

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

SÉRGIO ELIAS NEVES CURY

DESENVOLVIMENTO DE FIOS ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS

VOLTA REDONDA

2014

**FUNDAÇÃO OSWALDO ARANHA
CENTRO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM MATERIAIS**

DESENVOLVIMENTO DE FIOS ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS

Dissertação apresentada à Fundação Oswaldo Aranha do Campus Aterrado, Centro Universitário de Volta Redonda, para a obtenção do título de Mestre em Materiais.

Orientado:

Sérgio Elias Neves Cury

Orientadora:

Prof. Dr^a. Daniella Regina Mulinari

VOLTA REDONDA

2014

FICHA CATALOGRÁFICA

Bibliotecária: Alice Tação Wagner - CRB 7/RJ 4316

C975d Cury, Sérgio Elias Neves.

Desenvolvimento de fios ortodônticos Estéticos. / Sérgio Elias Neves Cury. – Volta Redonda: UniFOA, 2014.

68 p. : II

Orientadora: Daniella Regina Mulinari

Dissertação (Mestrado) – UniFOA / Mestrado profissional em materiais, 2014.

1. Ortodontia - dissertação. 2. Fio ortodôntico estético. 3. PEAD. 4. Fibra de vidro – odontologia. I. Mulinari, Daniella Regina. II. Centro Universitário de Volta Redonda. III. Título.

CDD – 617.643

Ética é o que você faz quando
está todo mundo olhando.
O que você faz quando ninguém
está olhando chama-se caráter.

Autor Desconhecido

FOLHA DE APROVAÇÃO

Aluno:

Sérgio Elias Neves Cury

Título:

Desenvolvimento de fios ortodônticos estéticos

Orientador:

Prof. Dr^a. Daniella Regina Mulinari

Banca Examinadora:

Prof. Dr^a. Daniella Regina Mulinari

Prof. Dr^a. Rosiléa Chain Hartung Habibe

Prof. Dr. Sérgio Schneider

VOLTA REDONDA

2014

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao pai, nosso Deus, que me deu a oportunidade de passar por aqui rodeado de pessoas tão boas e inteligentes, com quem vou me aperfeiçoando e evoluindo. Pessoas essas que sinto privilégio em ter ao meu lado.

Agradeço aos meus pais pelo apoio, Sérgio Elias Vieira Cury e Maria Dorotéa Pires Neves Cury, pelo amor e carinho, pelo exemplo de integridade, por fazerem me encontrar na profissão, pelos constantes e eternos ensinamentos.

Ao Raphael Cury, meu irmão, e ao Tiago Ferreira da Silva, que foram fiéis amigos e companheiros de trabalho, administrando com excelência nossa clínica, para que me fosse possível focar em minha tese.

Ao meu amor Gabriela Magalhães Cardoso, que em pouco tempo será Sra Cury, por estar sempre ao meu lado, com imensa paciência e carinho, nunca me deixando desanimar e desistir. E principalmente por nos últimos anos vir sendo minha inspiração para o estudo e pela busca de conhecimento.

À Prof^a Dr^a Daniella Mullinari, sem dúvida nenhuma uma grande responsável por essa conquista, que sempre entusiasmada e paciente, acreditou no projeto desde o início.

Ao Professor Sérgio Schneider, pela colaboração nos ensaios mecânicos.

Ao Professor Clodoaldo Saron, pela colaboração e por ajudar na viabilidade experimental deste trabalho.

Aos técnicos do Centro Universitário de Volta Redonda, Luciano e Dirceu, e ao técnico da Escola de Engenharia de Lorena/USP, Francisco Paiva, pelo apoio e dedicação nas diversas etapas desse trabalho.

CURY, S. E. N., **DESENVOLVIMENTO DE FIOS ORTODÔNTICOS ESTÉTICOS** 2014. 70f. Dissertação (Mestrado Profissional em Materiais) – Fundação Oswaldo Aranha do Campus Três Poços, Centro Universitário de Volta Redonda, Volta Redonda.

RESUMO

O presente trabalho consiste no desenvolvimento de um novo fio ortodôntico estético polimérico, de modo a viabilizar mais uma alternativa no mercado, na tentativa de suprir algumas deficiências mecânicas do material utilizado nos fios ortodônticos estéticos poliméricos atualmente comercializados. Para isso, foram necessárias algumas etapas de caracterização: determinar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos estéticos utilizados pela fabricante TP Orthodontics; obter um novo material a partir de compósito polimérico (Polietileno de Alta Densidade – PEAD) reforçado com fibra de vidro; determinar as propriedades mecânicas do novo fio; avaliar a influência do meio bucal em ambos os fios. Dessa forma foi possível avaliar e definir limites e as indicações de uso do fio ortodôntico estético polimérico atualmente comercializado, e também o novo fio ortodôntico proposto. Os resultados mostraram que o novo material é capaz de induzir movimentação dentária, respeitando as forças ideais descritas na literatura. Além disso, o novo fio apresentou boa resistência à flexão quando comparado ao fio já existente no mercado, devido ao seu comportamento visco elástico, além de apresentar aspecto altamente estético, e ser financeiramente viável. A concentração de 2,5% de fibra de vidro no material parece ter proporcionado um melhor aspecto estético.

Palavras chave: Fio ortodôntico estético; polietileno de alta densidade; fibra de vidro.

CURY, S. E. N., **DEVELOPMENT OF AESTHETIC ORTHODONTIC WIRE**. 2014. 70f. Dissertação (Mestrado Profissional em Materiais) – Fundação Oswaldo Aranha do Campus Três Poços, Centro Universitário de Volta Redonda, Volta Redonda.

ABSTRACT

This paper concerns about the development of an aesthetic polymeric orthodontic wire that aim to enable a trade alternative in an attempt to fill some mechanical deficiencies of the material used in aesthetic polymeric orthodontic wires currently marketed. For this required some characterization steps: determine the mechanical properties of orthodontic wires used by cosmetic manufacturer TP Orthodontics; obtain new material from polymeric composite (High Density Polyethylene - HDPE) reinforced with fiberglass; determine the mechanical properties of new arch-wire; evaluate the influence of the oral environment in both arch-wires. Thus it was possible to evaluate and define the indications and limitations of using the orthodontic aesthetic polymeric wire currently marketed, and also the proposed new orthodontic wire. The results showed that the new material is able to induce tooth movement, respecting the ideal forces described in the literature. Furthermore, the new wire presented good flexural strength when compared to wire commercial, due to its viscoelastic behavior, besides having high aesthetic appearance and be financially viable. The concentration of 2,5% glass fiber in the material appears to be a better aesthetic appearance.

Keywords: esthetic orthodontic wire; high density polyethylene; glass fiber.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
1.1. Objetivo e Justificativa	13
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
2.1. Aparelhos Ortodônticos	14
2.2. Ligas de Alinhamento e Nivelamento	17
2.3. Propriedades Mecânicas	23
2.4. As Fibras na Ortodontia	25
2.5. Fios Estéticos	26
3. MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1. Obtenção do Protótipo do Fio Estético	34
3.2. Avaliação do Limite de Curvatura dos Fios Estéticos	37
3.3. Microscopia Eletrônica de Varredura	39
3.4. Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Fios Estéticos	40
3.5. Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Fios Estéticos Imersos em Saliva Artificial	43
4. RESULTADOS	44
4.1. Avaliação do Limite de Curvatura dos Fios Estéticos	44
4.2. Avaliação das Propriedades Mecânicas dos Fios Estéticos	49
4.3. Avaliação dos Fios Imersos em Saliva Artificial	56
5. CONCLUSÕES	61
6. REFERÊNCIAS	62
7. CRONOGRAMA DE EXECUÇÃO	68

