora o deslizamento, e confirmou que os fios poliméricos apresentam valores menores que os fios metálicos. E nos relata que a topografia da superfície poderia afetar o comportamento de atrito entre o fio ortodôntico e o braquete durante as aplicações clínicas.

A análise de atrito entre fio e braquete é de extrema importância, assim como seu resultado pois o movimento dentário está intimamente dependente do coeficiente de atrito, principalmente quando a mecânica de deslize é utilizada.

Chang Ck. et al. (2014) em sua pesquisa testaram dois arcos FRP em comparação com arcos Ni-Ti convencionais sem recobrimento. Os autores enfatizaram que os fios FRP apresentaram maior coeficiente de atrito, mostrou ainda que o composto polimérico estava desgastado como um as fibras subjacentes expostas. O autor analisou o atrito em diferentes braquetes ortodônticos, o que influenciou diretamente nos resultados.

Diferente da presente pesquisa, que foi realizada com fio Ni-Ti Recoberto e Clear Wire, o ensaio de atrito coloca o fio Clear Wire em vantagem em relação ao fio Ni-Ti Recoberto, pois durante os testes apresenta menor coeficiente de atrito.

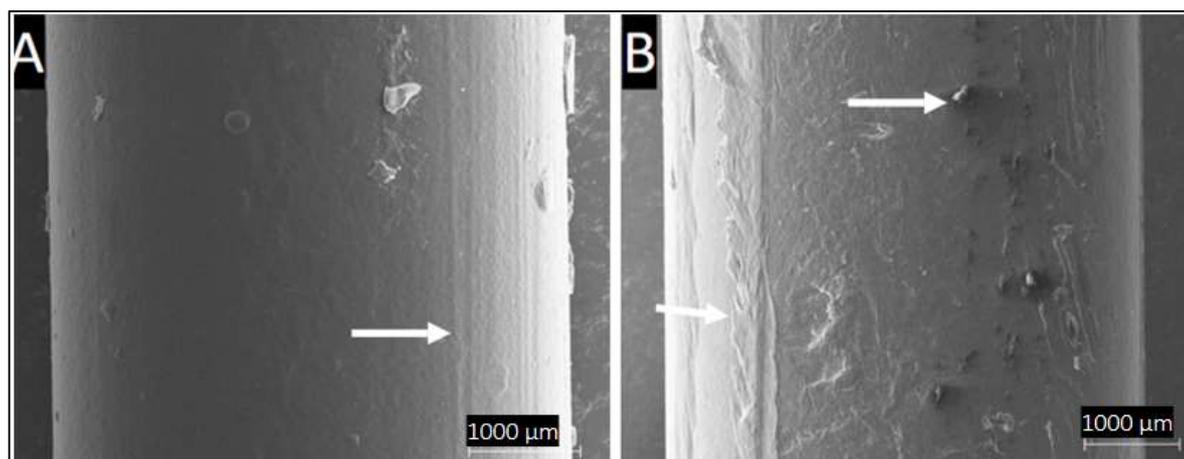


Figura 17: Micrografia MEV do Fio Clear Wire antes (A) e após (B) Ensaio Mecânico de Atrito.

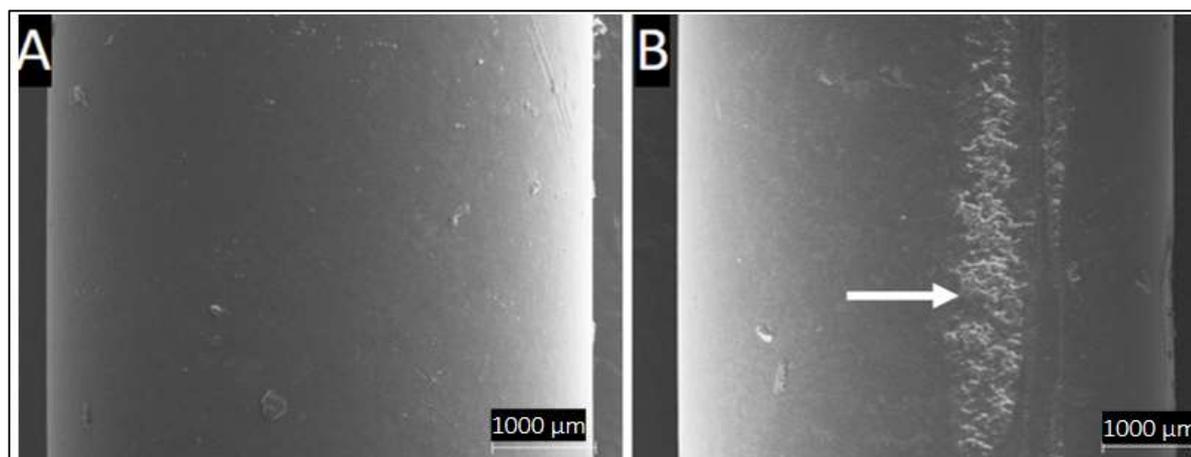


Figura 18: Micrografia MEV do Fio Ni-Ti Recoberto antes (A) e após (B) o Ensaio Mecânico de Atrito.

