



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO  
DEPARTAMENTO DE CLÍNICA INFANTIL**



**MARCELA ROSELINO RICCI SANTOS**

**Propriedades físicas de fios ortodônticos de Níquel Titânio e aço  
Multifilamentado**

**RIBEIRÃO PRETO – SP**

**2020**



**MARCELA ROSELINO RICCI SANTOS**

**Propriedades físicas de fios ortodônticos de Níquel Titânio e aço  
Multifilamentado**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de  
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a  
obtenção do título de Mestre.

**Programa:** Odontopediatria

**Área de Concentração:** Odontopediatria

**Orientadora:** Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Mirian Aiko Nakane Matsumoto

**VERSÃO CORRIGIDA**

**Ribeirão Preto – SP**

**2020**

## AUTORIZAÇÃO PARA REPRODUÇÃO

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

## FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do *Campus* USP – Ribeirão Preto

Santos, Marcela Roselino Ricci

Propriedades físicas de fios ortodônticos de Níquel Titânio e aço Multifilamentado. Ribeirão Preto, 2020.

86p.: il.;30cm

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre. Programa: Odontopediatria. Área de Concentração: Odontopediatria

**Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa**

Orientador: Matsumoto, Mirian Aiko Nakane

1. Fios ortodônticos, 2. Torção Mecânica, 3. Correção Ortodôntica, 4. Microscopia Eletrônica de Varredura, 5. Fricção Ortodôntica. TITULO

## FOLHA DE APROVAÇÃO

MARCELA ROSELINO RICCI SANTOS

**Propriedades físicas de fios ortodônticos de Níquel Titânio e aço Multifilamentado.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre. Programa: Odontopediatria

Área de Concentração: Odontopediatria

Aprovada em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### BANCA EXAMINADORA

1) Profa. Dra. Mirian Aiko Nakane Matsumoto

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da USP

Presidente da Banca/Orientador Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof.(a). Dr.(a).: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

3) Prof.(a). Dr.(a).: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

4) Prof.(a). Dr.(a).: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_





O referido Projeto foi desenvolvido no Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo, laboratório de Bioengenharia, do Departamento de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo e Faculdade de Química de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.







## **DADOS CURRICULARES**

### **MARCELA ROSELINO RICCI SANTOS**

- Nascimento** 25/06/1985
- Filiação** Maria Esther de Salles Roselino Ricci  
Mario Sérgio Ricci
- 2004 – 2007** Curso de Graduação em Odontologia  
Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP
- 2009 – 2012** Curso de Especialização em Ortodontia – FAMOSP
- 2018 – 2020** Curso de Pós-Graduação em Odontopediatria, nível Mestrado.  
Dissertação Intitulada “Propriedades físicas de fios ortoônticos de Níquel Titânio e de aço Multifilamentado”.  
Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Mirian Aiko Nakane Matsumoto  
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP



*Dedicatória*

---



## DEDICATÓRIA

À **Deus**, por essa oportunidade, por me acolher em todos os momentos e a quem sou eternamente grata.

Ao meu marido, **Fábio**, por me incentivar a realizar esse tão sonhado projeto e tantos outros como formar uma família à qual eu amo muito e agradeço à Deus todos os dias por tê-la. Muito obrigada por ser meu companheiro nessa jornada e estar sempre ao meu lado, te amo.

Aos meus filhos, **Heitor**, e **Enrico** que me deram forças para continuar e ser o meu melhor a cada dia, amo muito vocês.

Aos meus pais, **Sérgio e Esther**, vocês são minha inspiração, base e exemplo de vida, me ensinaram a importância do estudo, que devemos nos dedicar, nos entregar a vontade de Deus e darmos graças sempre.



## *Agradecimentos Especiais*

---





## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha orientadora **Profª. Dra. Mirian Aiko Nakane Matsumoto**, por ter me dado a oportunidade de realizar esse trabalho. Obrigada por me ensinar muito além da pesquisa. Tenho certeza que saio uma pessoa diferente do que entrei e a senhora é responsável por isso. Sou muito grata por ter tido a sorte e a honra de poder trabalhar com a senhora durante esses dois anos, que além de uma grande profissional é um exemplo de ser humano. Sem dúvidas as experiências que vivi foram muito especiais e engrandecedoras.



## *Agradecimientos*

---



## Agradecimentos

À Universidade de São Paulo, na pessoa do atual Reitor, **Prof. Dr. Vahan Agopyan** e do Vice-Reitor, **Prof. Dr. Antônio Carlos Hernández**.

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

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

Aos professores do Programa de Pós-Graduação de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo: **Profª. Dra. Lea Assed Bezerra da Silva**, **Profª. Dra. Raquel Assed Bezerra Segato**, **Prof. Dr. Paulo Nelson Filho**, **Profª. Dra. Aldevina Campos de Freitas**, **Profª. Dra. Alexandra Mussolino de Queiroz**, **Profª. Dra. Andriara de Rossi Daldegan**, **Prof. Dr. Fabrício Kitazono de Carvalho**, **Profª. Dra. Maria Cristina Borsatto**, **Profª. Dra. Kranya Victoria Díaz Serrano**, **Prof. Dr. Alberto Consolaro**, **Prof. Dr. Fábio Lourenço Romano**, **Prof. Dr. José Tarcísio Lima Ferreira**, **Prof. Dr. Adilson Tomasin**, **Profª. Dra. Mírian Aiko Nakane Matsumoto** e **Profª. Dra. Maria Bernadete Sasso Stuaní** pelos ensinamentos, orientações, privilégio em poder conhecê-los e desenvolvimento do DINTER Faculdade de Odontologia-IAES/ FORP-USP, por terem enfrentado distância e diferenças regionais para partilhar conosco os conhecimentos, experiências e nos motivar para pesquisa e extensão.

Aos **professores** que estarão presentes na minha defesa de tese de mestrado.

Aos **pós-graduandos** do Programa de Pós-Graduação em Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - FORP-USP, pelo companheirismo constante e convivência agradável.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (**CAPES**) - Código de Financiamento 001

*Resumo*

---





## RESUMO

Santos MRR. **Propriedades físicas de fios ortodônticos de Níquel Titânio e Aço Multifilamentado.** Dissertação - Mestrado em Odontopediatria – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

O objetivo deste estudo foi avaliar propriedades físicas de fios ortodônticos de níquel-titânio e multifilamentados de aço inoxidável (Lowland, Sentalloy e Neo sentalloy, Cooperloy e Multibraid) com diferentes espessuras. O teste de fricção analisou a força gerada pelo fio (gf) no movimento do fio ao longo dos braquetes. No teste de flexão de três pontos, a carga de força (gf) nos fios foi registrada em flexões de 0,5, 1,0, 2,0 e 3,0 mm. No teste de torção, foram medidas as forças (N / s), onde os fios foram torcidos a 90 °, a torção foi mantida por dois segundos e depois retornada às posições iniciais. As superfícies de quatro fios de cada grupo testados foram analisadas usando Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Os resultados revelaram que os fios redondos de NiTi apresentaram baixos níveis de força de atrito, flexão e torção. Os fios Lowland apresentaram as menores forças de atrito e torção em relação aos fios de Copperloy e Sentalloy, semelhantes entre si e sem diferenças na MEV. O fio Multibraid apresentou as maiores resistências nos testes de flexão e, na MEV, houve desgaste nas superfícies no teste de atrito e alteração de espessura no teste de flexão. Entre os fios de 0,018 "x0,025", o fio Copperloy apresentou a menor resistência, enquanto o Lowland mostrou a maior força gerada nos testes de atrito e flexão. Na MEV, apenas os fios Lowland e Neo Sentalloy apresentaram alterações em suas superfícies. Portanto, os fios retangulares Copperloy e Neo Sentalloy apresentaram menor resistência à flexão do que outros fios retangulares. Apesar de os fios Multibraid apresentarem a maior força de flexão, esses fios ortodônticos oferecem uma nova abordagem no controle da magnitude das forças usadas no movimento dos dentes, quando a rigidez dos fios de aço não é necessária.

**Palavras-chave:** Fios ortodônticos, Torção Mecânica, Correção Ortodôntica, Microscopia Eletrônica de Varredura, Fricção Ortodôntica.



*Abstract*

---



## ABSTRACT

Santos MRR. **Physical properties of Titanium Nickel and Multistrand Stainless Steel orthodontic wires.** Mastership in Odontopediatria – School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

The aim of this study was to evaluate physical properties of Niti and multistrand stainless steel orthodontic wires (Lowland, Sentalloy and Neo sentalloy, Cooperloy and Multibraid) with different thickness. The friction test analyzed the force generated by the wire (gF) in the movement of the wire along the brackets. In the three-point bending test, the loading force (gF) on the wires was recorded in flexions of 0.5, 1.0, 2.0 and 3.0mm. In the torsion test, the forces (N/sec) were measured, where the wires were twisted at 90°, the torsion was maintained for two seconds and then returned to the initial positions. The surfaces of four wires from each test group were analyzed using Scanning Electron Microscopy (SEM). The results revealed that NiTi round wires showed low levels of friction, flexion, and torsion force. The Lowland had the lowest frictional and torsional forces in relation to the Copperloy and Sentalloy wires, which were similar to each other and had no differences in SEM. The Multibraid wire, showed the greatest strengths in the flexion tests and, in the SEM, there was wear in the surfaces in the friction test, and change in thickness, in the flexion test. Among the 0.018"x0.025" Copperloy wires, showed the least amount of strength, while the Lowland showed the greatest amount of strength in the friction and flexion test. In the SEM, only the Lowland wire and the Neo Sentalloy nickel-titanium showed grooves on the surface. Therefore, the Copperloy and Neo Sentalloy rectangular wires showed less flexing strength than other rectangular wires. Despite of Multibraid wires presented the greatest flexing strength, these orthodontic wires offers a new approach in controlling the magnitude of forces used for tooth movement, when the rigidity of steel edgewise wires is not required.

**Key words:** Orthodontic wires, Torsion Mechanical, Orthodontic corrective, Microscopy Electron Scanning, Orthodontic Friction.



## *Sumário*

---





## SUMÁRIO

<b>1. Introdução</b> .....	<b>35</b>
<b>2. Proposição</b> .....	<b>41</b>
2.1 Objetivos Gerais.....	43
2.2 Objetivos Específicos .....	43
<b>3. Material e Método</b> .....	<b>45</b>
3.1 Ensaio de Atrito.....	48
3.2 Ensaio de Flexão .....	50
3.3 Ensaio de Torção.....	51
3.4 Análise da Superfície dos Fios por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	52
<b>4. Análise Estatística</b> .....	<b>53</b>
<b>5. Resultados</b> .....	<b>57</b>
5.1 Ensaio de Atrito (gf) .....	59
5.2 Teste de Flexão (gf) .....	59
5.3 Teste de Torção (N/seg) .....	60
5.4 Análise de Superfície por MEV.....	61
5.4.1 Fio 0.016” Lowland.....	61
5.4.2 Fio 0.016” Sentalloy .....	61
5.4.3 0.016” Copperloy.....	62
5.4.4 Fio 0.018”X 0.025” Lowland .....	63
5.4.5 Fio 0.018”X 0.025” Neo Sentalloy .....	64
5.4.6 Fio 0.018”X 0.025” Copperloy .....	65
5.4.7 Fio 0.019”X0.025” Multibraid .....	66
5.5 Análise de Superfície por EDS .....	67
<b>6. Discussão</b> .....	<b>69</b>
6.1 Teste de Atrito.....	71
6.2 Teste de flexão .....	72
6.3 Teste de Torção.....	74

<b>7. Conclusão</b> .....	<b>77</b>
7.1 Atrito, Flexão e Torção .....	79
7.2 Análise de superfície - MEV .....	79
<b>Referências</b> .....	<b>81</b>

## *1. Introdução*

---



## 1. INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico tem sido cada vez mais procurado para correção de problemas estéticos e funcionais, por maior número de pessoas, desde crianças, adolescentes e adultos. O objetivo da terapia ortodôntica é o estabelecimento da harmonia esquelético-dento-mio-facial (Proffit, 2008), alcançada pelo correto posicionamento das bases ósseas, dos elementos dentários, das articulações temporomandibulares e do equilíbrio miofuncional da face (Kusy, 1997; Huang et al., 2003).