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1: FIO ORTODÔNTICO.....	14
FIGURA 2.2: BRÁQUETE ORTODÔNTICO	15
FIGURA 2.3: MOVIMENTO DENTÁRIO DE TORQUE, GERADO POR UM ENCAIXE JUSTO DO FIO ORTODÔNTICO COM O SLOT DO BRÁQUETE	15
FIGURA 2.4: MOVIMENTO DENTÁRIO DE ANGULAÇÃO.....	16
FIGURA 2.5: BRÁQUETE AUTO-LIGADO.	16
FIGURA 2.6: ALINHAMENTO CONSEGUIDO GRAÇAS À MEMÓRIA DE FORMA DO FIO SOB TENSÃO EM SUA FASE ELÁSTICA.(MINERVINO, 2000).....	17
FIGURA 3.1: HOMOGENEIZADOR (A) E DETALHE DA CÁPSULA DE MISTURA (B).....	35
FIGURA 3.2: MOINHO GRANULADOR (A) E MATERIAL GRANULADO (B).	36
FIGURA 3.3: EXTRUSORA USADA PARA OBTENÇÃO DO PROTÓTIPO... 36	
FIGURA 3.4: PROTÓTIPO DO FIO ESTÉTICO (PEAD) (A) E POLÍMERO REFORÇADO COM FIBRA DE VIDRO (B)	37
FIGURA 3.5: FIOS OPTIS® PREFORMED ARCHWIRE.....	38
FIGURA 3.6: CURVATURAS SIMULANDO DIFERENTES GRAUS DE DESNIVELAMENTO DENTÁRIO	38
FIGURA 3.7: SISTEMA PARA A REALIZAÇÃO DO ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS	41
FIGURA 3.8: DETALHES DO SISTEMA PARA O ENSAIO DE FLEXÃO EM TRÊS PONTOS	42
FIGURA 3.9: FIOS IMERSOS EM SALIVA ARTIFICIAL.....	43
FIGURA 4.1: INSPEÇÃO VISUAL DA AVALIAÇÃO DE CURVATURA MÁXIMA.....	44
FIGURA 4.2: MEV DO FIO COMERCIAL FRATURADO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 50X	45
FIGURA 4.3: MEV DO FIO COMERCIAL FRATURADO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 100X	46
FIGURA 4.4: MEV DO FIO COMERCIAL FRATURADO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 150X	46
FIGURA 4.5: MEV DO FIO ESTÉTICO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 50X	47
FIGURA 4.6: MEV DO FIO ESTÉTICO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 60X	47
FIGURA 4.7: MEV DO FIO ESTÉTICO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 500X	48
FIGURA 4.8: MEV DO FIO ESTÉTICO APÓS O ENSAIO DE CURVATURA 1000X	48

FIGURA 4.9: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO (1)	50
FIGURA 4.10: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO (2)	51
FIGURA 4.11: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO (3)	51
FIGURA 4.12: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO (4)	52
FIGURA 4.13: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO (PEAD).....	52
FIGURA 4.14: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO PEAD/FIBRA (1)	53
FIGURA 4.15: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO PEAD/FIBRA (2)	53
FIGURA 4.16: CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO PEAD/FIBRA (3)	54
FIGURA 4.17 CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO PEAD/FIBRA (4) COM CALIBRE 0,020”	55
FIGURA 4.18 CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO COMERCIAL APÓS IMERSÃO EM SALIVA ARTIFICIAL (FIO 1)	58
FIGURA 4.19 CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO COMERCIAL APÓS IMERSÃO EM SALIVA ARTIFICIAL (FIO 2)	58
FIGURA 4.20 CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO COMERCIAL APÓS IMERSÃO EM SALIVA ARTIFICIAL (FIO 3)	59
FIGURA 4.21 CURVA FORÇA X DEFLEXÃO OBTIDA DO FIO PROPOSTO (PEAD/FIBRA) APÓS IMERSÃO EM SALIVA ARTIFICIAL	59

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS.....	56
TABELA 4.2: PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS APÓS O ENSAIO EM SALIVA ARTIFICIAL	61

LISTA DE SIGLAS

A-Niti – Níquel-Titânio Ativo

FRP – Fiber Reinforcement Polymer

ITT – Intervalo da Temperatura de Transição

MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura

M-Niti – Níquel-Titânio Martensítico

NiTi – Níquel-Titânio

PEAD – Polietileno de Alta Densidade

PMMA – Polímero Polimetilmetacrilato

TMA – Titanium Molibdenium Alloy

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de fios ortodônticos que associem a vantagem estética com as necessidades biomecânicas tem sido um dos objetivos na Ortodontia.

Desta forma, os compósitos poliméricos têm destacado como materiais restauradores dentários, principalmente devido à biocompatibilidade e por suas qualidades estéticas. Essa combinação da estética e das propriedades mecânicas favoráveis tem estimulado a fabricação de arcos ortodônticos a partir de matrizes poliméricas reforçadas com fibras. Esse arco possui a vantagem da aparência da cor do dente. No entanto, este material compósito apresenta propriedades mecânicas inferiores quando comparados aos fios metálicos, mas poderiam funcionar bem durante as fases iniciais e intermediárias do tratamento ortodôntico. Além disso, esses fios podem falhar durante a sua utilização devido às fraturas de tensão com desprendimento de fibras, fraturas rentes à superfície de união polímero-fibra, fraturas de compressão provenientes de dobras localizadas nas fibras e fraturas rentes à superfície intralaminar.

O fio ortodôntico obtido a partir de material compósito deve apresentar recuperação elástica suficiente para promover um movimento adequado do elemento dentário, ou seja, o fio precisa retornar à sua forma original após ser amarrado aos dentes.

Portanto, o presente trabalho tem como intuito evidenciar as propriedades e características dos fios ortodônticos obtidos a partir de material compósito.

1.1 OBJETIVO E JUSTIFICATIVA

O objetivo principal do projeto foi avaliar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos estéticos utilizados comercialmente e desenvolver um protótipo de um fio ortodôntico estético a partir de compósito polimérico reforçado com fibras de vidro que possa induzir movimentação dentária, respeitando as forças ideais.

Desta forma, foram necessárias as seguintes etapas de caracterização:

- Determinar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos estéticos utilizados comercialmente;
- Obter um novo fio a partir de compósito polimérico reforçado com fibra de vidro;
- Determinar as propriedades mecânicas do fio a partir de compósito polimérico reforçado com fibra de vidro;
- Avaliar a influência do meio bucal em ambos os fios.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 APARELHOS ORTODÔNTICOS

O aparelho ortodôntico fixo é basicamente constituído por dois componentes: os bráquetes, que são colados aos dentes e os fios ortodônticos, que se encaixam nos bráquetes, e são fixados nos mesmos por ligaduras, que podem ser ligas elásticas, ou metálicas (CABRERA; CABRERA, 2004). A interação desses componentes determina a maneira pela qual o aparelho funciona (Figura 2.1).

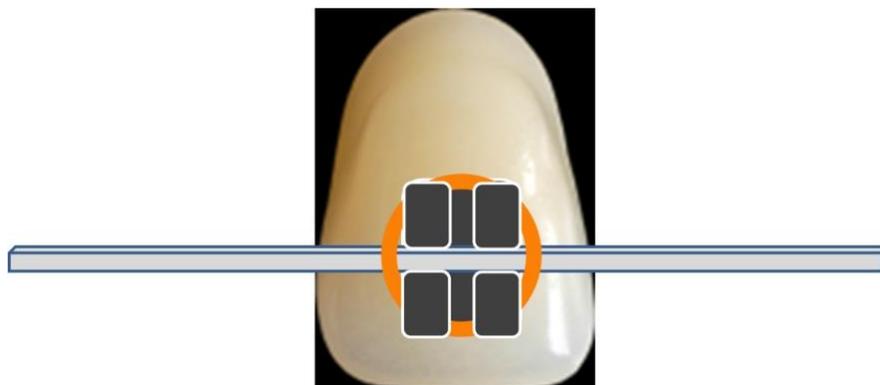


Figura 2.1. Fio ortodôntico.

O bráquete ortodôntico possui uma caneleta, onde o fio é inserido, conforme evidenciado na Figura 2.2.

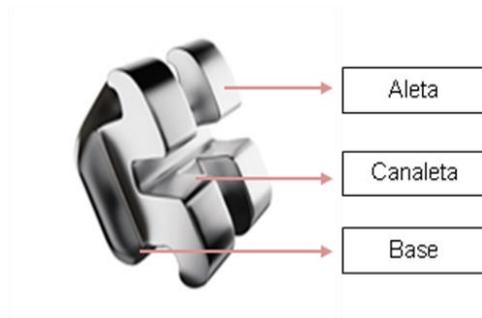


Figura 2.2. Bráquete ortodôntico.

Essa caneleta possui uma forma específica que, ao se inserir um fio que a preencha toda, permite o dente se movimentar em seu próprio eixo, rotando em sentido antero-posterior (Figura 2.3), ou lateralmente (Figura 2.4). Além disso, a mecânica ortodôntica permite o dente movimentar-se de corpo pelo fio (VELLINI-FERREIRA, 2010).