Na micrografia MEV do Fio Clear Wire após ensaios mecânicos de atrito (Figura 17 - B) podem ser observadas alterações na superfície (indicadas por seta), tais como desgastes no fio ao longo do eixo do fio.

Já na micrografia MEV do fio Ni-Ti Recoberto após (B) dos ensaios mecânicos de atrito (Figura 18 - B) observamos alterações na superfície e uma faixa de desgaste do recobrimento (indicada pelas setas).

Comparando as figuras 17 (B) e 18 (B) dos dois tipos de fios após o ensaio de atrito é possível constatar que o Clear Wire apresentou alterações de superfície mais significativas do que o fio Ni-Ti Recoberto.

No entanto em análise as micrografias após imersão em meio ácido os fios Ni-Ti Recoberto apresentaram alterações consideravelmente mais relevantes em sua superfície que o fio Clear Wire, essas alterações geram aumento da rugosidade superficial e aumento do atrito.

4.3 Análise Mecânico Oscilatório (DMA)

O estudo do da relaxação da tensão permite desde o ponto de vista mecânico-odontológico ter uma medida quantitativa da eficiência dos fios no tratamento odontológico assim como estabelecer criteriosamente a frequência necessária para seu ajuste ou substituição para que o fio possa aplicar a tensão necessária para a correção dentaria.

A relaxação da tensão é monitorada pela redução do módulo à medida que as cadeias poliméricas relaxam entropicamente e reduzem a tensão. A redução do emaranhamento das cadeias ligado as mudanças conformacionais são expressas pelo relaxamento $[\sigma(t) / \epsilon_i]$ vs tempo (Gráficos 17 e 18).

No ensaio de relaxação realizado no fio Clear Wire se observa no primeiro minuto uma relaxação de 4% da tensão aplicada (Gráfico 17) entre tanto para o fio Ni-Ti recoberto a queda representa o 3,2% do valor inicial. Após 5 minutos a relaxação observada no fio Ni-Ti recoberto passo a 6,3% e a do fio Clear Wire 5%. Após 15 minutos os módulos se mantiveram praticamente constante.