A mecânica ortodôntica baseia-se no princípio da acumulação de energia elástica e transformação desta energia em trabalho mecânico, por meio da movimentação dos dentes (Reis, 2001). Acessórios, como brackets, ganchos, arcos metálicos, ligaduras e fios ortodônticos, são os meios pelos quais são feitas as movimentações dentárias. O controle da mecânica é obtido por meio da aplicação de um sistema de forças específico (Quintão et al., 2009).

Os fios ortodônticos apresentam diferentes espessuras, ligas, secções transversais, ou seja, redondos, retangulares e quadrados, com propriedades específicas para cada indicação relacionada às fases da terapia ortodôntica (Kusy, 1997). Os fios ortodônticos classificam-se em quatro grupos: aço inoxidável; níquel-titânio (NiTi) com suas variações (superelásticos, termoativos e com adição de cobre); beta-titânio e estéticos de compósitos e outros materiais (Quintão et al., 2009).

As ligas de Ni-Ti foram experimentadas pela primeira vez na década de 1960 e introduzidas por ortodontistas em 1971 (Chen et al., 1992) conhecida na década de 1970 e denominada NITINOL®, apresenta excelentes características de resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade e elevadas propriedades mecânicas, como ótima ductilidade, resistência à fadiga, baixo módulo de elasticidade. Apresentam recuperação de forma de até 8%, com temperatura de retorno variando de -50°C a +110°C, dependendo da composição química da liga e da microestrutura (Duerig, 1999). No entanto, o fio de liga Niti não é adequado para aplicação de dobra ou torque de loop. (DUERIG, 1999) (Takada et al., 2018)

Os fios multifilamentados de aço, têm propriedades mecânicas que diferem bastante daquelas do aço convencional, mesmo quando são comparados a diâmetros próximos. (Kusy, 1984). Os fios multifilamentados de aço podem ser

trançados, torcidos ou coaxiais. Todos apresentam propriedades semelhantes e excelente potencial para se iniciar o tratamento ortodôntico (Quintão et al., 2009). A recuperação elástica do fio multifilamentado é 25% maior que a do aço convencional de diâmetro equivalente (Kusy, 1984), e a rigidez dos segmentos interbraquetes é muito menor que dos fios de aço convencional com mesmo diâmetro. (Kapila, 1989) Os fios multifilamentados de aço apresentam algumas propriedades mecânicas semelhantes às do níquel-titânio (Quintão et al., 2009), sendo que sua resiliência é considerada alta. Entretanto, o baixo limite elástico os torna suscetíveis à deformação plástica, por forças externas, como mastigação. (Kapila 1989; Kusy, 1987). Quando submetidos à mesma tensão, exibem grau muito mais alto de deformação permanente que fios de níquel-titânio (Mohlin, 1991). Ainda que apresentando menor conformabilidade que o fio de aço convencional, os multifilamentados aceitam contornos e dobras.

O módulo de elasticidade (rigidez) é outra propriedade que influencia no sucesso de determinada fase do tratamento. Pode ser definido como a medida da rigidez do material. Um fio com alto módulo de elasticidade acumula maior força para cada milímetro de ativação, ou seja, será um material com maior rigidez. Clinicamente, representa a magnitude da força necessária para se fletir ou dobrar o fio. Na tentativa de se aperfeiçoar o ambiente biológico para a movimentação dentária e minimizar o desconforto do paciente, o início do tratamento requer fios de baixa rigidez, para produzir força mais leve e constante durante o tempo de desativação do arco. Constata-se, portanto, que a rigidez elevada do fio ortodôntico não é uma característica interessante para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Por essa razão, a redução das dimensões dos fios torna-se fundamental para diminuir sua rigidez (Quintão et al., 2009).

Atrito refere-se ao deslizamento da superfície de um corpo sobre outro, ou seja, é a força que resiste ao movimento de uma superfície contra outra, e age em direção oposta à movimentação desejada (Resnick e Halliday, 1978). Esta força apresenta-se paralela às superfícies e oposta à direção de seu movimento relativo (Quintão et al., 2009; Resnick e Halliday, 1978). O atrito na mecânica ortodôntica de deslizamento representa dificuldade clínica para o ortodontista, uma vez que altos níveis de atrito diminuem a efetividade da mecânica, reduzindo a velocidade de movimento dentário e dificultando o controle da ancoragem. O atrito é uma das variáveis que atuam no movimento de deslizamento em ortodontia, trabalhando

contra a ação do conjunto fio/bráquete e resultando na diminuição efetiva do movimento dos dentes (Kusy e Whitley, 1990). Apesar disso, sem o atrito, muitos movimentos não seriam possíveis, tais como, correção de rotações, verticalização e preparo de unidades de ancoragem, ou seja, agrupamento de dentes estabilizados que auxiliam a movimentação ortodôntica de um ou mais dentes (Thorstenson e Kussy, 2002).

Para correções de más oclusões associadas a inclinações dentárias vestibulo-lingual inadequadas, é necessário movimento controlado da raiz, denominado “movimento de terceira ordem”, “torque de raiz” ou “verticalização de raiz”. A expressão do torque resulta da interação de vários fatores, dentre eles: design do braquete, interação do fio com o slot do bráquete, forma de ligação entre eles, deformação, dureza e espessura do fio, magnitude da torção e secção transversal. Fatores clínicos como inclinação dentária inicial, posição do bráquete e anatomia dentária também são determinantes para expressão do torque. Fios com baixo módulo de elasticidade, como os fios de NiTi, resultam em menor expressão de torque quando comparados ao fio de aço. (Amy et al., 2010).

Conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial, e sua seleção deve ser feita de acordo com suas propriedades e efeitos. Certas características, tais como: apropriada flexibilidade e alta recuperação elástica, são indispensáveis com o propósito de estimular resposta tecidual adequada e promover forças leves e contínuas. Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas conhecer as propriedades mecânicas e composição química dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para aplicação clínica.





## *2. Proposição*

---



## **2. PROPOSIÇÃO**

### **2.1 Objetivos Gerais**

Comparar as propriedades físicas dos fios ortodônticos de memória de Níquel Titânio estabilizado, termo ativo, acrescido de cobre e fio de aço multifilamentado.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Comparar os fios ortodônticos redondos (0.016”) e retangulares (0.018”x 0.025”) de Níquel Titânio estabilizado, termo ativo, acrescido de cobre e fio de aço multifilamentado (0.019”x0.025”), no que se refere:

- a- às propriedades físicas de atrito, flexão e torção;
- b- às características de suas superfícies após serem submetidos aos ensaios.



### *3. Material e Método*

---



### 3. MATERIAL E MÉTODO

Foram utilizados nesse estudo, um total de 70 fios ortodônticos redondos e retangulares (10 espécimes de cada grupo). Foram testados fios NiTi e multifilamentados de aço inoxidável, como descritos na Tabela 1 e Figura 1.

**Tabela 1-** Fios ortodônticos utilizados nos testes laboratoriais.

Fios Ortodônticos	Medidas	Siglas	Fabricante
Lowland NiTi NAT	0.016" 0.018"x0.025"	16L 18x25L	Dentsply GAC International, Inc – NY USA
Neo Sentalloy NiTi	0.018"x0.025"	18x25NS	Dentsply GAC International, Inc – NY USA
Sentalloy NiTi	0.016"	16S	Dentsply GAC International, Inc – NY USA
Copperloy NiTi	0.016" 0.018"x0.025"	16C 18x25C	Dentsply GAC International, Inc – NY USA
Multibraid multifilament steel wires	0.019"x0.025"	19x25Mb	Dentsply GAC International, Inc – NY USA

**Figura 1.** Fios utilizados. A- 0.019"x0.025"Multibraid; B- 0.018"x0.025"Neo Sentalloy; C- 0.016"Sentalloy; D- 0.018"x0.025"Lowland; E- 0.016"Lowland; F- 0.018"x0.025"Copperloy; G- 0.016"Copperloy.



As porções posteriores dos arcos com menor curvatura, foram cortadas para serem submetidas aos ensaios de atrito, flexão e torção.

Os fios Sentalloy, Neo Sentalloy e Copperloy foram submetidos aos ensaios de flexão em ambiente aquecido a 37° Celsius com o aquecedor de ambientes Cadence 127v e medido com termômetro de precisão.

Para os ensaios de atrito e flexão utilizou-se a máquina universal de ensaios EMIC modelo DL 2000, com célula de carga de 5N do Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo (FORP-USP) (Figura 2). Para os ensaios de torção foi utilizada a máquina de ensaios de torção INSTRON 55MT, com célula de carga de 2,5N, do Laboratório de Bioengenharia, do Departamento de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo. Para a análise de superfície foram utilizados o microscópio eletrônico de varredura (MEV), Marac: Zeiss, modelo: EVO 50, origem: Cambridge UK e o espectrômetro de raios-X pós dispersão de energia (EDS), marca: IXRF Systems, modelo: 500 Digital Processing, origem: Houston USA.

**Figura 2.** A. Máquina universal EMIC para teste de atrito e flexão. B. Máquina Instron 55MT para o ensaio de torção. C. Microscópio eletrônico de varredura e Espectrômetro de raios-X pós dispersão de energia.



### 3.1 Ensaio de Atrito

Para simular a mecânica de deslizamento, utilizou-se teste de tração estática em linha reta, com o bráquete permanecendo em repouso em relação a sua base e com o fio deslizando ao longo da canaleta.