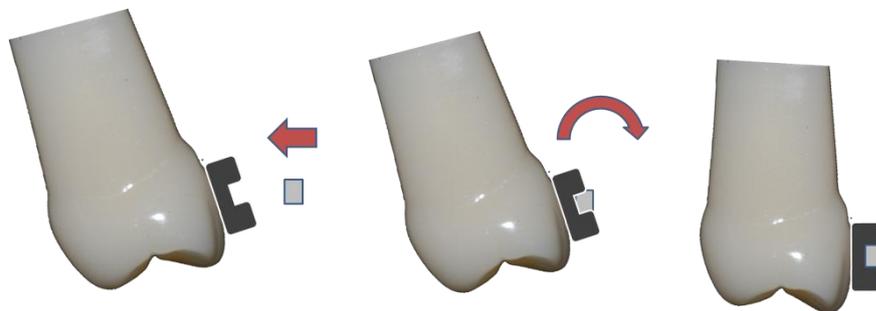


Figura 2.3. Movimento Dentário de Torque, gerado por um encaixe justo do fio ortodôntico com o slot do bráquete.

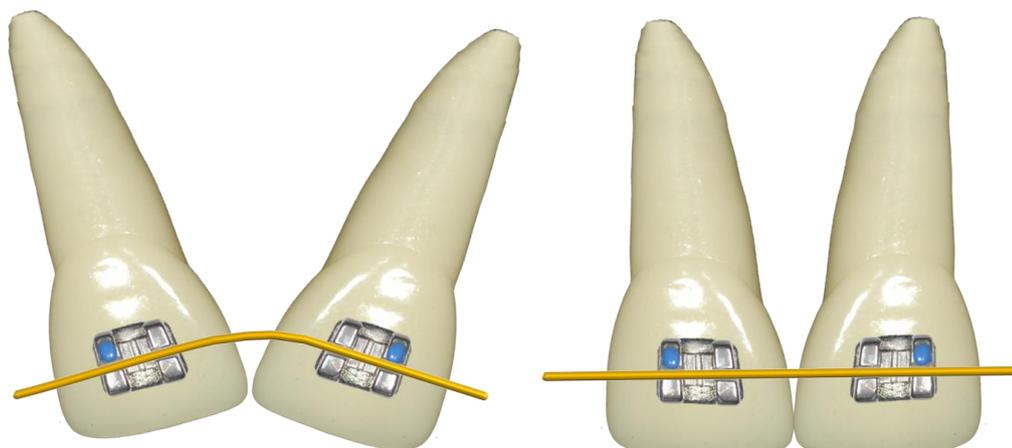


Figura 2.4. Movimento Dentário de Angulação.

Existem ainda bráquetes que possuem uma trava responsável por reter o fio no interior de suas canaletas, dispensando a necessidade de qualquer liga para fixar o fio aos bráquetes. Esses bráquetes são chamados de auto-ligáveis, conforme evidenciado na Figura 2.5.



Figura 2.5. Bráquete Auto-ligado.

A efetividade do movimento ortodôntico é dependente da ação dos fios ortodônticos, que variam principalmente de acordo com os seus materiais constituintes e suas espessuras (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001). Os fios ortodônticos, em virtude de sua interação mecânica com a canaleta dos bráquetes influenciam diretamente nas posições dos dentes individualmente,

e ainda são responsáveis por determinar a forma global da arcada dentária (WILLIAMS, 1997). Os fios trabalham transformando sua deformação em trabalho mecânico distribuindo-o aos dentes em direções determinadas (WIDSON, 2001). Eles ainda são substituídos progressivamente, por outros de maior espessura, em busca de aumentar a força gerada sobre os dentes, induzindo-os a movimentação (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

2.2 LIGAS DE ALINHAMENTO E NIVELAMENTO

Apesar de o tratamento ortodôntico objetivar a correção de todas as más oclusões do paciente, inicialmente passa por uma etapa de apenas alinhamento e nivelamento, na qual fios de alta resiliência são fixados aos bráquetes. Esses fios são fabricados de acordo com a forma da arcada dentária, e devido à sua memória, promovem tensão e são deformados elasticamente, ao se adaptarem à bráquetes de dentes desalinhados na arcada dentária, como evidenciada na Figura 2.6 (VELLINI-FERREIRA, 2010).



Figura 2.6. Alinhamento conseguido graças à memória de forma do fio sob tensão em sua fase elástica. Fonte: MINERVINO et al., 2000.

Assim, o fio por sua vez promoverá movimentação dentária ao sofrer dissipação da tensão e retornar à sua forma de origem (CABRERA; CABRERA, 2004).

Um dente quando submetido às forças ortodônticas, gera zonas de tensão e pressão na região periodontal, que responde promovendo aposição e reabsorção óssea, remodelando o osso na região e assim estabelecendo uma nova condição morfológica em torno da raiz do dente, de modo que propicie um espaço regular para seu novo posicionamento durante a movimentação dentária. Para que tais reações na região periodontal ocorram de maneira correta, considera-se uma força ideal aquela que não excede a pressão sanguínea capilar de 32 mm/Hg (MARTINS et al., 1996).

A tensão promovida aos dentes depende de alguns fatores, como a posição dos dentes, o material e a espessura do fio utilizado, e ainda da fricção ou atrito entre o fio e a caneleta do bráquete. A fase inicial do tratamento ortodôntico, ou fase de alinhamento e nivelamento, é caracterizada por uso de fios de baixo calibre, e de ligas com alta resiliência e memória de forma (WILLIANS et al., 1997).

O diâmetro do fio é o fator que interfere de forma mais crítica na aplicação de forças pelo aparelho. Os profissionais sabem, intuitivamente, que o aumento da secção transversal de um fio leva ao aumento de sua rigidez e conseqüente aumento da força que ele produz sobre o dente. Esta constatação conduziu ao uso de uma seqüência de arcos, no início com dimensões reduzidas (por exemplo, um fio redondo 0,014”) e aumentada progressivamente, até fios bastante rígidos no final do nivelamento (por exemplo um fio retangular 0,021 x 0,025). O aumento progressivo permite que, no início do nivelamento, tenha-se um fio de alta flexibilidade e que se

aplica uma pequena força. A alta flexibilidade dos fios de pequeno diâmetro favorece sua adaptação em bráquetes que se encontram desalinhados e desnivelados (VELLINI-FERREIRA, 2010).

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. E desde então, novos materiais têm sido pesquisados e utilizados na Ortodontia (VELLINI-FERREIRA, 2010).

Na Ortodontia atual, a grande maioria dos fios é composta por ligas metálicas, cada uma com características e propriedades diferentes. A principal liga usada na fase de alinhamento e nivelamento é a de Níquel-Titânio, sob diferentes composições modificadas ao longo dos anos (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

A primeira liga de níquel-titânio introduzida na ortodontia é conhecida como M-NiTi, uma liga martensítica estável, trabalhada a frio. Foi desenvolvida pelo metalúrgico Willian Buehler, dentro de um programa espacial, no Laboratório Naval Americano em Silver Springs, Maryland e disponibilizou-se para comercialização nos anos 70, com o nome de Nitinol (ANDREASEN; MORROW, 1978). Sua composição é de 52% de níquel, 45% de titânio e 3% de cobalto, e devido à sua altíssima elasticidade, provou ser bastante útil na clínica ortodôntica (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Uma vantagem dos fios de níquel-titânio em relação aos fios de aço, é que, devido ao módulo de elasticidade ser inferior (na ordem de 1/10), e o

limite elástico superior, tais fios de níquel-titânio apresentam alta recuperação elástica em comparação aos fios de aço (KUZI, 1998).

Os fios de M-NiTi apresentam apenas 30% da rigidez, e devido a essa boa elasticidade, favorece a adaptação aos bráquetes na etapa inicial, de alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico (KAPILA et al., 1990). Eles podem ser deformados em até 8% a 10% de seu comprimento inicial e retornar completamente à sua forma original, enquanto a maioria dos materiais metálicos se deforma elasticamente em até 0,5% (PERKINS, 1975).

Khier, Brantley e Founelle (1991) relataram ainda que no início do tratamento ortodôntico, geralmente os dentes se encontram mais desalinhados, requerendo uma maior deflexão do fio, motivo pelo qual os fios de Níquel-Titânio são extremamente úteis na fase inicial do tratamento. Outra característica clínica favorável é o baixo limiar de dor quando na utilização dessa liga.

Há ainda, dentro do grupo das ligas estáveis, os fios de M-NiTi trançados, que apresentam flexibilidade ainda maior, promovendo assim baixíssima força. São indicados para pacientes com acentuada perda óssea (GRABER; VANARSDALL, 1996).