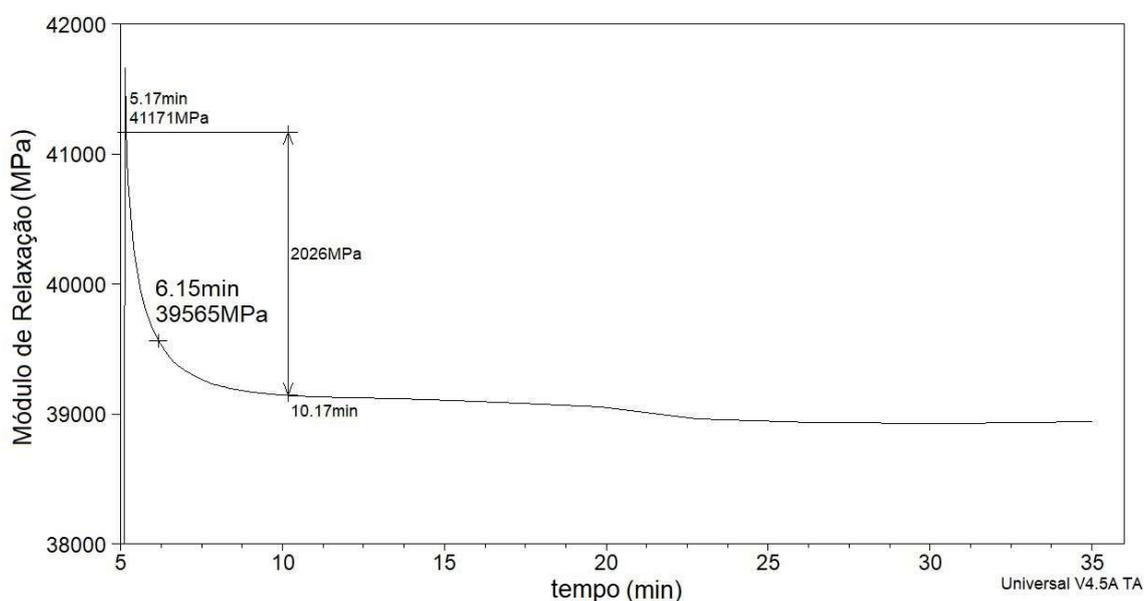


Gráfico 17: Módulo de Relaxação VS tempo do fio Clear Wire

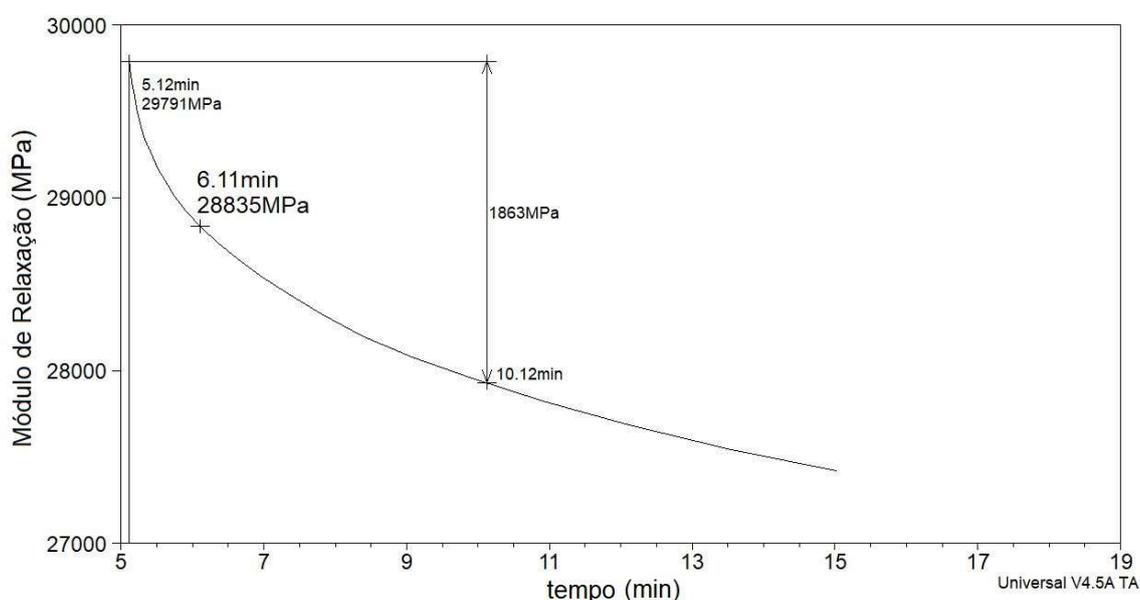


Gráfico 18: Módulo de Relaxação VS tempo do fio Ni-Ti Recoberto

A resistência a relaxação da tensão a temperatura do ensaio de 37°C é uma medida relevante na análise comparativa dos fios objeto de estudo (Tabela 05).

Fio Ni-Ti recoberto		
Tensão (Mpa)	Tempo	Taxa (Mpa/min)
29660	0,15	2,93
29289	0,39	4,32
28916	0,93	3,18
28317	2,86	1,74
27980	4,76	1,28
Fio Clear Wire		
40988	0,19	2,34
40313	0,39	5,34
39681	0,93	3,89
39231	2,86	1,65
39153	4,76	1,03

Tabela 05: Taxa do módulo de Relaxação dos fios Clear Wire e Ni-Ti Recoberto

Observa-se que a taxa mínima é praticamente alcançada após 5 minutos do ensaio denotando-se a existência de uma taxa de decréscimo, mas pronunciada para o fio Clear Wire no intervalo dos primeiros minutos do ensaio.

O comportamento observado para o fio Clear Wire é consequência das mudanças conformacionais na estrutura molecular as quais originam o fenômeno de relaxação molecular que aproxima à estrutura as posições de equilíbrio causando uma diminuição gradual da força aplicada até um valor constante. Para arcos metálicos não revestidos, a tensão permanece constante com uma ativação constante. (Varela et al., 2004).

Já o comportamento das ligas de Ni-Ti, é explicada com base na transformação de fase da austenita em martensita (ou vice-versa) e as características da estrutura cristalina. A fase estável da liga Ni-Ti em uma determinada temperatura depende de sua composição química e processamento. (Peres, 2012)

Com o relaxamento o fio deverá ser substituído ou ajustado para assim continuar a realizar força sobre o arco e proporcionar o movimento dentário adequado. Se o fio não for trocado em tempo o movimento poderá atrasar o tempo total de tratamento.

O ensaio para o fio Clear Wire, realizado a uma deformação constante “Creep”, é mostrado no Gráfico 19. Nas condições experimentais disponíveis não foi possível alcançar a carga necessária para manter realizar a deformação pretendida e realizar

esta experiência no fio Ni-Ti recoberto devido a limitações com as garras e parâmetros disponíveis no equipamento de DMA.