Base de acrílico com 4,5cm de altura, 3,5cm de largura e 2mm de espessura, foi fixada à máquina por meio de dispositivo confeccionado em bronze com 4,5 cm de diâmetro externo e 3 cm de diâmetro interno. Para fixar os segmentos de arco de 20mm de comprimento, foram colados à base de acrílico dois braquetes *Edgewise Standard slot .022"x .028"* (GAC International Inc – NY EUA) (Nishio, 2000; Nishio et al., 2004; Bandeira, 2004). Os braquetes empregados para

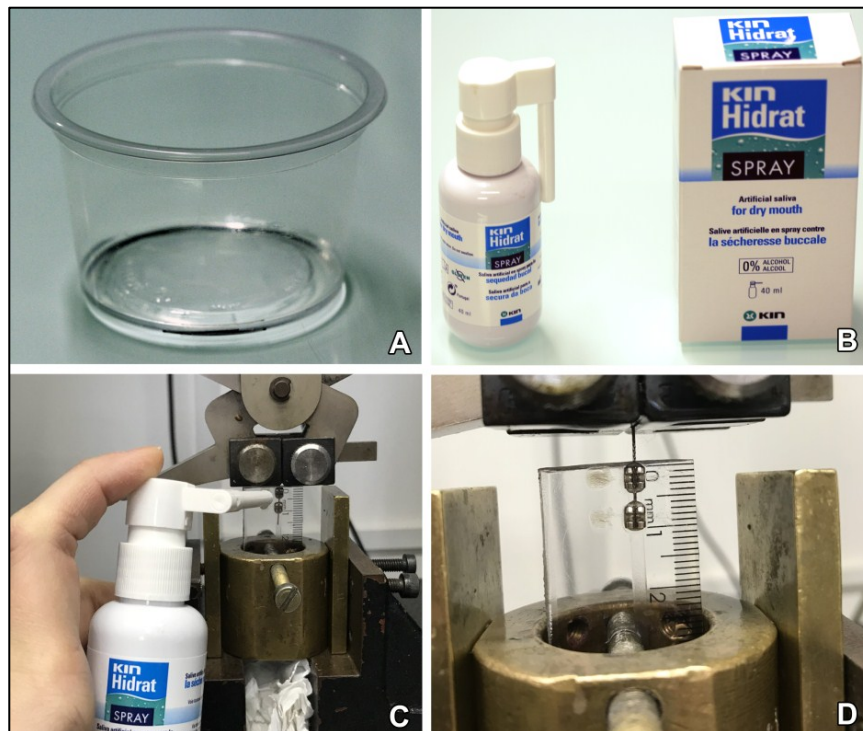


suporte dos segmentos de fios foram colados no centro da base acrílica com cola universal Super Bonder (Loctite, Henkel Ltda – Itapevi - São Paulo – Brasil), mantendo-os completamente alinhados no sentido vertical e horizontal, com o *slot* principal no sentido vertical, assegurando entre eles, distância de 2mm. O segmento de fio foi fixado com ligaduras elásticas modulares de poliuretano (Nishio et al., 2004) (GAC International Inc – NY EUA), colocadas e removidas com instrumento próprio (código 375.01.002, Morelli, Sorocaba, SP, Brasil) para minimizar a variação da força de amarração, que poderia determinar diferenças na força de atrito. Todos os fios e bráquetes, foram utilizados como recebidos do fabricante e limpos em cuba ultrassônica com acetona PA para remoção de resíduos da superfície dos mesmos.

Foram testados dez corpos de prova de cada grupo de fio, de tal modo que foram testados um total de setenta fios. O ensaio foi realizado mantendo os fios em saliva artificial Spary Bucal Kin Hidrat, semelhante aos ensaios de (Keith et al., 1994) (Figura 3). A saliva foi aplicada por meio de spray diretamente sobre o bráquete (Keith et al., 2004).

Os ensaios de atrito consistiram em deslizar os fios ortodônticos através dos dois bráquetes colados na placa de acrílico. O atrito foi analisado por meio da força aplicada na célula de carga, sendo registrados os níveis de força necessários para mover o fio ao longo dos bráquetes (Picchioni, 2007). A velocidade empregada foi de 1,2mm/min, sendo o teste encerrado após 5mm percorridos. Foram avaliadas dez amostras para cada fio e obtidos dez valores de força. Os valores da força máxima (gf) foram registrados e posteriormente, analisados estatisticamente.

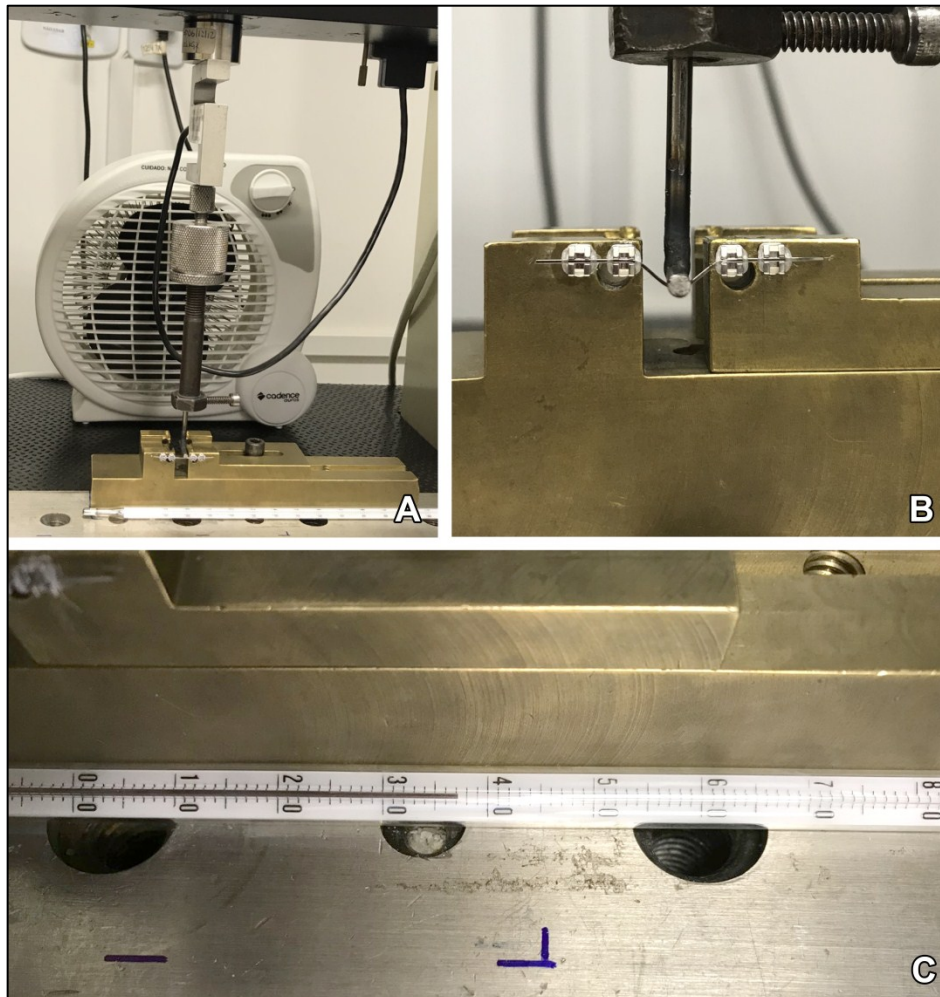
**Figuras 3. A.** Fios embebidos em saliva artificial. **B.** Saliva artificial. **C.** Aplicando saliva durante o teste. **D.** Ensaio de Atrito.



### 3.2 Ensaio de Flexão

Para o teste de flexão utilizou-se um dispositivo confeccionado em bronze com abertura regulável medindo 20cm de comprimento e 3,5cm de altura. Dois pares de bráquetes Edgewise Standartd slot .022"x .028" (GAC International Inc – NY EUA) foram colados ao dispositivo de bronze com cola universal Super Bondar (Loctite, Henkel Ltda – Itapevi - São Paulo – Brasil), em cada uma das extremidades, a uma distância de 10 mm entre os pares de bráquetes, conforme o método DIN EN ISO 15841:2007. Em cada par de bráquetes, a distância entre os bráquetes foi de 2mm. A força de flexão foi aplicada no centro do segmento de arco no tamanho de 3 cm. Os fios foram presos aos bráquetes com ligaduras elásticas modulares de poliuretano da marca GAC International Inc – NY EUA, colocadas e removidas com instrumento próprio (código 375.01.002, Morelli, Sorocaba, SP, Brasil). A velocidade de ensaio utilizada foi de 1mm/mim e os valores da força de carregamento (gf) foram registrados correspondentes às flexões em milímetros, de 0,5, 1, 2 e 3 em cada segmento de fio. Foram avaliadas dez amostras para cada grupo de fio testado, sendo no total setenta fios testados. Quatro valores de força foram obtidos para cada milímetro flexionado e os resultados analisados estatisticamente. (Figura 4).

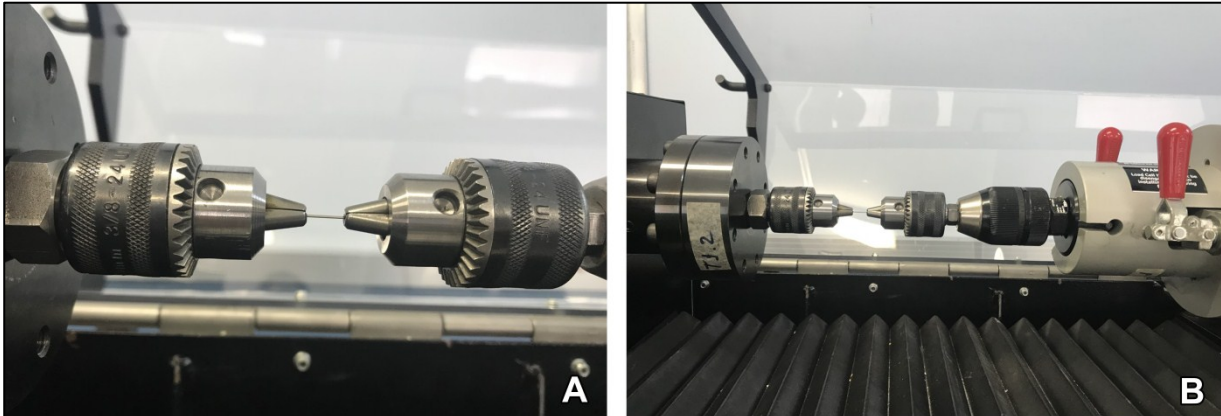
**Figuras 4. A.** Teste de flexão com aquecedor e termômetro. **B.** Teste de Flexão. **C.** Termômetro de precisão em teste de flexão.



### 3.3 Ensaio de Torção

Os segmentos de fios foram cortados na parte reta dos mesmos, de tal modo que o corpo de prova mediu 30 mm e o comprimento de separação útil na máquina foi de 20mm. Foi utilizada a máquina de torção INSTRON 55MT, célula de carga de 2,5N onde os fios foram posicionados e encaixados para permitir torção de 90° em frequência de 360° por minuto. A sequência realizada foi a torção de 90° em 15 segundos, mantendo-a por 2 segundos e removendo-a até obtenção de 0° em 15 segundos (Gurgel et al., 2001). O teste de torção avaliou a força expressa pelo fio durante o movimento de torque em newtons por segundo (N/seg.). Foram testados dez fios para cada grupo, sendo no total setenta fios testados. (Figura 5).

**Figura 5. A.** Mandril fixando o fio no teste de torção. **B.** Máquina em funcionamento no teste de torção.



### 3.4 Análise da Superfície dos Fios por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Foram analisadas as superfícies de 4 fios para cada grupo testado, sendo um submetido ao ensaio de atrito, um submetido ao ensaio de flexão e um submetido ao ensaio de torção, escolhidos aleatoriamente, e um fio controle removido diretamente da embalagem, para verificar possíveis irregularidades provenientes dos ensaios, utilizando Microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Zeiss, EVO 50, UK).

A composição química original de cada tipo de fio foi avaliada empregando-se o Espectrômetro de raio-X por dispersão de energia (EDS) (IXRF Systems, 500 Digital Processing, USA). As amostras da MEV e EDS foram posicionadas no carrossel, que consiste em um suporte onde os fios são inseridos dentro das máquinas, utilizando adesivo de carbono dupla face.

## *4. Análise Estatística*

---



#### **4. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Nas análises dos resultados dos ensaios de atrito, flexão e torção, foram realizadas comparações entre as médias obtidas. Para a análise estatística utilizou-se os programas: IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp.