Miura et al. (1986) apresentaram a liga japonesa NiTi do grupo austenítico ativo, conhecida como A-Niti. Mudava sua fase cristalina de martensítica para austenítica de acordo com a força exercida sobre o fio, apresentando assim grande elasticidade. Os autores mostraram também que os platôs de força constante durante o descarregamento, são bastante dependentes dos diâmetros dos fios. O mais fino (0,014”) apresentou um valor

médio em torno de 1,76 N e de diâmetro maior (0,022”) chegou a cerca de 8,14 N.

Os fios de A-NiTi superaram os de M-NiTi, apresentando uma elasticidade consideravelmente maior, sendo chamados de fios superelásticos (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Esta superelasticidade dos fios de Ni-Ti com forças menores, praticamente constantes ou pelo menos bastante suaves e grande energia armazenada durante a ativação (resiliência), se reverte em menor tempo de cadeira, redução do tempo para alcançar o alinhamento e nivelamento dos dentes, e menor desconforto do paciente (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; WIDSON, 2001).

Assim como a superelasticidade, esses fios possuem também outra característica inerente a eles, conhecida como efeito memória de forma. Tal efeito se dá pela capacidade do fio se encontrar nas fases martensítica e austenítica respectivamente, dependendo da temperatura que o fio se encontra, ou tensão promovida no fio (GRABER; VANARSDALL, 1996).

O fio de A-NiTi é produzido sob altas temperaturas, e se apresenta inicialmente na fase austenítica, ou seja, mais rígida. Sob baixa temperatura, estabelece-se a capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica, onde o fio se torna mais maleável, promovendo melhor adaptação do fio ao bráquete. Ao ser submetido novamente a temperaturas mais altas, o fio passa novamente para a fase austenítica, retornando à forma original do fio, e promovendo força aos dentes para acompanhar a forma do fio. O efeito de memória de forma refere-se à habilidade do material de retornar a sua forma e estrutura original após ser deformado. A temperatura

de retorno à fase austenítica é em média de 36°C, temperatura encontrada no interior da cavidade bucal (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001). Basicamente o fio recupera uma deformação plástica apenas por aumento de temperatura, não muito superior à temperatura ambiente (WIDSON, 2001). Mais precisamente aquecendo-o além do chamado Intervalo de Temperatura de Transição (ITT) (GRAVINA et al., 2004).

O ITT é variado, dependendo da composição química do material, tamanho do grão e textura cristalográfica, e se torna mais efetivo quando se consegue permitir um ITT o mais próximo da temperatura da cavidade bucal possível (GRAVINA et al., 2004).

Segundo Ramires (1998) a transformação martensítica ocorre pelo mecanismo de cisalhamento sem mudança na composição, e os movimentos atômicos que ocorrem durante esta transformação são inferiores a uma distância interatômica.

Além da temperatura, a tensão provocada no fio pode estabelecer uma alteração na fase. Quando o fio, em estado austenítico, é submetido a uma tensão maior, ao invés de passar para o regime plástico, inicia o processo de mudança de fase, para martensítica, prolongando assim sua capacidade elástica. Ao reduzir a tensão, o fio retorna para a fase austenítica (RAMIRES, 1998).

Os fios de A-NiTi também são conhecidos como fios termoativados ou *Cooper-NiTi*, por apresentarem também cobre na composição de sua liga (SACHDEVA, 1997). As forças provocadas pelos fios de A-NiTi sobre os dentes são leves e contínuas, o padrão ideal de força buscado no tratamento

ortodôntico (MARTINS et al., 1996; PROFFIT; FIELDS JR.; SARVER, 2008; VELLINI-FERREIRA, 2010).

É importante ressaltar que além das características de superelasticidade e o efeito memória de forma, a liga de Níquel-Titânio se destaca também pela ausência de corrosão do material e a biocompatibilidade tecidual (WIDSON, 2001). Porém em relação à biocompatibilidade, há divergência de opiniões na literatura. Gil, Manero e Planell (1996) reportaram que, embora as taxas de liberação de Níquel e Titânio na cavidade oral estejam abaixo da dose diária tolerável, pacientes mais sensíveis a algum desses materiais podem ser afetados.

Existem ainda, dentro da categoria de fios para alinhamento e nivelamento, os fios de Titânio-Molibdênio, conhecidos como Beta-Titânio, ou simplesmente TMA (Titanium Molybdenum Alloy). Apresentam uma composição de 79% Titânio, 11% Molibdênio, 6% Zircônio e 4% Estanho. Possuem módulo de elasticidade menor que o aço inoxidável e maior que o Ni-Ti. Encontra-se em uma faixa intermediária entre esses dois materiais, e é ideal para situações clínicas em que a finalização do alinhamento e nivelamento já não é possível com a pequena magnitude de forças geradas pelos fios de Ni-Ti (BURSTONE; GOLDBERG, 1980).

2.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS

As propriedades mecânicas dos fios ortodônticos são levantadas através de ensaios de tração, flexão e torção, mas existem diversos fatores presentes na cavidade oral do paciente, que normalmente não são reproduzidos nos ensaios mecânicos e que afetam significativamente o comportamento local dos fios, como por exemplo, a distância entre os

bráquetes, tamanho das canaletas dos bráquetes em relação ao fio, a angulação relativa do bráquete, a direção de ativação, a forma curva do arco, a curvatura do fio, o atrito entre o arco e o bráquete, e o meio aquoso da saliva (WIDSON, 2001).

Além de reduzirem o incômodo e dor ao paciente, promoverem uma força considerada ideal, as ligas de maior capacidade elástica, propiciam ao dentista maior segurança, diminuindo o número de arcos ortodônticos necessários durante o tratamento, tornando os procedimentos nessa fase mais rápidos e consistentes (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; WIDSON, 2001).

Yoneyama et al. (1992), em uma investigação sobre o comportamento superelásticos dos fios de níquel-titânio, avaliaram algumas diferentes marcas dos fios. Além disso, empregaram o teste de curvatura em três pontos, e obtiveram com uma deflexão média de 2 mm, cargas chegando a cerca de 2,16N e 2,75N, e platôs no descarregamento em torno de 0,59N a 1,47N.

Nakano et al. (1999) avaliaram propriedades mecânicas de 42 marcas de fios ortodônticos de níquel-titânio, também com testes de curvatura em três pontos sob condições uniformes. Os testes foram realizados a uma distância de 14 mm entre os centros, com velocidade de 1 mm/min, a 37 °C em uma máquina universal. Entre os fios redondos de 0,016” testados sob deflexão máxima de 1,5 mm, o menor promoveu 0,17N, enquanto o maior 1,50N.

2.4 AS FIBRAS NA ORTODONTIA

As fibras de vidro na Odontologia foram inicialmente utilizadas na Periodontia e Prótese tendo como principais aplicações clínicas, a confecção de: prótese fixa com dentes naturais, de resina ou porcelana; prótese adesiva; esplintagens; ferulizações; núcleos intrarradiculares, reforço de dentaduras, restaurações extensas; laminados de resina; recuperação de raízes fraturadas, entre outras (KARMAKER et al. 1997).

Na Ortodontia as fibras de vidro foram utilizadas inicialmente de forma tradicional e restrita, como esplintagem e contenção do segmento ântero-inferior. Atualmente, as fibras de reforço estrutural disponíveis no mercado são compostas por polietileno ou filamentos cerâmicos (vidro). Quanto à configuração, podem ser apresentadas em secção redonda (cordão) ou em forma de fita (tira), em diversos diâmetros e larguras, respectivamente. Há também fibras de vidro modificadas, nas quais um átomo na cadeia molecular da fibra de vidro é substituído por um átomo de aramida, um material 5 vezes mais resistente que o aço, e resulta em um material de alta resistência e alta adesividade. Este material também reage com todos os tipos de resinas e cerâmicas, o que facilita seu emprego na Odontologia (IANNI FILHO; STRINTA; NIZZOLA, 2003).

2.5. FIOS ESTÉTICOS

Segundo Hershey (1988), a ortodontia é tradicionalmente uma das especialidades odontológicas mais relacionadas com a estética, e como normalmente, o tratamento ortodôntico estende-se por vários meses, a aparência da aparelhagem é considerada também um fator significativo de contemplação por parte dos pacientes. A preocupação com a visibilidade dos bráquetes e arcos metálicos, e a busca crescente pela estética, influenciou os pesquisadores a buscar materiais que seriam menos desagradáveis esteticamente.