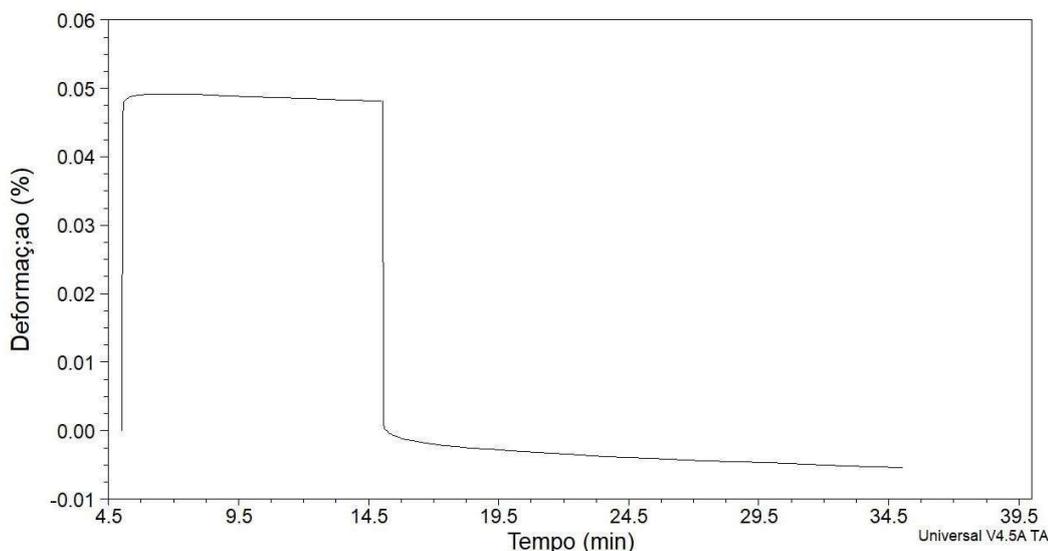


Gráfico 19: Deformação (%) VS Tempo (min.).

Um menor módulo associado ao fio Clear Wire justifica a possibilidade de realizar esta experiência e observar a contribuição viscosa presente neste material a qual está associada a existência de uma deformação residual após a retirada da carga aplicada.

Varela et al. (2004) relatou a diminuição do estresse, enquanto sendo realizada em uma tensão constante exibiu comportamento viscoelástico polimérico. A taxa de relaxamento diminuiu durante o primeiro período, e depois se aproximou de um valor constante. Um aumento de stress pôde ser visto depois de 80 horas. Este fenômeno é devido ao alongamento das cadeias poliméricas, que ocorre em materiais viscoelásticos, o que requer mais esforço para cada percentual de tensão. Apresentando forças leves e contínuas ideais.

A importância clínica do comportamento viscoelástico é que, sob tensão constante, os arcos exibem uma perda de estresse (relaxamento do estresse). Quando os dentes se deslocarem para uma nova posição, a tensão é reduzida, permitindo uma recuperação de parte do estresse; ou seja, mesmo após o relaxamento do estresse e a força ainda está a ser exercida, além disso, parte de qualquer deformação observada é viscoelástico (dependente do tempo) e recuperável após determinado tempo.

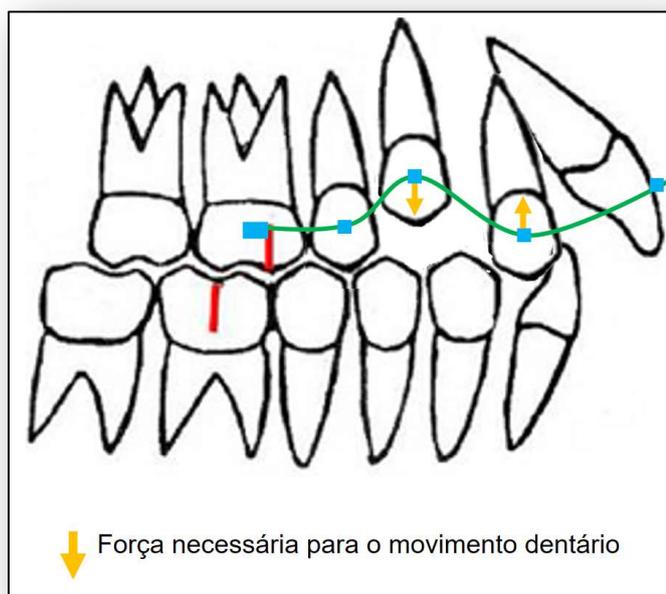


Figura 19: Esquema de força e de tensão (Fonte: Arquivo próprio)

O ortodontista deve ter conhecimento científico das propriedades dos materiais com os quais trabalha para saber como deve proceder com cada fio, tempo de ativação, perda de força, momento de realizar trocas, para que os fios estejam ativos no momento adequado, e o movimento dentário não seja prejudicado.

Testes de relaxamento da tensão foram também realizados em um novo fio FRP por IMAI (1999) onde os fios eram mantidos a uma deflexão de 1 mm. Os valores de carga de flexão foram medidos após o período de 180 min. Concluiu-se que, assim como em nossa pesquisa, o relaxamento da tensão em condições secas ocorreu rapidamente nos primeiros 15 min e depois manteve constância.

IMAI (1999) relatou ainda que em condições secas, o relaxamento do estresse foi menor do que 4% nos primeiros 60 minutos e mudou pouco depois desse ponto, apresentando forças contínuas, sem uma deterioração abrupta. Em nosso ensaio o relaxamento da tensão chegou até 5% e depois dos 15 min manteve constância.