Os dados foram testados quanto a Normalidade e, uma vez que, apresentaram distribuição normal, empregou-se Anova e pós-teste de Tukey com ajuste de Bonferroni para Torção e Atrito e Anova Fatorial com medidas repetidas para flexão.





## *5. Resultados*

---



## 5. RESULTADOS

### 5.1 Ensaio de Atrito (gf)

Os resultados mostraram semelhanças e diferenças significativas na força máxima gerada pelo atrito durante o tracionamento desses fios. Quanto maior a força indicada pela célula de carga em g/f, maior foi o atrito gerado pelos fios, durante seu deslizamento no *slot* dos bráquetes.

Os resultados das forças de atrito ressaltaram semelhanças entre os fios redondos 16C e 16S e retangulares 19x25Mb e 18x25C e, entre 19x25Mb, 18x25C e 18x25NS; enquanto o fio 16L apresentou menor atrito, dentre os fios redondos, e o fio 18x25L, maior atrito, dentre os retangulares. (Tabela 2)

**Tabela 2.** Classificação das forças de atrito expressas durante os testes pelos fios.

Descriptive Statistics			
Dependent Variable: Atrito			
Grupo	Mean	Std. Deviation	
16C <sup>b</sup>	284,4600	31,74517	0
16L <sup>a</sup>	200,2300	18,67792	0
16S <sup>b</sup>	317,2200	20,86623	0
19x25Mb <sup>bc</sup>	346,2100	64,62934	0
18x25C <sup>bc</sup>	345,2100	45,58607	0
18x25L <sup>d</sup>	479,6500	82,94393	0
18x25NS <sup>c</sup>	405,2300	46,75777	0
<b>Total</b>	<b>339,7443</b>	<b>95,06927</b>	<b>0</b>

\*ANOVA; <sup>ab</sup> letras iguais indicam semelhança estatística-Pós teste de Tukey.

### 5.2 Teste de Flexão (gf)

Os resultados da análise estatística para os testes de flexão, mostraram que a força exercida pela célula de carga foi proporcional à quantidade de flexão, previamente estabelecida.

Os fios redondos apresentaram menor força de flexão, comparados aos fios retangulares. Observou-se que os fios 16L apresentaram forças significativamente menores para 0,5mm de flexão. Entretanto, foram semelhantes aos outros fios nas demais flexões (1mm, 2mm e 3mm). Os fios 19x25 Mb, apresentaram forças menores que os demais retangulares, no ensaio de 0,5mm, porém, para flexão de 2mm e 3mm, as forças foram significativamente maiores quando comparadas aos demais fios retangulares.

No teste de flexão de 0,5mm houve semelhança entre os fios redondos (16C e 16S) e retangulares (18x25C, 18x25NS e 18x25L). Em 1,0mm de flexão, os fios 16C e 16L; 16C e 16S foram semelhantes; e o fio 18x25L apresentou maior força comparado aos outros fios, enquanto o fio 18X25C exibiu menor força de flexão entre os retangulares. Nos ensaios de 2,0mm e 3,0mm, os fios redondos (16L, 16C e 16S) foram semelhantes entre si, enquanto o fio 19x25 Mb, apresentou a maior força de flexão. Os fios 18x25C e 18x25NS foram semelhantes entre si, porém, com a força menor entre os retangulares, no ensaio de 3,0mm. (Tabela 3)

**Tabela 3.** Resultado do ensaio de Flexão (gf)

Descriptive Statistics				
Grupo	Flexao 0.5	Flexao 1.0	Flexão 2.0	Fexão 3.0
16C	0,26 <sup>DA</sup> (0,01)	0,39 <sup>abB</sup> (0,01)	0,57 <sup>ac</sup> (0,01)	0,75 <sup>ad</sup> (0,02)
16L	0,14 <sup>DA</sup> (0,01)	0,37 <sup>ab</sup> (0,01)	0,58 <sup>ac</sup> (0,01)	0,71 <sup>ad</sup> (0,02)
16S	0,27 <sup>BA</sup> (0,01)	0,43 <sup>bB</sup> (0,01)	0,61 <sup>ac</sup> (0,01)	0,74 <sup>ad</sup> (0,02)
19x25Mb	0,39 <sup>CA</sup> (0,01)	1,14 <sup>eB</sup> (0,01)	2,26 <sup>ec</sup> (0,01)	2,68 <sup>ed</sup> (0,02)
18x25C	0,65 <sup>DA</sup> (0,01)	0,93 <sup>CB</sup> (0,01)	1,37 <sup>bc</sup> (0,01)	1,79 <sup>bd</sup> (0,02)
18x25L	0,61 <sup>DA</sup> (0,01)	1,40 <sup>fB</sup> (0,01)	1,93 <sup>dc</sup> (0,01)	2,31 <sup>cd</sup> (0,02)
18x25NS	0,66 <sup>DA</sup> (0,01)	1,02 <sup>dB</sup> (0,01)	1,45 <sup>cc</sup> (0,01)	1,81 <sup>bd</sup> (0,02)

<sup>ab</sup> letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os grupos; <sup>ab</sup> letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatística entre as flexões – Pós teste de Tukey.

### 5.3 Teste de Torção (N/seg)

Nos resultados dos testes de torção, as forças expressas pela célula de carga, mostraram semelhanças entre os fios 16L, 16C e 16S, enquanto os fios 16C e 16S foram semelhantes ao 19x25Mb. Estes fios exibiram menor força de torção. Em contrapartida, as maiores forças de torção foram apresentadas pelos fios 18x25L e 18x25NS. (Tabela 4)

**Tabela 4.** Resultado da análise estatística no teste de torção. (N/seg)

Descriptive Statistics	
Grupo	Torção
16C	0,38 (0,04) <sup>ab</sup>
16L	0,29 (0,02) <sup>a</sup>
16S	0,34 (0,02) <sup>ab</sup>
19x25Mb	0,44 (0,05) <sup>b</sup>
18x25C	0,65 (0,16) <sup>c</sup>
18x25L	0,80 (0,08) <sup>d</sup>
18x25NS	0,90 (0,06) <sup>d</sup>
p*	<0,001

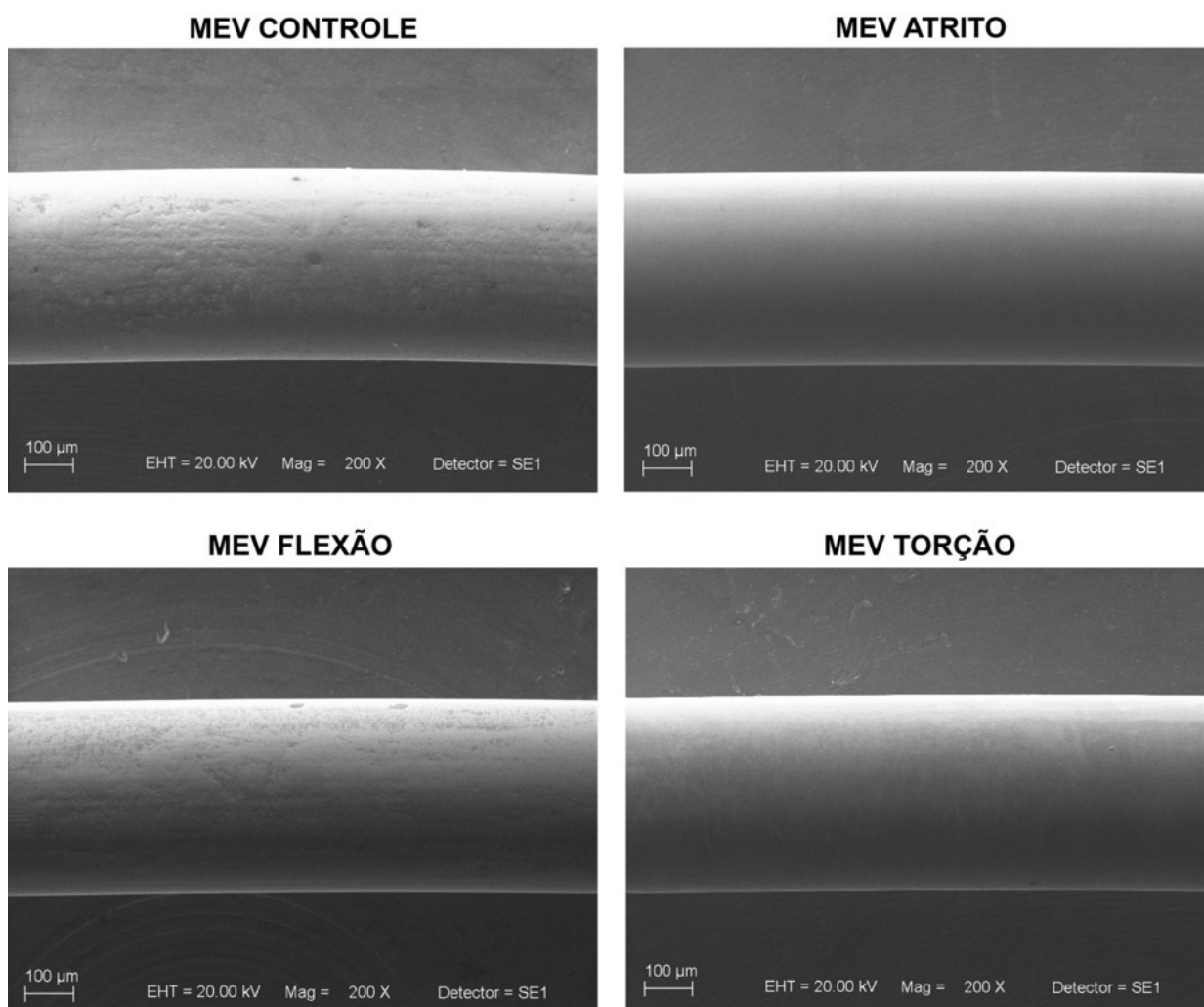
\* ANOVA; <sup>ab</sup> letras iguais indicam semelhança estatística – Pós teste de Tukey.

## 5.4 Análise de Superfície por MEV

### 5.4.1 Fio 0.016" Lowland

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) do fio 0.016" Lowland não mostrou alteração na sua superfície após os ensaios de atrito, flexão e torção. (Figura 6).