Inicialmente os fios classificados como estéticos eram compostos por ligas metálicas, aço inoxidável ou níquel-titânio, recobertos por uma camada de Teflon (politetrafluoretileno) ou de resina epoxídica, de cor similar ao dos dentes. Mas os fios estéticos devem, além de atender às necessidades estéticas, apresentar propriedades mecânicas adequadas, a fim de promoverem forças apropriadas aos dentes durante a movimentação ortodôntica (SANTORO, 2011).

Segundo Proffitt, Fields Jr. e Sarver (2008), essa cobertura tem pouquíssima durabilidade, criando-se rachaduras e falhas na camada estética de revestimento, promovendo assim exposição do metal subjacente na extensão do fio. Kusy (1997) também relatou o mesmo problema, além da alteração na coloração do revestimento do fio.

Elayyan, Silikas e Bearn (2008) avaliaram as propriedades físicas e mecânicas de fios de NiTi estético recoberto por resina epoxídica, e chegaram a conclusão de que em média 25% da cobertura foi perdida durante o uso, que levou a uma redução significativa das qualidades estéticas.

Além disso, as forças geradas sob deflexão de fios de níquel-titânio superelásticos revestidos são significativamente menores quando comparados aos fios de níquel-titânio superelásticos convencionais. Este fato pode ser explicado pelo aumento do diâmetro dos fios revestidos pelo acréscimo da espessura com o recobrimento (BANDEIRA, 2010; ELAYYAN; SILIKAS; BEARN, 2010).

Bandeira (2010) relatou em seu trabalho, a diferença estatisticamente significativa entre os diâmetros antes e após o uso dos fios de NiTi revestidos por resina epoxídica, na cavidade bucal. Para determinar a origem da perda de espessura do fio, foram analisados fios imersos em solução ácida, para simular a condição ácida da cavidade oral, fios submetidos a múltiplos ciclos de mudança de temperatura, para simular a condição térmica da cavidade oral, e ainda foi realizada uma anamnese sobre hábitos alimentares e higiênicos dos pacientes que participaram do estudo. De acordo com os ensaios de imersão em solução ácida, o autor concluiu que não houve alterações de continuidade no recobrimento do fio. Já em relação às alterações cíclicas de temperatura, os fios apresentaram fraturas isoladas em seus recobrimentos, quando avaliados por análise em microscopia eletrônica de varredura. Não houve influência dos hábitos sobre a degradação superficial do recobrimento, embora o uso do creme dental tenha demonstrado risco relativo aumentado em relação à degradação.

Além disso, os fios de NiTi com recobrimento estético, apresentam níveis maiores de força de atrito, ao longo de seu uso na cavidade oral, quando comparados com os fios de NiTi convencionais (BANDEIRA, 2010).

Devido a estes fatores, as indústrias avançaram no desenvolvimento de uma nova categoria de fios estéticos: os fios FRP, manufaturados à base de material compósito translúcido, constituído por uma matriz de polímero metilmetacrilato (PMMA) e fibras de vidro para reforço (BURSTONE; LIEBLER; GOLDBERG, 2011)

Outros autores afirmaram que há muita variabilidade da resistência e da rigidez dos fios estéticos reforçados por fibras (FRP), em função do processo de fabricação, e do conteúdo de fibras que compõe a estrutura (IMAI; WATARI; YAMAGATA, 1998; ZUFALL; KENNEDY; KUSY, 1998). A forma convencional de fabricação se dá pelo procedimento de pultrusão, no qual feixes de fibras são puxados através de uma extrusora, onde são umedecidos com uma resina de monômero. Em seguida, o monômero é curado com calor e pressão, resultando em polimerização. Durante a cura, a fibra umedecida é formada com a morfologia de corte transversal desejada, que pode ser circular ou retangular (VALIATHAN; DHAR, 2006).

Segundo Valiathan e Dhar (2006), as fibras de reforço podem estar dispostas em formas de múltiplas fibras curtas, ou filamentos contínuos. O comprimento das fibras curtas geralmente é de no máximo 0,125". A incorporação de múltiplas fibras curtas ao longo do fio, caracteriza um fio com baixa rigidez e baixo módulo de elasticidade ($0,5 \times 10^6$ psi), já com filamentos contínuos, caracteriza um fio alta rigidez na faixa de $1,5-30 \times 10^6$ psi, porém com melhor recuperação elástica.

Segundo Imai, Watari e Yamagata em 1998, o tamanho e a quantidade de filamentos de fibras determinam alterações na rigidez do fio ortodôntico produzido, alterando também o módulo de elasticidade e o limite elástico. Valiathan e Daar em 2006 relataram que, quanto maior a porcentagem de

fibra, maior a rigidez do fio. E que, quando a porcentagem de fibras presentes é de 30%, os fios possuem módulo de elasticidade e recuperação elástica semelhantes aos fios de NiTi, e quando a porcentagem é 60%, tais propriedades mecânicas assemelhavam-se mais com as dos fios de Cromo-Cobalto. Porém, segundo Bandeira em 2010, como tais fios não foram produzidos comercialmente, existem poucas evidências que comprovem que o uso desses fios seja realmente vantajoso e eficaz.

Bandeira (2010) realizou ensaios de atrito em fios de Níquel-Titânio, recobertos por resina epoxídica, e fios estéticos reforçados por fibras (FRP), de mesma espessura. Dentre os valores máximos de força atingidos, os fios de FRP apresentaram até 40% menos de atrito quando comparados aos outros materiais, o que pode ser explicado pela regularidade de sua superfície, analisado pelo Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).

Imai et al. (1999) patentearam um fio composto por matriz à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e fibras de vidro biocompatíveis e finas (menos de 20 micrômetros de diâmetro) (CPSA) para reforço, na tentativa de produzir um novo tipo de fio que apresentasse não somente características estéticas, mas também com propriedades mecânicas semelhantes aos fios metálicos. Os autores buscaram avaliar os efeitos das propriedades mecânicas deste novo fio imerso na água. Os testes sob condição seca foram realizadas em temperatura ambiente (23°C) e umidade 50%. Em seguida, testes sob condições de umidade foram realizadas em 10, 20 e 30 dias, após a imersão dos fios FRP em água à 37°C. Para a avaliação das propriedades mecânicas, cinco fios de FRP com as frações de volume de fibra de 50,3% para 59,2% foram submetidos ao teste de curvatura de três pontos até uma deflexão de 2 mm, com comprimento de 14 mm e velocidade de 1mm/min., utilizando uma máquina universal de ensaios (Instron Corp, Canton, Massa). As curvas de

descarregamento dos fios de FRP foram obtidas. Para comparar as diferenças entre as propriedades mecânicas, teste de curvatura de três pontos foi realizado para se obter o módulo de elasticidade e carga de flexão a uma deformação de 1 mm em condições secas e úmidas. A relação carga-deflexão dos fios foram testados em condições secas e úmidas, e os diâmetros dos fios foram medidos com um paquímetro antes e 20 dias após a imersão, para determinar um possível aumento de volume. Os resultados mostraram que houveram alterações no módulo de elasticidade até 10 dias, e em carga de flexão até 20 dias após a imersão, ocorrendo uma leve redução após imersão e uma diminuição pontual apareceu nas curvas de carga-deflexão no intervalo de 1.6 a 2mm. A carga de flexão na curva de descarregamento após a imersão foi menor do que antes da imersão, indicando que o arco apresentava deformações permanentes. Os resultados sugeriram que as propriedades mecânicas dos fios reforçados por fibra de plástico são reduzidas por imersão em água na fase inicial.

Huang et al. (2003) desenvolveram uma técnica para fabricação de um fio ortodôntico de fibra de vidro com matriz polimérica. Ao contrário da técnica convencional de pultrusão, nesse método uma quantidade de fibras de vidro impregnadas em resina foi inserida em um tubo a base de poliolefina termoencolhível, e posteriormente inserido ao molde, que possui a curvatura desejada do arco. Após isso, foi levado ao forno à uma temperatura de 100°C durante 1 hora. Huang et al. (2003) ainda avaliaram as propriedades mecânicas pelos ensaios de tração e flexão dos fios produzidos. Os fios analisados possuíam diâmetro de 0,020” e 45% de volume de fibras. Usou-se uma distância entre os pontos de 14,0mm, por ser geralmente a distância inter-bráquetes encontrada clinicamente. O fio fraturou-se sob uma deflexão pouco maior que 2,0mm, e até então promovia uma força de 3,12N, enquanto um fio NiTi superelástico 0,016” também avaliado promovia força de 1,51N.

Outras características avaliadas foram módulo de tração (1,8 GPa), resistência à tração (45,3 MPa), módulo de flexão (2,1 GPa) e resistência à flexão (69,8 MPa).