ZUFALL (2000) estudou o comportamento viscoelástico dos fios ortodônticos compósitos através do teste de relaxamento do estresse flexível. O relaxamento final variou, com o reforço decrescente, de 2 a 8 por cento. Valores bem aproximados do que encontramos em análise apresentada. Os módulos elásticos relaxados na flexão dos fios compostos eram semelhantes aos módulos elásticos na flexão de vários materiais convencionais de arco ortodôntico. Como essas perdas de módulo foram

mínimas, cada arco manteve a resiliência suficiente para ser aplicável aos estágios iniciais e intermediários do tratamento ortodôntico.

J. Spendlove et al., 2015 realizou um estudo com metodologia diferente sobre a aplicabilidade clínica de arcos reforçados por fibra de vidro em comparação a fios metálicos. Em seu levantamento os FRP's apresentaram maior relaxamento de tensão em relação aos fios metálicos, no entanto os FRP não apresentam resultados clínicos significativos de perda de força após 30 dias de deflexão contínua

4.4 Imersão em meio ácido

A propriedade avaliada nesta análise é a resistência ao meio ácido (ph 2,7), que é uma propriedade essencial a um fio ortodôntico. Os fios são posicionados perto da mucosa oral durante períodos de tempo longos e devem ser resistentes à corrosão.

Essa propriedade pode ser considerada como biocompatibilidade, que é definida como a capacidade dos materiais em não se decompor sob condições ambientais próprias do corpo humano, assegurando suas propriedades mecânicas por longos períodos de tempo após a fabricação (Quintão et al. 2009).

Proffit, W.R. et. al. (2008), Elayyan et. al. (2008) e Kusy (1997); Chang CK. et al. (2014), afirmam que a cobertura em fios metálicos tem pouquíssima durabilidade, criando-se rachaduras e falhas na camada estética de revestimento, promovendo assim exposição do metal subjacente na extensão do fio, e chegaram à conclusão de que em média 25% da cobertura é perdida durante o uso, o que leva a uma redução significativa das qualidades estéticas e mecânicas.

Os resultados encontrados através de outras pesquisas, como Quintão et al. (2009) afirmam que a cobertura de teflon impede completamente o processo de corrosão interna do fio. No entanto, como os defeitos na superfície dessa cobertura podem ocorrer durante o uso clínico, a corrosão desse fio interno pode acontecer após certo tempo em meio ácido. Os materiais utilizados para o revestimento do fio devem cumprir as exigências de ser facilmente aplicados em finas camadas, resistentes e tendo, um coeficiente de atrito baixo. Eles também devem ser, bicompatíveis, e se aproximarem a cor do dente.

As superfícies dos fios submetidos ao tratamento em meio ácido foram avaliadas por micrografias para verificar as alterações ocorridas.

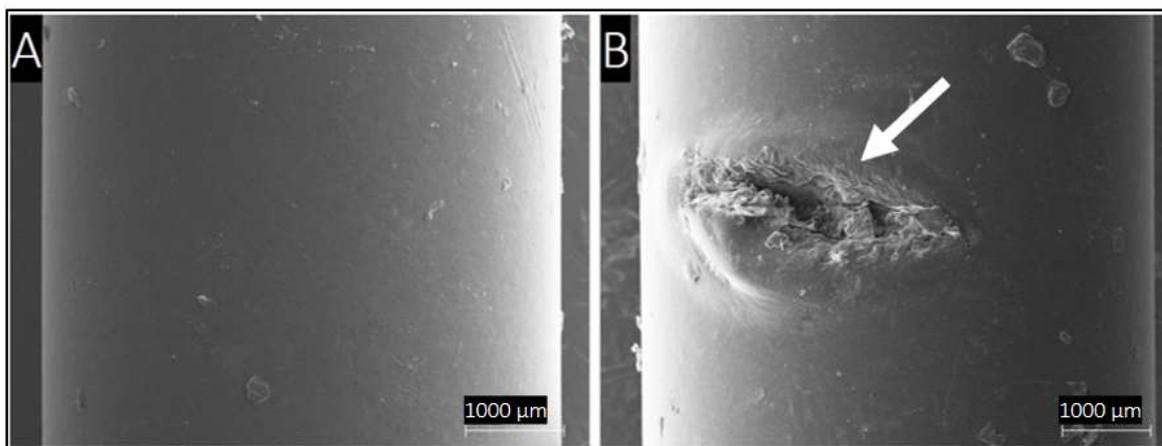


Figura 20: Micrografia MEV do Fio Ni-Ti Recoberto antes (A) e após (B) o Ensaio de Imersão em meio ácido.