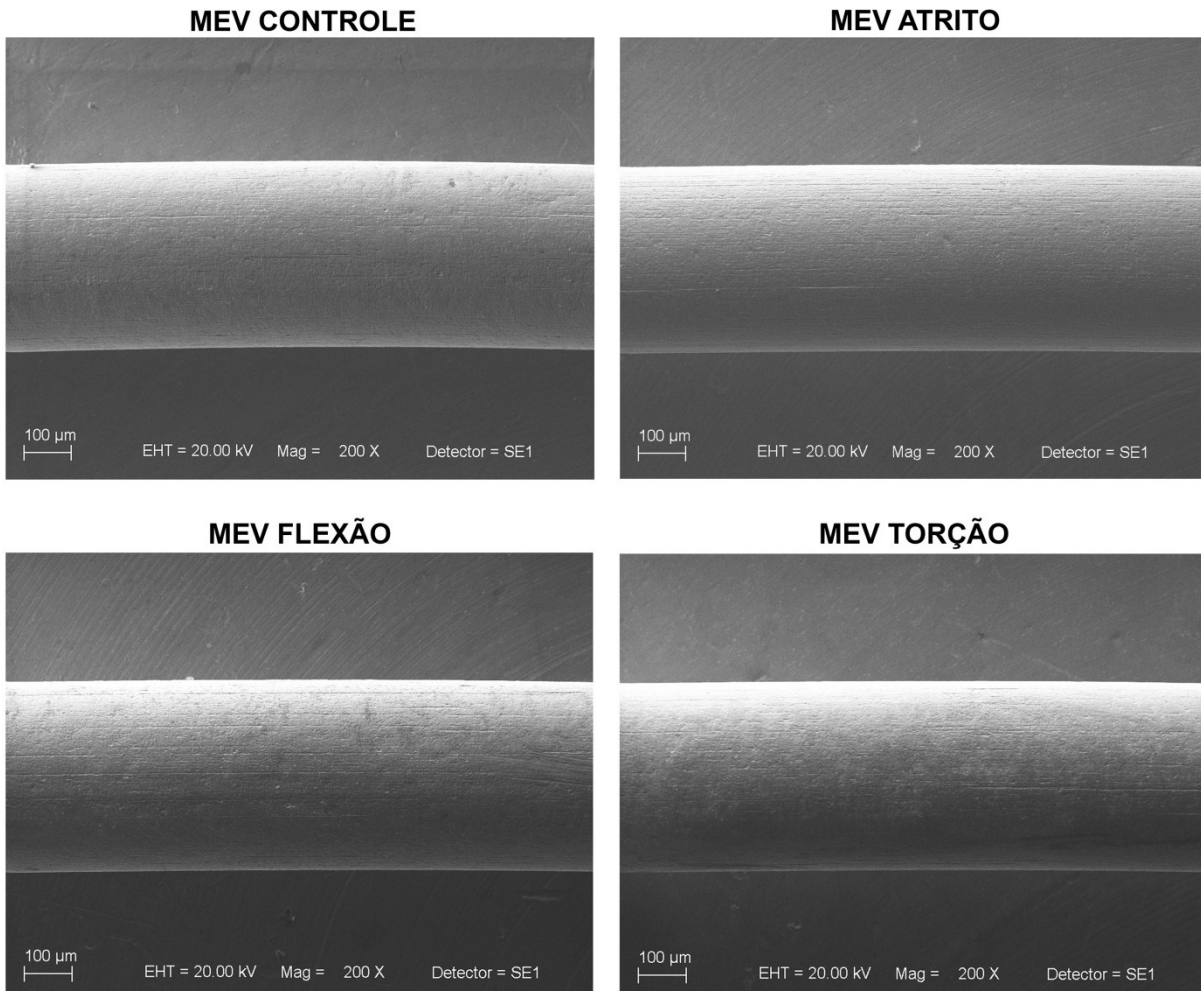
**Figura 6.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV), do fio 0.016" Lowland.



### 5.4.2 Fio 0.016" Sentalloy

A MEV não evidenciou alteração na superfície do fio 0.016" Sentalloy em relação ao fio de controle, nos testes de atrito, flexão e torção. (Figura 7).

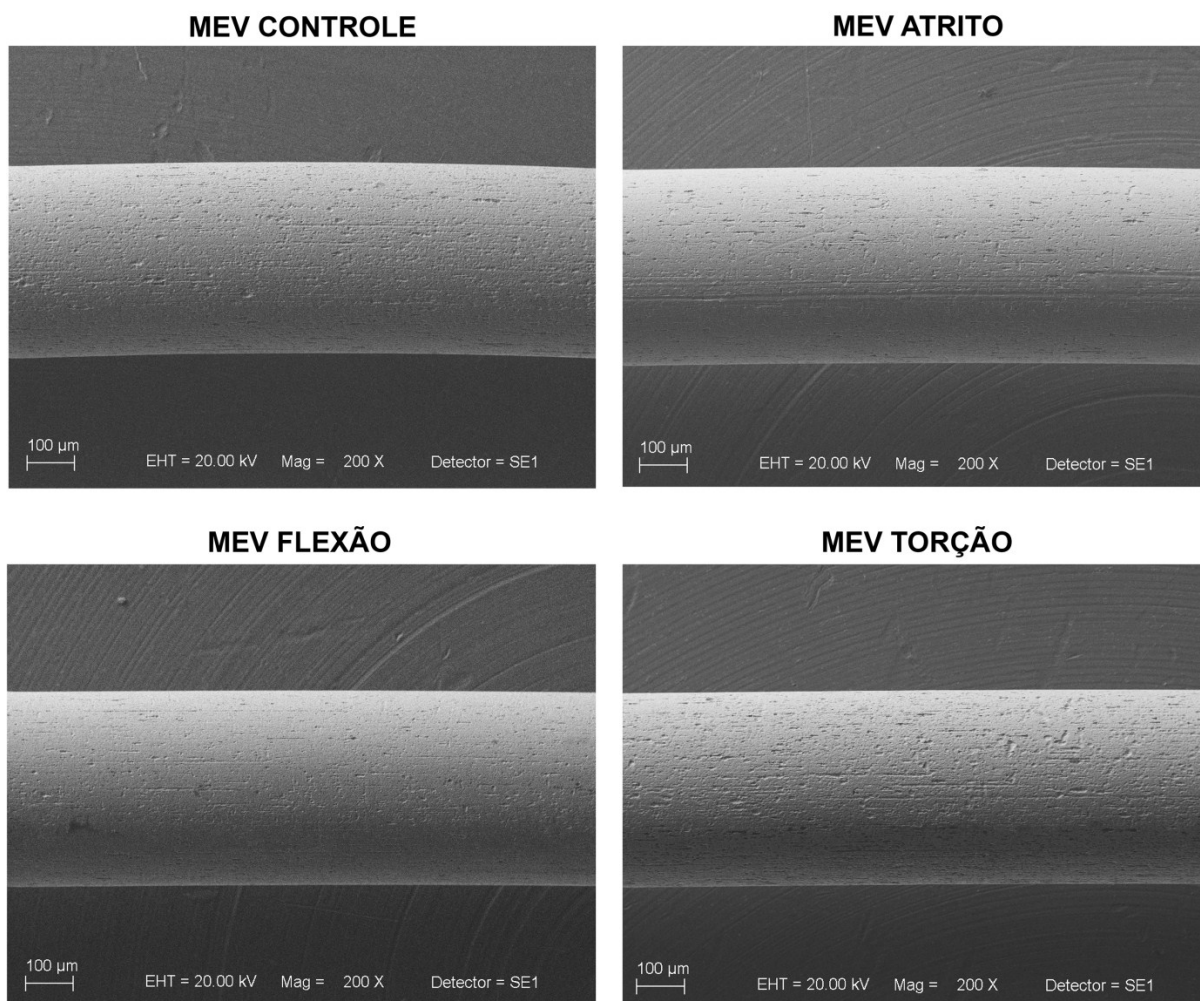
**Figura 7.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV) do fio 0.016” Sentalloy.



### 5.4.3 0.016” Copperloy

A MEV não revelou alterações significantes na superfície do fio 0.016” Copperloy após o ensaio de atrito e flexão em comparação ao fio controle. Após o ensaio de torção verificou-se superfície heterogênea com pequenas ranhuras e imperfeições. (Figura 8).

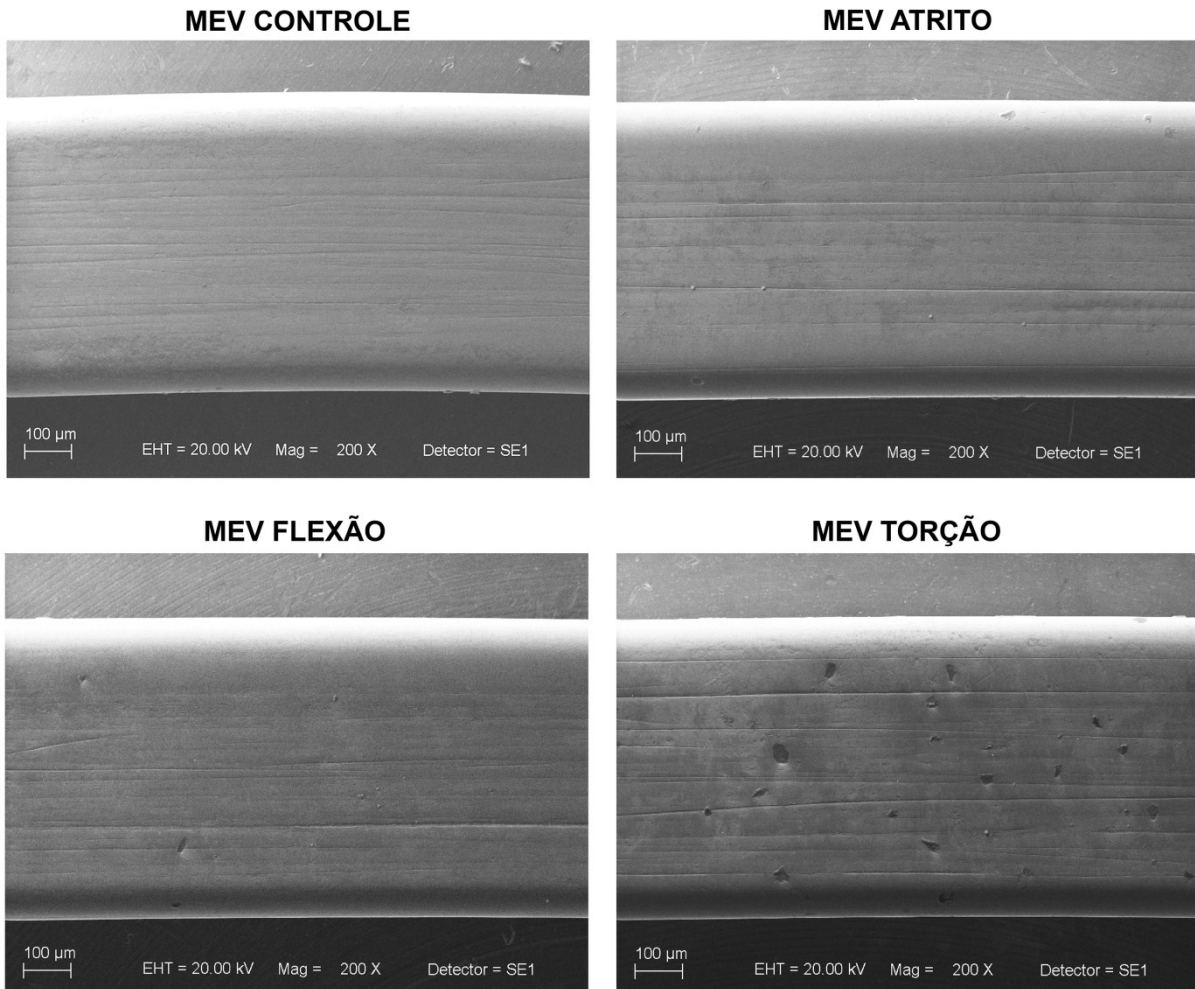
**Figura 8.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV) do fio 0.016" Copperloy.



#### **5.4.4 Fio 0.018" X 0.025" Lowland**

A MEV do fio 0.018" x 0.025" Lowland, mostrou alteração na superfície do fio, como sulcos e desgastes em comparação ao fio controle, após ensaios de atrito e flexão. Após o teste de torção, verificou-se superfície heterogênea, com presença de imperfeições e resíduos superficiais. (Figura 9).