Cacciafesta et al. (2006) compararam as forças produzidas sob deflexão, entre fios de aço inoxidável e fios com reforço de fibra, submetidos a teste de curvatura de três pontos, equidistantes a 14,0 mm e com velocidade de 1 mm/min. Os fios de FRP, com secção redonda, apresentavam 0,023", e apresentaram forças de 8,86N para deflexão de 1,0 mm, e 13,13 N para deflexão de 2,0 mm, semelhantes ao fio 0,017x0,025" de aço inoxidável, que apresentou 9,80 N para deflexão de 1,0mm, e 14.43 N para deflexão de 2,0 mm.

Burstone, Liebler e Goldberg (2011) apresentaram um novo protótipo de fio ortodôntico estético à base de polifenileno termoplástico (Primospire PR-250, Solvay Advanced Polymers). No trabalho realizado, os autores afirmaram ter conseguido atingir melhora significativa na dureza, rigidez e resistência quando comparado ao fio reforçado com fibra de vidro (FRP). Além disso, observaram que o novo material apresenta boa formabilidade, o que permite inserir dobras ao fio. Mas segundo os próprios autores, muitos estudos ainda devem ser realizados para provar efetividade clínica do material para uso ortodôntico.

Bandeira (2010) realizou estudos em fios ortodônticos, e durante ensaio mecânico de flexão, os fios FRP (Optis, da fabricante TP Orthodontics – USA) sofreram fratura e impossibilitaram a medida da força de descarregamento. Os testes foram realizados à temperatura de 36 ± 1 °C e com a velocidade de ensaio de 1 mm /min. Foram utilizados fios com comprimento entre 15 e 18 mm e registrados os valores da força de descarregamento (gf)

correspondentes às deformações em mm de 0,5; 1,0; 2,0 e 3,0 em cada seguimento de fio. O autor compararia as forças provocadas nos fios FRP, com os de NiTi e NiTi revestido de resina epoxídica.

Santoro (2011) realizou um trabalho para comparar as forças de deflexão “*in vitro*”, entre diferentes fios ortodônticos, submetidos a teste de flexão de três pontos. Foram analisados fios de níquel-titânio superelásticos convencionais, revestidos por Teflon, revestidos por resina epoxídica e fios FRP (Optis-TP Orthodontics), todos com espessura de 0,014”. O ensaio foi feito por teste de curvatura de três pontos, sob temperatura de 36⁰C, com a extremidade da haste do dinamômetro com 2,5mm de diâmetro, posicionada no centro da distância interbraquetes (equidistantes 14mm), sendo que na parte superior desta haste foi acoplada uma célula de carga de 5N. O fio Optis, apresentou forças de 0,91N , 0,08N e 0,06N, respectivamente, para deflexão de 3mm, 2mm e 1mm, valores bem inferiores quando comparado aos outros fios, que variaram de 1,36N a 2,73N sob deflexão de 3 mm, 0,70N a 2,07N sob deflexão de 2mm, e 0,80N a 1,71N sob deflexão de 1 mm.

Santoro (2011) também deu ênfase ao comportamento do fio Optis de FRP, que durante o teste, após 1mm de deflexão sofreu fratura “em galho verde”, não havendo o rompimento completo dos fragmentos. Este fenômeno, segundo o autor, deve ter ocorrido pelo fato deste fio apresentar em sua composição fibras de vidro, e que mesmo sendo envoltas por um polímero, ainda continuam frágeis. Isto talvez justifique a intensidade de força apresentada por este fio, que tornou-se próximo a zero em 2 mm de deflexão, demonstrando assim, que este fio apresenta forças insuficientes para o uso clínico.

De modo diferente, IMAI et al. (1999) não relataram a fratura do fio FRP com diâmetro de 0,5mm (aproximadamente 0,020”) durante o teste de curvatura de três pontos em 2mm de deflexão e obteve forças variando de 1,4N e 2,3N, dependendo da porcentagem de fibras presente no fio. Isto indica que pode haver diferenças no processo de fabricação dos fios FRP ou ainda que como o fio de 0,014” apresenta um diâmetro muito pequeno, talvez seja incapaz de incorporar o número de fibras adequado ou a quantidade de polímero necessária para garantir a resistência à fratura.

Abreu-Pereira et al. (2010) realizaram um estudo de citotoxicidade dos fios ortodônticos estéticos feitos à base de resina polimérica reforçada com fibras de vidro, por três diferentes parâmetros de viabilidade celular. O fio estudado foi o Optis (TP Orthodontics), dentro das normas internacionais. Foi verificado e concluído que, assim como o aço inoxidável, os fios não apresentaram citotoxicidade, o que favorece ao crescimento dos estudos e do uso desse material na Ortodontia.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os métodos e procedimentos adotados para atingir os objetivos propostos foram realizados para obter as informações necessárias para definir um fio ortodôntico que atenda as condições necessárias para o uso, com o intuito de comparar as forças de deflexão entre os fios estéticos.

Portanto esse trabalho foi dividido em dois estudos: um estudo laboratorial em que foram realizados diferentes ensaios para caracterizar e comparar diferentes fios estéticos; e um estudo para avaliar os fios antes e após imersão em saliva artificial.

3.1 OBTENÇÃO DO PROTÓTIPO DO FIO ESTÉTICO

O protótipo dos fios estéticos foi obtido em um homogeneizador de plásticos de laboratório da MH Equipamentos (modelo MH-50H), disponível no Laboratório de Materiais do Centro Universitário de Vota Redonda (UniFOA). A mistura entre as fibras de vidro e o polímero (polietileno de alta densidade) ocorreu dentro da cápsula bi-partida (Figura 3.1), com arrefecimento de água.

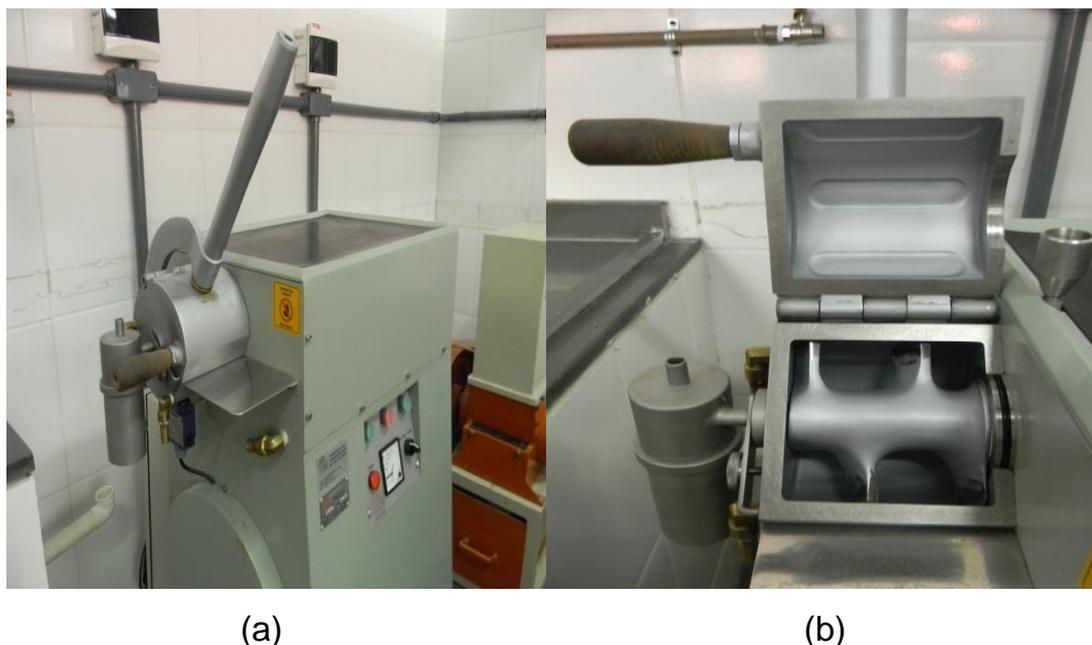


Figura 3.1 Homogeneizador (a) e detalhe da cápsula de mistura (b).

As palhetas de homogeneização giraram com, aproximadamente, 2600 rpm na primeira velocidade e 5250 rpm na segunda, tornando o processo de homogeneização rápido. A primeira velocidade serviu para tirar o motor e o eixo do ponto de inércia e a segunda para misturar os materiais. E foi neste momento que o equipamento foi desligado para que não ocorresse a degradação do material.