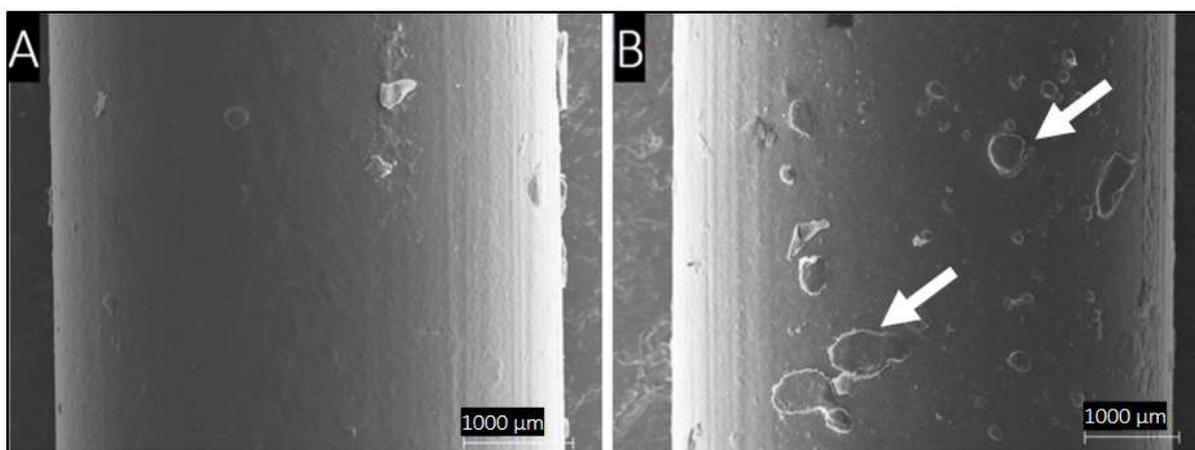


Figura 21: Micrografia MEV do Fio Clear Wire antes (A) e após (B) o ensaio de imersão em meio ácido.

O estudo das superfícies dos fios antes e após o tratamento ácido com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura permite realizar análises das alterações originadas por este meio.

Na figura 20 – B mostra o Fio Ni-Ti Recoberto e após o ensaio de imersão em meio ácido. mostra o Ni-Ti Recoberto após a análise de imersão em meio ácido, que apresentou regiões de falhas em seu recobrimento (indicada pela seta) decorrentes da deterioração do material de recobrimento, e início da exposição do material interno. O fio Ni-Ti Recoberto demonstrou uma menor resistência ao meio ácido, em comparação ao fio Clear Wire, pois perdeu parte de seu recobrimento e causando prejuízos a sua aparência, provocando impacto visual negativo e diminuindo a

aceitação pelos pacientes e profissionais, e principalmente comprometendo suas propriedades mecânicas.

Na Figura 21 – B apresenta o fio Clear Wire e após o ensaio de imersão em meio ácido, com alterações (indicadas pelas setas), mas de menor relevância, que as alterações observadas pelo fio Ni-Ti Recoberto, como pequenas áreas de desgastes e falhas na superfície.

Bandeira (2010) em sua pesquisa usou meio ácido Coca-Cola®, e afirma que resina epoxídica usada para recobrimento do fio Ni-Ti sofre alteração. Afirma que o recobrimento pode ter sofrido contrações de volume, e ataque superficial do ácido da Coca-Cola®, provocando maior rugosidade superficial decorrente e, por conseguinte, maior atrito. Não foram encontrados na literatura trabalhos relacionando a degradação do recobrimento de fios Ni-Ti Recobertos com imersão em soluções ácidas.

5 CONCLUSÕES

O presente trabalho caracterizou e comparou dois fios estéticos já comercializados (Clear Wire e Ni-Ti Recoberto), com análises de tração, atrito, DMA e imersão em meio ácido e micrografias antes e após as análises, e chegou às seguintes conclusões descritas abaixo:

- A realização de ensaio de mecânico de tração pretendíamos avaliar a propriedade de deformação da amostra e seu impacto no uso odontológico, nos deparamos com algumas limitações referente as análises, devido ao tamanho e calibre das amostras dos fios ortodônticos, a análise foi feita diversas vezes e de formas diferentes, mas não conseguimos chegar ao ponto de fratura do material. O maior valor registrado antes que escorregasse no fio Ni-Ti Recoberto foi valor compatível ao que a literatura relatou rompimento. Os valores do Clear Wire registrados foram inferiores ao que a literatura relata. Os resultados alcançados assim como os relatos da literatura em relação aos ensaios de tração demonstraram que os fios FRP têm resistência a tração necessária, assim como o Ni-Ti Recoberto, para aplicação ortodôntica.
- O atrito implica diretamente no movimento ortodôntico, que é facilitado quando possuímos baixo coeficiente de atrito entre fio e braquete. No ensaio de atrito realizado o fio Clear Wire apresentou 31,41% menos atrito que o fio Ni-Ti Recoberto, valor percentual aproximado do valor relatado em literatura (40%). O fio Clear Wire apresenta vantagens significativas em relação ao atrito, em comparação com o fio Ni-Ti Recoberto, o que o coloca em vantagem na aplicação ortodôntica.
- Os ensaios de DMA demonstram que os fios Clear Wire apresentam relaxamento da tensão maior em relação aos fios Ni-Ti recoberto, o que significa que o mesmo precisa de mais trocas e ajustes. A maior taxa de relaxamento acontece nos 15 minutos iniciais e depois os módulos dos fios Clear Wire e Ni-Ti se mantiveram praticamente constante, a literatura

apresentada apesar de utilizar diferentes metodologias apresenta o mesmo comportamento; a literatura ainda relata possibilidade de recuperação da força após determinado tempo, clinicamente o fio reduz a força nos primeiros minutos e depois volta a recuperá-la, promovendo movimentação ortodôntica.