**Figura 9.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV), do fio 0.018" x 0.025" Lowland

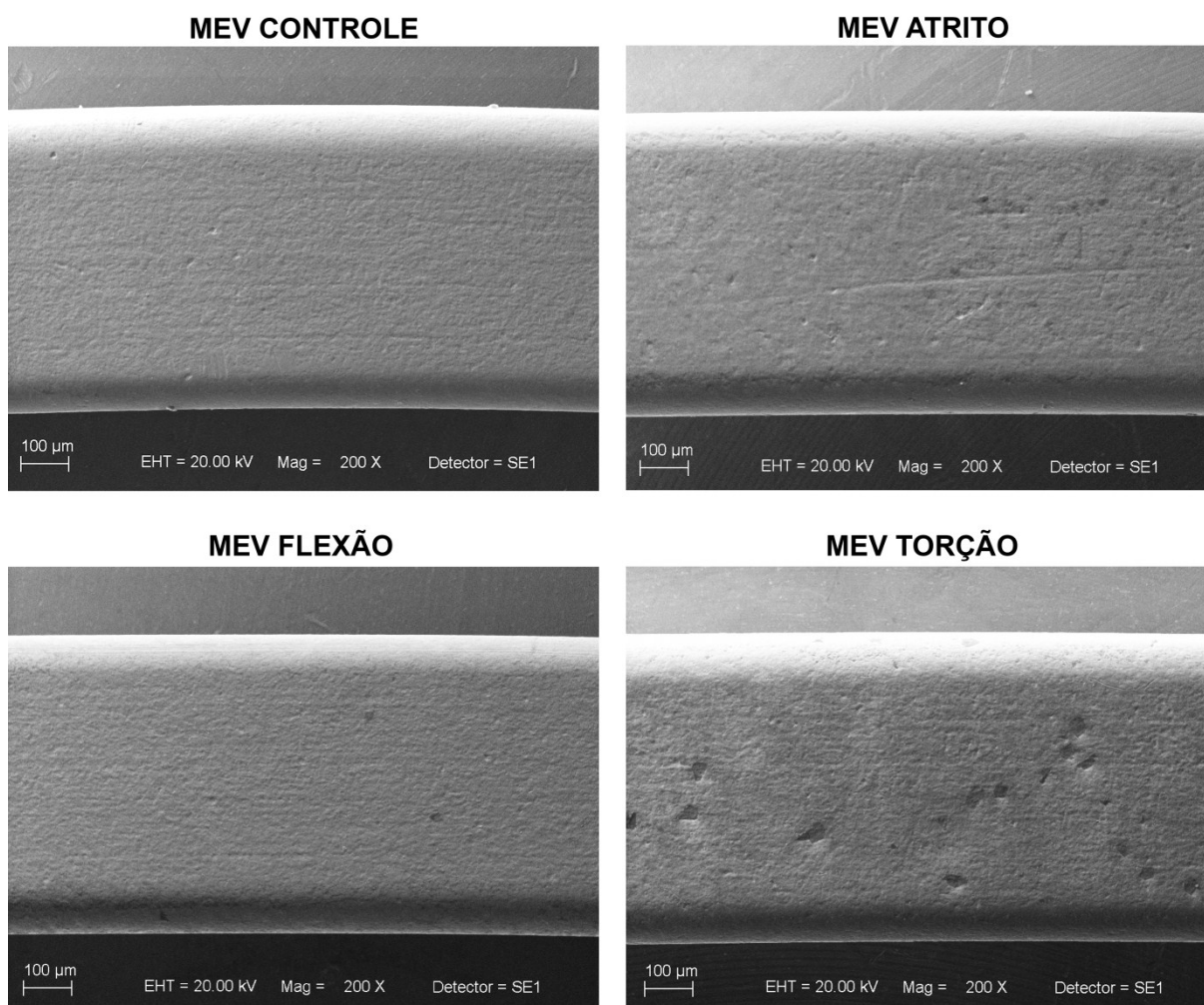


#### 5.4.5 Fio 0.018"X 0.025" Neo Sentaloy

A superfície do fio 0.018"X 0.025" Neo Sentaloy se tornou mais irregular após o ensaio de atrito, no teste de torção apresentou sulcos mais acentuados e resíduos superficiais, entretanto, no teste de flexão, a MEV não mostrou alteração na sua superfície (Figura 10).



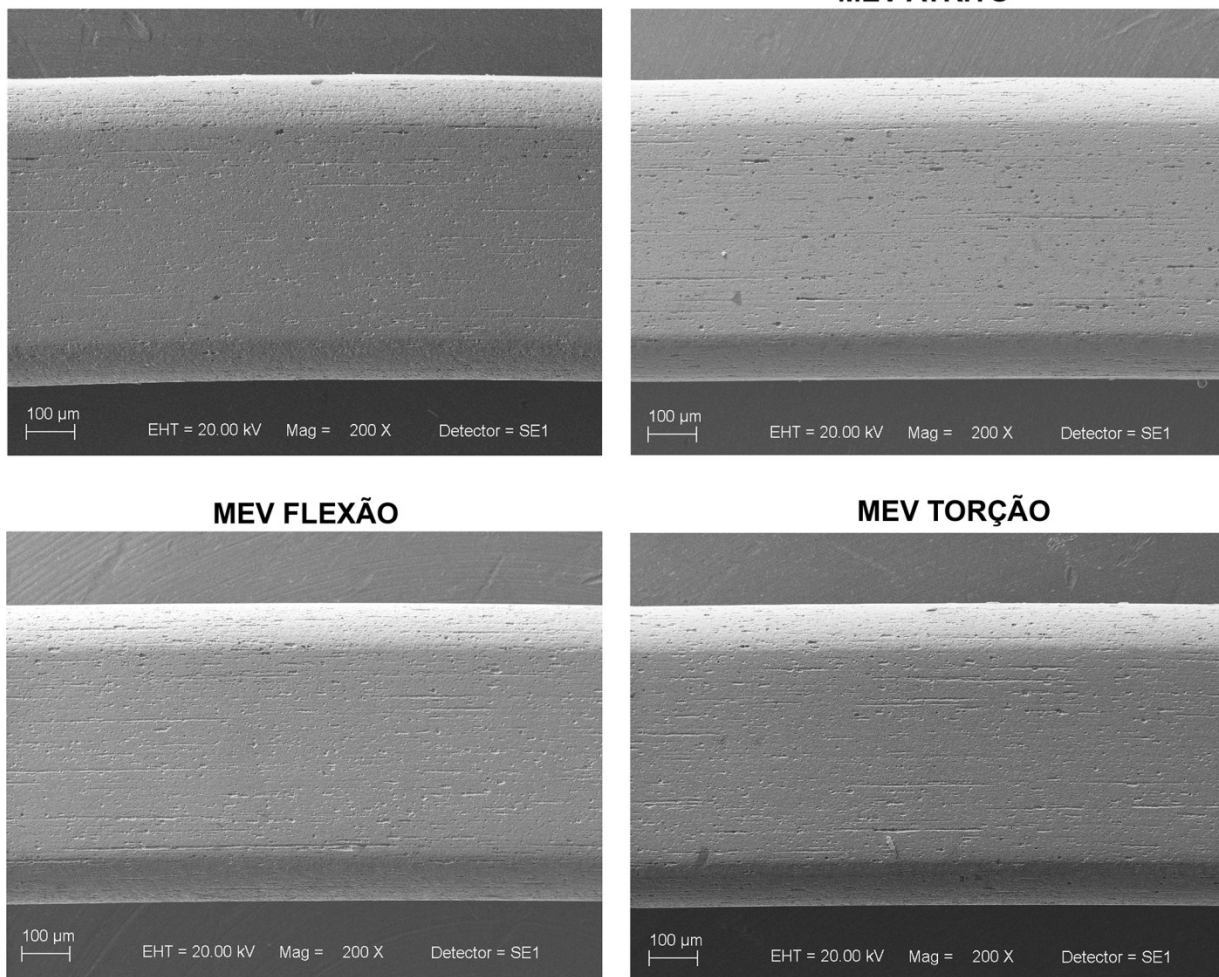
**Figura 10.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV) fio 0.018" x 0.025" Neo Sentalloy



#### 5.4.6 Fio 0.018"X 0.025" Copperloy

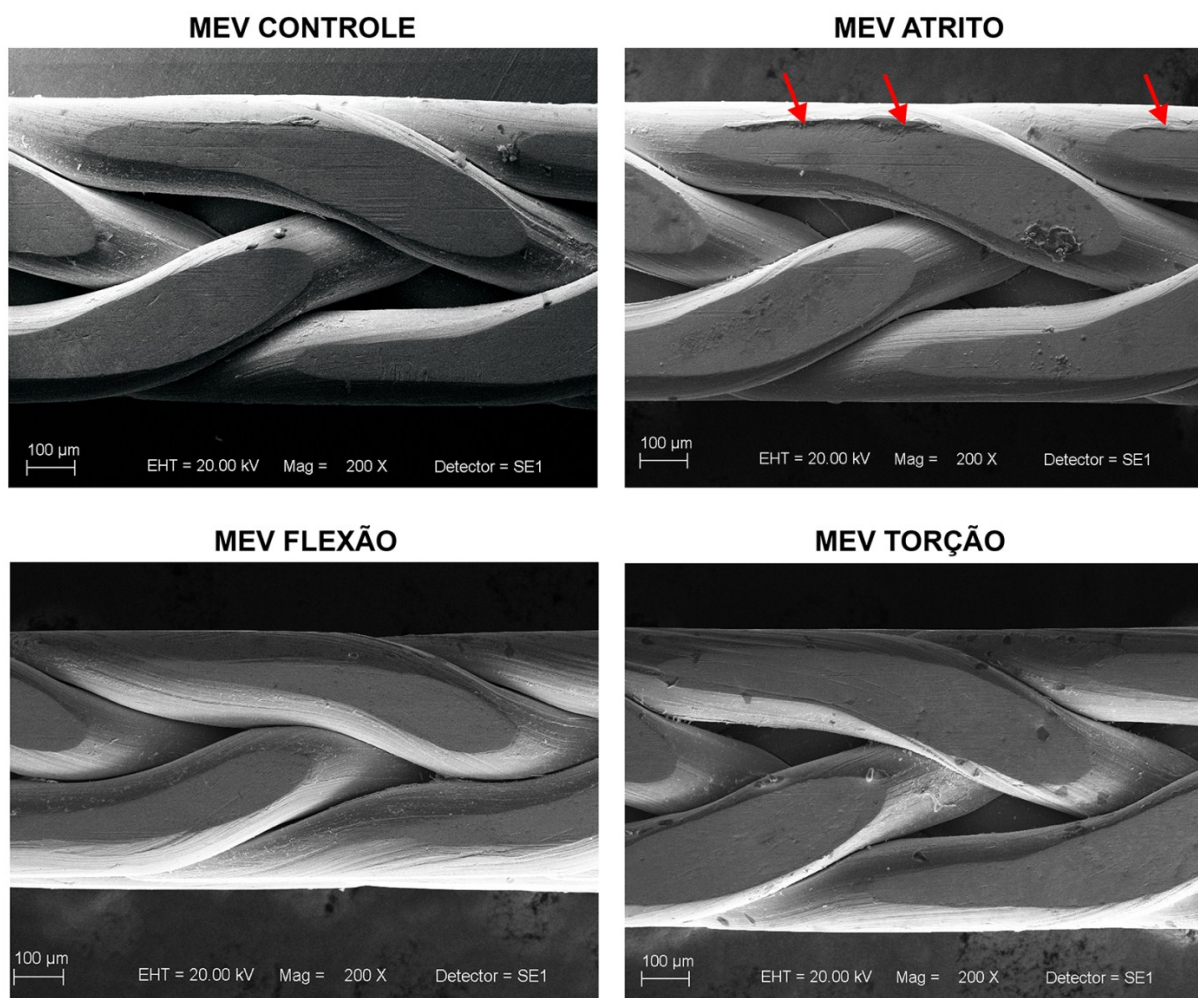
Não foram observadas diferenças nas superfícies dos fios Fio 0.018"X 0.025" Copperloy submetidos aos ensaios de atrito, flexão e torção. (Figura 11).