Foram preparados cerca de 400 g de fibra/PEAD em bateladas de 50 g no homogeneizador de plásticos. Posteriormente, os materiais foram moídos em moinho granulador (Plastimax), como evidenciado na Figura 3.2. Os materiais foram pesados na proporção de 2,5% m/m de fibras, e não mais, como observado nos demais protótipos relatados na literatura, e até como o próprio fio atualmente comercializado, devido à diminuição da resistência e o grau de deflexão, observado conforme o aumento do reforço com fibra de vidro.



(a)

(b)

Figura 3.2 Moinho granulador (a) e material granulado (b).

Para obtenção do protótipo os materiais moídos foram extrudados pelo conjunto de roscas por 4 zonas de temperaturas (180, 190, 200, 210 °C) com uma rotação de 15 rpm. Os materiais foram extrudados em uma extrusora monorosca da INACOM, disponível no Departamento de Materiais da Escola de Engenharia de Lorena (EEL/USP), conforme evidenciado na Figura 3.3.



Figura 3.3 Extrusora usada para obtenção do protótipo.

Os fios extrudados foram resfriados e secos em estufa a 50 °C por 3 h. Depois de secos foram moldados e cortados nas dimensões necessárias para a realização dos ensaios de flexão (Figura 3.4). O mesmo procedimento foi repetido somente com o polímero puro (PEAD).

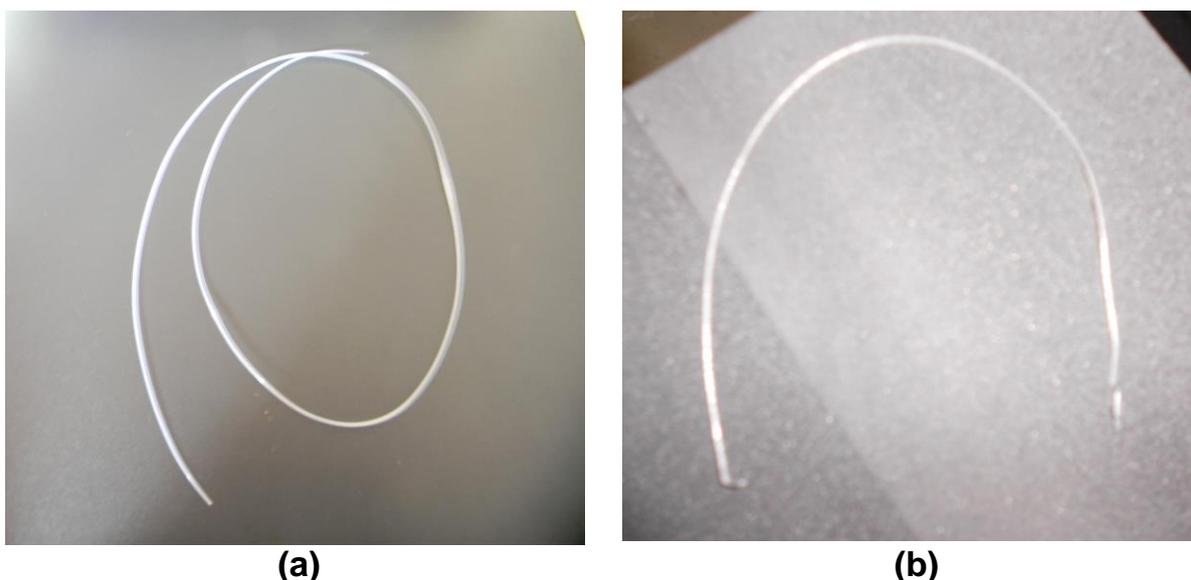


Figura 3.4 Protótipo do fio estético: PEAD (a); Polímero reforçado com fibra de vidro (b).

3.2 AVALIAÇÃO DO LIMITE DE CURVATURA DOS FIOS ESTÉTICOS

A avaliação do limite de curvatura dos fios foi realizada com o intuito de simular diferentes graus de desnivelamento dentário. Este estudo foi promovido com diferentes graus de flexão nos fios Optis® Preformed Archwire (TP Orthodontics, Inc., La Porte, IN, Estados Unidos) obtidos comercialmente, como evidenciado na Figura 3.5.

Para isso foram fixados sob uma superfície plana, dez bráquetes (Prescrição Roth Ceramic, Morelli®, Jundiaí-SP, Brasil), dispostos em dois grupos de cinco, equidistantes em 14 mm. Foi estipulada uma linha imaginária

(denominada linha de nivelamento, onde sugeriu-se que os bráquetes estivessem em uma situação de completo nivelamento dos dentes para cada grupo, da qual bráquetes intercalados estariam distantes perpendicularmente (Figura 3.6).



Figura 3.5. Fios Optis® Preformed Archwire.

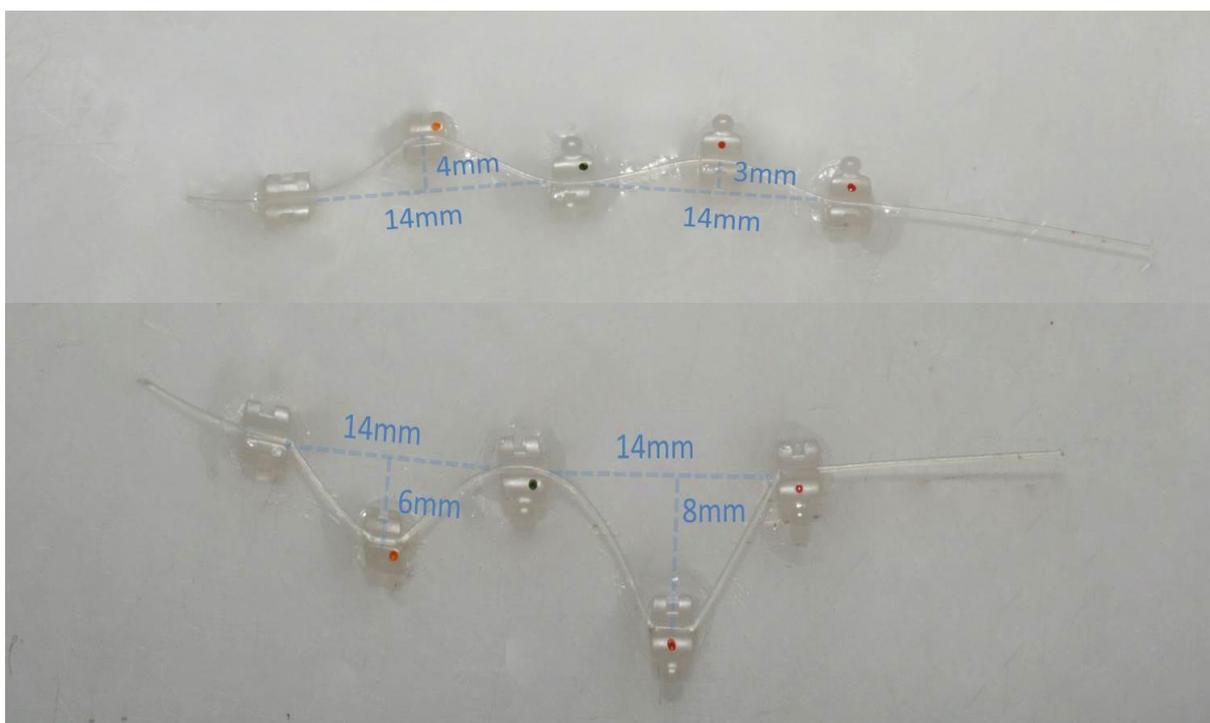


Figura 3.6. Curvaturas simulando diferentes graus de desnivelamento dentário.

Foram criadas 4 diferentes curvaturas, de acordo com a distância dos bráquetes da linha de nivelamento (3 mm, 4 mm, 6 mm e 8 mm). O fio foi passado pelos slots dos respectivos bráquetes, e foi observado e registrado o comportamento do fio ao longo de 30 dias. O objetivo principal dessa avaliação foi identificar a curvatura máxima em que o fio resiste, ao longo dos 30 dias, que é o prazo médio convencional de intervalo entre uma consulta ortodôntica e outra.

Foram realizados registros periódicos (Marco Inicial, 1ª hora, 1º dia, 2º dia, 7º dia, 15º dia, 21º dia e 30º dia). As avaliações foram feitas por inspeção visual.

O mesmo procedimento foi realizado para o protótipo do fio estético proposto no trabalho.