- O ensaio em meio ácido comprova que fios Ni-Ti Recoberto, demonstram menor resistência nesse meio, apresentando falhas significativas no recobrimento, enquanto os FRP's se apresentam sem grandes alterações e com superfície homogênea.
- O campo para explorar fios estéticos é carente de publicações e pesquisas. Há necessidade de formulações de novos materiais, que sejam resistentes em meio ácido, sem apresentar rompimentos, desprendimentos de fibras ou trincas em sua estrutura, materiais que apresentem adequadas propriedades mecânicas de atrito, tração e relaxamento da tensão e também atendam a biocompatibilidade e estética.

6 PERSPECTIVAS FUTURAS

- Realizar ensaios mecânicos com meio bucal reproduzido e ajuste inicial após período inicial de relaxação, para que seja avaliado se as propriedades mecânicas sofrem alterações no meio reproduzido ou não, se sofrerem qual a implicação dessas alterações na mecânica ortodôntica.
- Formular novos fios estéticos utilizando fibras de vidro modificadas ou outras que modifiquem as propriedades mecânicas associadas ao processo de relaxação dos fios Clear Wire os quais apresentam os melhores resultados de atrito, resistência ao meio ácido e estética.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABREU et al. Avaliação multiparamétrica da citotoxicidade in vitro de um fio ortodôntico à base de resina polimérica reforçada com fibra de vidro. *Innov Implant J, Biomater Esthet*, São Paulo, v. 5 (1): 35-40, jan. /abr. 2010

ANGOLKAR et al., 1990. "Evaluation of friction between edgewise stainless brackets and orthodontic wires of four alloys". *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* Volume 98, Issue 2, August 1990, Pages 117–126.

BANDEIRA, A. M. B. "Avaliação de fios ortodônticos recobertos: Propriedades mecânicas e estudo ex vivo". 2010, 156f. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro-RJ, 2010.

BALK, M. et al., Recent advances in degradable lactide-based shape-memory polymers, *Adv. Drug Deliv. Rev.* (2016).

BERGER, J. L. The influence of the SPEED brackets's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 97 :219-228, 1990.

Burstone, Charles J., Liebler, Stephenie AH.; Goldberg, Jon A. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. *American Journal of Ortodontia e Ortopedia Facial*. V. 4, 391-398, abril de 2011.

CABRERA, C.A.G.; CABRERA, M.C. *Ortodontia Clínica*, 2a Ed. Curitiba, Editora e Produções Interativas Ltda., 2004.

CALLISTER, Jr, W.D. *Materials Science and Engineering*. 7º ed. New York: John Wiley e sons, inc, 2007.

CANEVAROLO, S. V. *Ciência dos Polímeros: um texto básico para tecnólogos e engenheiros*. São Paulo: Artliber Editora, 2002.

CHANG CK, FOONG K., GANDEDKAR NH, CHAN YH, CHEW CL. A new esthetic fiber-reinforced polymer composite resin archwire: a comparative atomic force microscope (AFM) and field-emission scanning electron microscope (FESEM) study. *Progress in Orthodontics*, v. 15 (39), 2014.

DALCIN, G.B., *Ensaio dos Materiais*. Curso Engenharia Industrial Mecânica, URI - Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões, 2007.

ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. "Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets". *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.137: 213-217, 2010.

ELAYYAN E COLABORADORES. "Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires". (2008)

EVANS, T.J.W.; DURNING, P. "Orthodontic products update. Aligning archwires, the shape of things to come? A fourth and fifth phase of force delivery". *Br J Orthod* v. 23 (3): 269-75, Aug. 1996.

FERNANDES, D. J.; ALMEIDA, R. C. C.; QUINTÃO, C. C. A.; ELIAS, C. N.; MIGUEL, J. A. M." A estética no sistema de braquetes autoligáveis". *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. Maringá, v. 13 (3):97-103, maio/jun. 2008.

GURGEL, J.A.; RAMOS, A.L.; KERR, S.D. Fios Ortodônticos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* v. 6(4):103-14, jul./ago. 2001.

HERSHEY, H. G. The orthodontic appliance: esthetic considerations. *The Journal of the American Dental Association*, v.117: 29-34, 1988.

HUSMANN, P. et al. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J. Orofac. Orthop., München*, v. 63(3):199-211, 2002.