**Figura 11.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV) fio 0.018”X 0.025” Copperloy



#### **5.4.7 Fio 0.019”X0.025” Multibraid**

A MEV não evidenciou alteração na superfície do fio 0.019”X0.025” Multibraid submetido ao ensaio de torção. Porém, observou-se ranhuras em suas quinas no ensaio de atrito e no ensaio de flexão, verificou-se significativa diferença em sua estrutura, representada pela compactação dos filamentos trançados, deixando-os bem mais próximos uns dos outros em comparação com o fio controle. (Figura 12).

**Figura 12.** Microscopia eletrônica de varredura (MEV) fio 0.019”X0.025” Multibraid

De um modo geral, após os ensaios de atrito, flexão e torção, os fios redondos não apresentaram alterações nas suas superfícies, enquanto os retangulares Lowland e NeoSentalloy revelaram superfície heterogênea com presença de imperfeições e, ranhuras e desgastes, enquanto os fios Copperloy não apresentaram alterações. O fio 0.019”X0.025” Multibraid apresentou compactação dos filamentos trançados após o teste de flexão.

### 5.5 Análise de Superfície por EDS

O resultado da análise de superfície por EDS revelou que na composição original dos fios 0.016” de Niti estabilizado (Lowland) e termo ativo (Sentalloy) encontra-se alta concentração de níquel seguida por titânio e pequena concentração de alumínio, enquanto o fio 0.016” Copperloy, além do níquel, titânio e alumínio, possui pequena concentração de cobre. O fio 0.018”x0.025” Lowland, possui maior



## *6. Discussão*

---



## 6. DISCUSSÃO

A variedade de fios ortodônticos disponíveis acarreta dúvidas quanto a qualidade e a melhor opção durante as diversas fases do tratamento ortodôntico. Na fase de alinhamento e nivelamento são necessárias forças suaves, leves e constantes para a movimentação dentária, com maior capacidade de flexão dos fios. No fechamento dos espaços é fundamental utilizar fios que provoquem menos atrito, permitindo que os bráquetes deslizem mais facilmente ao longo do fio, sem comprometer o movimento de translação do dente e, o controle e correção do torque ou torção dos fios dentro do slot dos bráquetes. O ideal, portanto, seria utilizá-los com total conhecimento de suas propriedades mecânicas e físicas e seus efeitos no tratamento ortodôntico.

### 6.1 Teste de Atrito

Na movimentação ortodôntica, o atrito entre fio, bráquete e amarrilho dissipa parte da energia de ativação do aparelho, reduzindo sua eficiência na movimentação dentária (Elias e Lopes, 2007). A resistência ao atrito de um fio ortodôntico é um importante fator no movimento dentário, especialmente na mecânica de deslizamento, e deve ser controlada para permitir a aplicação de forças contínuas leves. (Takada, 2018)

O atrito entre bráquete e fio é maior nos fios de maior espessura e nos retangulares (Angolkar et al., 1990) devido ao preenchimento do *slot* do bráquete. (Bandeira, 2010). Na presente pesquisa, os fios 0.016” apresentaram menor força de atrito que os retangulares, corroborando esta afirmação.

A força de atrito ou fricção do sistema bráquete-fio aumenta com a rugosidade da superfície do fio. (Takada, 2018) Existem algumas controvérsias em relação à influência da rugosidade superficial na fricção, pois alguns autores relatam que a presença de uma camada de óxido ou a lubrificação intrínseca pode exercer maior influência na fricção do que a rugosidade da superfície (Pratten et al., 1990). Os fios de NiTi apresentam maior resistência à fricção, comparados aos demais fios ortodônticos devido à maior rugosidade de superfície dos fios NiTi comparada aos fios de aço inoxidável (Clocheret et al., 2004; Souza, 2011; Ferrari et al., 2011; Pratten et al., 1990; Kusy et al., 1988). Entretanto, Almeida (2020) não constatou influência da rugosidade superficial dos fios de Niti na resistência à fricção.

No presente estudo não foi observada correlação entre irregularidades nas superfícies e atrito. Apesar da avaliação da superfície ter sido realizada por meio de MEV, verificou-se que entre os fios redondos controle, o Sentaloy apresentou a superfície mais lisa, porém a resistência à fricção (atrito) foi semelhante ao do Copperloy que exibiu superfície mais irregular na MEV. Embora o fio 18x25L, dentre os retangulares controles, apresentasse maior atrito, sua superfície foi mais homogênea que os fios NS e Copperloy. O 19x25Mb apresentou forças de atrito semelhantes aos demais retangulares Niti, embora os fios de aço inoxidável mostrem forças de atrito menores (Quintão, 2009). Isso se deve a sua maior espessura em relação aos retangulares Niti avaliados nesta pesquisa e ao arranjo multifilamentado que o difere dos demais fios.

Além disso, devem ser levados em consideração os bráquetes e ligaduras que compõem o sistema de deslizamento. Alguns autores demonstraram que as ligaduras metálicas (amarrilhos) produzem menor atrito que as elastoméricas. No entanto, estas podem perder a força de amarração com o tempo de uso, o que pode influenciar os valores do atrito (Taylor e Ison, 1996). A qualidade do elastômero e da superfície da ligadura, a geometria e dimensões da ligadura podem reduzir o atrito. (Bandeira 2004; Chimenti et al., 2005).

Ligaduras que possuem ângulos vivos no seu formato provocam maior atrito do que as ligaduras que possuem a forma arredondada (Bandeira, 2004). Entretanto, Bortoly et al. (2008) relataram que a superfície das ligaduras não tem influência significativa na força de atrito. Nesta investigação foram utilizadas as ligaduras elásticas modulares de poliuretano *Sani ties pearl blue* (GAC International Inc – NY EUA) para padronizar a influência da ligadura nos resultados de atrito. Estas ligaduras apresentam superfície bastante homogênea, com geometria arredondada e fabricação por moldagem de injeção, que permite o deslizamento mais fácil.

## 6.2 Teste de flexão

Uma movimentação ortodôntica fisiológica depende de fatores biológicos e mecânicos que podem agir individualmente ou simultaneamente. Os fatores mecânicos, que incluem magnitude de força, duração, direção, tipo de movimento aplicado e aparelho utilizado, podem ser controlados de certa forma pelo clínico. Porém, fatores biológicos como, condições sistêmicas, sexo, idade, nutrição, trauma



prévio, genética e etnia, não são controláveis. (Weltman, Vig et al., 2010; Bartley, Türk et al., 2011; Paetyangkul, Turk et al., 2011; Wu, Turk et al., 2011).

No atendimento clínico, a resiliência no carregamento equivale à energia necessária para amarrar o fio no aparelho ortodôntico. Sendo assim, durante a fase de nivelamento, o material que apresenta o melhor comportamento é aquele que gera menor dificuldade para o dentista deformar o fio e amarrar ao bráquete, ou seja, um fio com baixo módulo de elasticidade. (Peres, 2012) No presente trabalho foram avaliadas as forças de carregamento dos fios nos ensaios de flexão, de tal modo que os fios Niti de secção redonda 0.016” obtiveram as menores forças, sendo semelhantes, independente se estabilizados, termo ativos ou de cobre. Entretanto, Sarul et al. concluíram que os fios redondos com adição de cobre, 0.016” Copper Niti, apresentaram menor força de carregamento que os fios termoativados. A incorporação de cobre permite a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário e confere propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi. (Quintão, 2009).

O termo liga com memória de forma se aplica ao grupo de materiais metálicos que apresentam o retorno da forma ou do tamanho previamente definidos, quando submetidos a forças apropriadas, que respeitam seu limite elástico (Alhaidary e Al-Khatiab, 2006). É uma característica fundamental na fase de alinhamento e nivelamento, por isso a liga de Ni-Ti tem sido considerada um dos materiais mais importantes na ortodontia moderna. Apresentam superelasticidade e efeito memória de forma (Barras e Myers, 2000), propriedades conferidas devido à alta concentração de Ni, entre 50,8 e 60,8% evidenciada na análise de EDS. As ligas com mais de 51,6% de Ni se tornam duras e quebradiças. (Raz e Sadrnezhad, 2004) O titânio presente em alta concentração nos fios Niti avaliados, assegura resistência à corrosão e aumenta a resistência mecânica quando utilizado para a produção de ligas com ferro, alumínio, vanádio e molibdênio. (Saburi, 1998)

Segundo Otsuka, a adição de cobre na liga de Niti torna o controle das propriedades de memória de forma mais fácil e faz com que a temperatura de transformação seja menos sensível a mudanças de composição. (Otsuka e Ren, 2005). Os resultados do presente estudo mostraram que dentre os retangulares, os fios com adição de cobre, Copperloy, apresentaram as menores forças de flexão. Gil et al. (2004), também afirmaram que a adição de cobre foi eficaz para diminuir a força de tensão e estabilizar as características de superelasticidade, além de

produzir maior estabilidade nas temperaturas de transformação. Estas propriedades estabelecem que os fios retangulares de cobre podem ser apropriados em situações, durante o tratamento ortodôntico, que necessitem de controle de dimensões do arco, porém, com menor grau de rigidez.

Os fios estabilizados (Lowland), exibiram a maior força de flexão dentre os fios de Niti retangulares, portanto, podem ser recomendados em fases do tratamento que exijam maior controle de torque e dimensões do arco. Os fios de aço multifilamentados mostraram a maior força de flexão entre todos os fios avaliados. Isto pode ser ocasionado pela alta concentração de ferro (73,1%) e cromo (17,8%). O ferro proporciona boa resistência mecânica à tração, boa ductilidade e resiliência, e boa resistência à compressão e o cromo forma uma camada fina e aderente de óxido passivo que assegura ao aço, resistência à corrosão, desde que no mínimo de 12%. Assim sendo, podem ser adequados para as fases do tratamento ortodôntico em que se necessite de controle das dimensões do arco.

Por meio da MEV, foi possível observar que nos fios de Niti (Lowland, Sentalloy, Copperloy e Neo Sentaloy), não ocorreu deformação plástica, conforme constataram RYGE et al. Os fios de Niti, apresentaram alta resiliência, podendo sofrer grande tensão sem ocorrer deformação permanente em sua estrutura. Essa propriedade é bastante favorável nas fases de alinhamento e nivelamento.

Entretanto, o fio de aço multifilamentado apresentou compressão de seus filamentos, com mudança em sua estrutura original, tornando evidente a deformação plástica após o ensaio de flexão, conforme visualizado na MEV. Este cenário confirma que os fios de aço apresentam alto módulo de elasticidade, acumulando maior força para cada milímetro de ativação, sendo um fio de maior rigidez. A deformação ou compactação dos filamentos sofrida após o ensaio de flexão, indica que esta característica pode interferir no movimento dentário em diferentes fases do tratamento ortodôntico. (Quintão et al. 2009).