IMAI, T.; WATARI, F.; YAMAGATA, S.; KOBAYASHI, M.; NAGAYAMA, K.; NAKAMURA, S. "Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic

orthodontic wire. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics”, v.116:533-538, 1999.

J. SPENDLOVE; BERZINS D.; J.E. PRUSZYNSKI; R.W. BALLARD. Investigation of force decay in aesthetic, fibre-reinforced composite orthodontic archwires. European Journal of Orthodontics, v. 37(01):43–48, 2015

JANCAR. J.; KUCERAL J. Polymer Engineering Science, Junho 1990, v30 (12).

KAW, A.K., 2006. Mechanics of Composite Materials. 2nd ed., CRC Press, Boca Raton.

KAPILA et al. Evaluation of friction between edgewise stainless brackets and orthodontic wires of four alloys. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. August 1990.

KUSY, R. P. “A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthodontics”, v.67:197-207, 1997.

KUSY, R. P. Orthodontic biomaterials: From the past to the present. Angle Orthod., Appleton, v. 72(6): 501- 512, 2002.

KEITH et al. Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics December 1994.

KRISHNAN, L.C.M.; SARASWATHY, S.; TIWARI B; SHARMA, C. H.S; LONDHE M.G.S.; ARORA L.G.V. Surface characterization of nickel titanium orthodontic archwires. medical journal armed forces India. v.71:340-345, 2015.

LI YONG, et. al. “Crystallization of Poly (ethylene glycol) in Poly (methyl methacrylate) Networks” ISSN 1392–1320. MATERIALS SCIENCE. v. 19(2), 2013.

Martins, C.C.R. [Dissertação de Mestrado]. Propriedades mecânicas de fios estéticos obtidas em ensaios de tração. UERJ, Centro Biomédico Faculdade de Odontologia. 2007.

MOTHÉ, C. G.; AZEVEDO, A. D. de. ANÁLISE TÉRMICA DE MATERIAIS. São Paulo: Artiber, 2009.

NISHIO et al. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics January, 2004.

PEDRO, Adriana C. [Dissertação Mestrado]. Análise Microscópica e da rugosidade de superfície de fios ortodônticos estéticos antes e após a deflexão. UMSP. 2011.

PERES, Rafael Vidal; FERNANDES, Daniel Jogaib; RUELLAS, Antônio Carlos de Oliveira ELIAS, Carlos Nelson. Propriedades em flexão de fios de liga de Ni-Ti. Rev. bras. odontol., Rio de Janeiro, v. 69(2): 266-71, jul./dez. 2012

PILATE F. et al.,2016. "Shape-memory polymers for multiple applications in the materials world". European Polymer Journal 80 (2016) 268–294.

PROFFIT, W.R. et. al.. Ortodontia Contemporânea. 4ª Ed. Editora Elsevier, Rio de Janeiro: 4: 307-339, 2008.

QUINTÃO, C.C.A.; BRUNHARO, I.H.V.P., "Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica". R Dental Press Ortodon Ortop Facial 146 Maringá, v. 14 (6), nov. /dez. 2009.

SAUNDERS e KUSY. "Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets". American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. V. 106 (I). 1994.

SANTORO, M. Z. “Comparação das forças de deflexão liberadas entre os fios ortodônticos estéticos e sua relação com o revestimento”. 2011, Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo - SP, 2011.

SMITH R.A. PETRY M. Creep and Stress Relaxation Evaluation of Virgin and Thermally Aged Glass-Filled Poly (butylene terephthalate) used in Automotive Electrical Connector Applications for Electrically-Powered Vehicles by Dynamic Mechanical Analysis. SAE Int. J. Mater. Manf. Manuf., v. 8 (3), 2015.

Souza, A.C.R. [Dissertação de Mestrado]. Características Estruturais e Propriedades Mecânicas de Fios Ortodônticos de Níquel-Titânio. UFMG. 2006

VALIATHAN, A.; DHAR, S. Fiber Reinforced Composite Arch-Wires In Orthodontics: Function Meets Esthetics. Trends in Biomaterials & Artificial Organs, v.20 : 16-19, 2006.

ZUFALL, S.W.; KENNEDY, K.C.; KUSY, R.P.” Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations”. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, v.9 : 611–620, 1998.

Zufall SW., Kusy RP. Stress relaxation and recovery behaviour of composite orthodontic archwires in bending. Eur J Orthod. v 22(1):1-12, 2000.

VARELA J. C; EDUARDO M.V.; LLAMAS E.J. M.; RÚPEREZ E, MANERO J.M. Mechanical properties of a new thermoplastic polymer orthodontic archwire. Materials Science and Engineering, v. 42:1-6, 2014.

VENTURA, A. M. F.M. “Os Compósitos e a sua aplicação na Reabilitação de Estruturas metálicas Ciência & Tecnologia dos Materiais”, v. 21(3/4): 10-19, 2009.