### **6.3 Teste de Torção**

O torque incorporado no arco retangular ou em acessórios pré-programados é, provavelmente, uma das mais importantes etapas da mecânica ortodôntica, sendo primordial para adequada finalização ortodôntica. As inclinações vestibulolinguais dos dentes anteriores e posteriores devem ser individualizadas para cada paciente, sendo fundamentais para a obtenção de correta intercuspidação das arcadas

superior e inferior, obedecendo assim certos critérios e princípios estéticos e funcionais. (Thiesen G, 2003).

O torque se expressa quando o *slot* é preenchido e quando o calibre do fio aumenta gradativamente durante o tratamento. Uma porcentagem do torque embutido no bráquete é perdida devido à folga existente entre o *slot* e o fio. Esta perda pode ser atribuída a fatores como o calibre do fio, posicionamento errado do bráquete, irregularidades morfológicas do elemento dentário, dimensão do *slot* do bráquete e chanfradura da borda do fio. (Badawi et al., 2008).

Nas imagens obtidas pelas MEV, verificou-se que nenhum dos fios sofreu alteração em sua estrutura após o ensaio de torção, corroborando o trabalho de Peres et al. (2012), ao demonstrarem que a torção usual no fio durante o tratamento ortodôntico não parece gerar tensão suficiente para induzir a transformação martensítica, de modo que os fios de aço e Niti apresentaram comportamentos semelhantes nos ensaios.

Nas fases do tratamento nos quais o controle do torque torna-se necessário, recomenda-se utilizar um fio retangular que preencha toda a canaleta do bráquete (Andreasen, 1989).

Os resultados obtidos no presente estudo, evidenciaram que conforme aumentaram os calibres dos arcos, as forças de torção aumentaram. Entre os fios retangulares, os fios que expressaram menor força de torção foram os fios 19x25Mb, seguido pelos fios 18x25C e os fios 18x25NS e 18x25L tiveram as forças iguais. Portanto, quando é necessário maior controle de torque, os fios multifilamentados não são os mais indicados.



## *7. Conclusão*

---



## **7 CONCLUSÃO**

### **7.1 Atrito, Flexão e Torção**

Os resultados obtidos nos ensaios de atrito, flexão e torção, permitem concluir que:

- os fios de Niti 016” mostraram forças de atrito, flexão e torção baixas, confirmando a indicação clínica para as fases de alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico.
- os fios multifilamentados apesar do baixo atrito e força de torção, apresentaram as maiores forças de flexão.
- os fios retangulares de cobre e termo-ativos revelaram-se mais flexíveis, pois a força de flexão foi menor que os demais retangulares. Os fios Niti estabilizados exibiram altos índices de atrito e resistência à flexão.

### **7.2 Análise de superfície - MEV**

As imagens da MEV mostraram que após os ensaios, os fios de Niti não sofreram deformação plástica, apenas desgastes nas superfícies. O fio multifilamentado exibiu deformação plástica após ensaio de flexão.





## *Referências*

---



## REFERÊNCIAS

1. Al-Haidary JT, Al-Khatiab S. Manufacturing and characterization of dental shape memory alloy. *Materials Science and Engineering*. 2006 March;419(1-2):45-49.
2. Almeida MR, Vasconcelos JB, Giunco JSA, Almeida RR, Gonini Junior A, Lopes MB. Avaliação do atrito e da rugosidade de três diferentes arcos de níquel-titânio. *Rev Clín Ortod Dental Press*. 2020 Fev-Mar;19(1):72-8.
3. Amy A, Majorb TW, Careyc JP, Heod G, et al. A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthodontist*. 2010; 80(5):884-886.
4. Andreasen G, Ambom RM. Aligning, leveling, and torque control - a pilot study. *The Angle Orthodontist*. 1989;59(1):51-60.
5. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson JR, et al. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *American J Orthod and Dentofacial Orthop*. 1990 Dec; 98(6):499-506.
6. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop*. 2008 May;133(5):721- 8.
7. Bandeira AMB. Avaliação da força de atrito de fios ortodônticos recobertos com resina epoxídica. (Tese). Rio de Janeiro, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2004.
8. Bandeira AMB. Avaliação de fios ortodônticos recobertos: Propriedades mecânicas e estudo ex vivo. (Tese). Rio de Janeiro, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.
9. Barras CD, Myers KA. Nitinol - its use in vascular surgery and other applications. *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2000 Jun; 9(6):564-9.
10. Bartley N, Turk T, Colak, C, Elekdağ-Türk S, et al. Physical properties of root cementum: Part 17. Root resorption after the application of 2.5° and 15° of buccal root torque for 4 weeks: A microcomputed tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011 April; 139, (4):353-e360.
11. Basudan AM, Al-Emran SE. The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *Br.J. Orthod*. 2001;28(3):231-236.
12. Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, et al. Sliding resistance with esthetic ligatures: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:340.e1-340.e7.

13. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. New York: T.Thieme. 2001;310p.
14. Chen R, Zhi YF, Arvystas M. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod.* 1992 Mar; 62 (1): 59-66.
15. Chimenti C, Franchib L, Giusepped MG, et al. Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions. *Angle Orthodontist.* 2005;75(3):377-381.
16. Clocheret K, Williems G, Carels C, et al. Dynamic frictional behavior of orthodontic archwires and brackets”, *European Journal of Orthodontics.* 2004; 26(2):163-170.
17. Duerig T, Pelton A, Stöckel D. An overview of Nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering.* 1999 Dez; 273–275:149-160.
18. Elias CN, Lopes HP. *Materias Dentários Ensaio Mecânicos*, 1ªEd., São Paulo, SP, Editora Santos, 2007.
19. Ferrari Ck, Pizzatto S, Moresca R, Moro A, Cantú GM. Avaliação in vitro da fricção entre fios ortodônticos retangulares e bráquetes autoligáveis In vitro evaluation of friction between rectangular wires and self-ligating brackets. *Orthodontic Science and Practice.* 2011; 4(15).
20. Gil FJ, Solano E, Peña J. et al. Microstructural, mechanical and cytotoxicity evaluation of different NiTi and NiTiCu shape memory alloys. *J Mater Sci: Mater Med.* 2004;(15):1181-1185.
21. Gurgel JDA, Ramos AL, Kerr SD. Fios Ortodônticos. *Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2001 jul./ago; 6(4):103-114.
22. Huang ZM, Gopal R, Fujjaha K, et al. Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. *Biomaterials.* 2003;(24):2941-2953.
23. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontics wires. *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.* 1989 August;(96):100-109.
24. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ, et al. Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1994.
25. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia Brackets: An Evaluation of Morphology and Coefficients of Friction. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 2004 Dec; 106(6):605-614.
26. Kusy RP, Dilley GJ. Elastic Modulus of a Triple-stranded Stainless Steel Arch Wire via Three- and Four-point Bending. *J Dent Res.* 1984; 63(10):1232–1240.
27. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, et al. Surface Roughness of Orthodontic Archwires via Laser Spectroscopy, *The Angle Orthodontist.* 1988 Jan; 58(1):33-45.

28. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J.Biomech.* 1990; 23(9):913-925.
29. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod Angle Orthod.* 1997; 67(3):197-207.
30. Mohlin B, Miiller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese Ni-Ti wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur. J. Orthod Oxford,* 1991;13(5):386-391.
31. Nishio C, Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125(1):56-64, 2004.
32. Nishio C. Brackets Cerâmicos-Avaliação in Vitro da Fricção Superficial. (Monografia) Rio de Janeiro, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2000.
33. Otsuka K, Ren X. Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science.* 2005 July; 50(5):511-678.
34. Paetyangkul, A, Turk T, Elekdağ-Türk S, Jones AS, et al. Physical properties of root cementum: Part 16. Comparisons of root resorption and resorption craters after the application of light and heavy continuous and controlled orthodontic forces for 4, 8, and 12 weeks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 Mar; 139(3):e279-84.
35. Peres RV. A Propriedades Mecânicas em Flexão e Torção de Fios de NI-Ti. Dissertação (Mestrado) – Instituto Militar de Engenharia. Rio de Janeiro, 2012.
36. Peres VR, Fernandes DJ, Ruellas ACO, Elias CN. Propriedades em flexão de fios de liga de Ni-Ti. *Rev. bras. odontol.* 2012 Jul./dez; 69(2):266-71.
37. Picchioni MS. Análise comparativa dos níveis de atrito em braquetes convencionais e auto-ligados. Universidade Metodista de São Paulo, 2007.
38. Pratten DH, Popli K, Germane N, et al. Frictional Resistance of Ceramic and Stainless Steel Orthodontic Brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1990 Nov; 98(5):398-403,
39. Proffit WR. *Ortodontia Contemporânea*, 4º Ed., Rio de Janeiro Mosby Company, 2008.
40. Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial.* 2009 Nov/Dez; 14(6):42-144.
41. Raz SB, Sadrnezhaad SK. Effects of VIM frequency on chemical composition, homogeneity and microstructure of NiTi shape memory alloy. *Mater Sci Tech.* 2004; 20:593-598.
42. Reis WP. Caracterização de Ligas de Níquel-Titânio para Ortodontia. (Mestrado). Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2001.

43. Resnick R, Halliday D. Physics - Parts 1 and 2: New York: Combined Edition, p.97-101, 1978.
44. Rygh P. Orthodontic root resorption studied by electron microscopy. *Angle Orthod.* 1977 Jan; 47(1):1-16.
45. Saburi T. Ti-Ni shape memory alloys. In: Otsuka K, Waymann CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge University Press, 1998. p. 49-96.
46. Sarul M, Kawala B, Antoszewska J. Comparison of Elastic Properties of Nickel-Titanium Orthodontic Archwires. *Advances in Clinical and Experimental Medicine.* 2013 March-April; 22(2):253–260.
47. Souza ACRA. Avaliação das forças de atrito de fios ortodônticos de aço inoxidável e de níquel-titânio em braquetes auto-ligados ativos. (Tese). Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, 2011.
48. Takada M, Nakajima A, Kuroda S, Horiuchi S, Shimizu N, Tanaka E. In vitro evaluation of frictional force of a novel elastic bendable orthodontic wire. *The Angle Orthodontist.* 2018; 88(5):602-610.
49. Taylor NG, Ison K. Frictional Resistance Between Orthodontic Brackets and Archwires in The Buccal Segments. *Angle Orthodontist.* 1996 may/june;66(3):215-222.
50. Thiesen G RM, Menezes LM, Rizzatto SMD. A importancia da incorporação e do controle de torque no tratamento ortodôntico *Rev Clin Ortodon Dental Press.* 2003;2(4): 65-79.
51. Thorstenson GA, Kussy P. Effects of ligation type and method on the resistance to slinding of novel orthodontic brackets with second order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 2002;73:418-430.
52. Weltman B. Vig K, Fields HW, Shanker S, et al. Root resorption associated with orthodontic tooth movement: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Apr; 137(4):462-76.
53. Wu AT, Turk T, Colak Canan, et al. Physical properties of root cementum: Part 18. The extent of root resorption after the application of light and heavy controlled rotational orthodontic forces for 4 weeks: a microcomputed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 May; 139(5):e495-503.