3.3 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Após a realização dos ensaios de limite de curvatura os fios foram analisados em um microscópio eletrônico de varredura HITACHI , disponível no Centro Universitário de Volta Redonda/ UniFOA, operando de 15 a 20 kw e utilizando detector de elétrons secundários. Os fios foram fixados em um suporte com auxílio de uma fita de carbono autocolante dupla face e submetidas ao recobrimento metálico com ouro.

3.4 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ESTÉTICOS

Os ensaios de flexão em três pontos foram realizados em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC modelo DL 3000, disponível no Laboratório de Ensaio Mecânicos da Universidade do Estado de São Paulo (EEL/USP), na qual foram feitas adaptações necessárias para a realização do mesmo (Figuras 3.7 e 3.8). O sistema construído consiste em um dispositivo de pequeno porte que utiliza cargas menores que 20N, sendo possível o controle na velocidade de aplicação de carga, tanto no carregamento quanto no descarregamento. O platô na curva de descarregamento é importante, pois a curva de recuperação da forma do fio é o interesse principal em relação à movimentação dentária. O suporte de amostra foi fabricado em aço inoxidável e a distância entre os apoios do fio neste suporte foi de 13 mm.

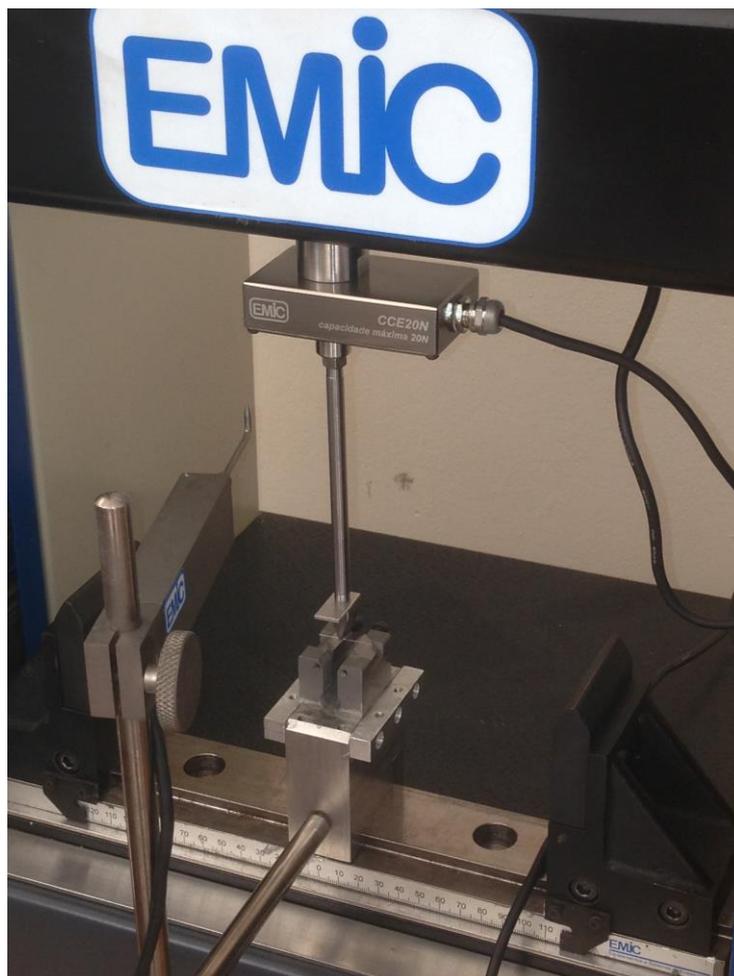


Figura 3.7 Sistema para a realização do ensaio de flexão em três pontos.

As medidas de deflexões foram obtidas usando um deflectômetro eletrônico da EMIC, modelo EE 050, posicionado sob o fio ortodôntico no centro entre os dois apoios, com o objetivo de medir a deflexão máxima de até 3,1 mm, como evidenciado na Figura 3.3. O atuador consiste de uma haste com uma ponteira em cunha feita de uma liga de titânio para minimizar seu peso. Todo o sistema foi desenvolvido na EEL/USP.

A partir dos dados de força e deflexão foram obtidas a curva força x deformação e módulo de elasticidade. O módulo de elasticidade (E) foi obtido empregando-se a equação:

$$E = \frac{PL^3}{48YI}$$

Em que: P é a carga aplicada em N; L a distância entre apoios; Y a deflexão; I é o momento de inércia (que é dependente da geometria do fio), sendo que

para seção circular $I = \frac{\Pi D^4}{64}$, em que: D é o diâmetro da seção circular.

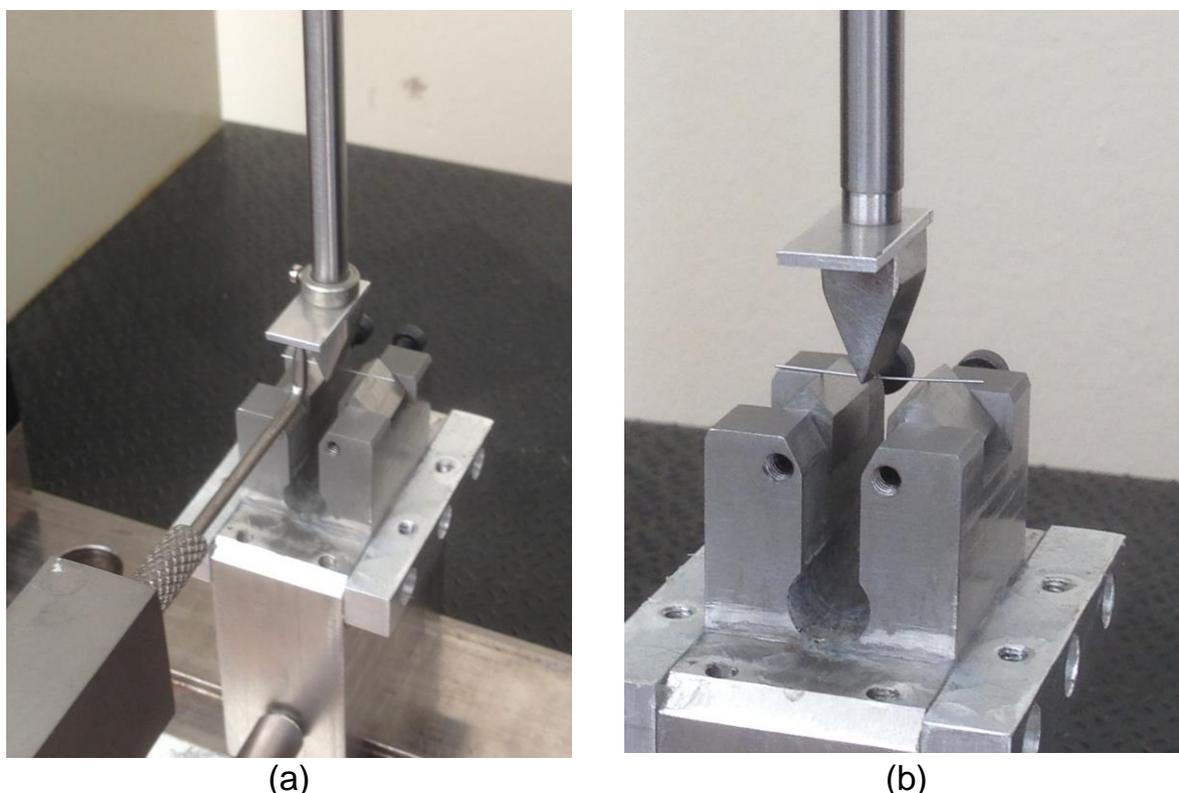


Figura 3.8 Detalhes do sistema para o ensaio de flexão em três pontos.

A Figura 3.8 mostra o dispositivo de ensaio de flexão e o posicionamento do fio ortodôntico no sistema. Nos ensaios foram obtidas as curvas força (N) versus deflexão (mm) a uma velocidade de 1 mm/min, as quais foram analisadas e comparadas. Foram realizados quatro ensaios para os Fios Optis® Preformed Archwire (TP Orthodontics) no diâmetro de 0,016”, um

ensaio para o protótipo de PEAD (ainda sem o reforço com Fibra de Vidro) no diâmetro de 0,016”, três ensaios para o fio com o material proposto (PEAD reforçado com Fibra de Vidro) no diâmetro de 0,016” e um ensaio para o fio com o material proposto no diâmetro de 0,020”.

3.5 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ESTÉTICOS IMERSOS EM SALIVA ARTIFICIAL

A Saliva artificial foi utilizada como meio simulador de ambiente ácido para avaliar a resistência a esse tipo de meio. Os fios foram imersos utilizando-se recipientes vedados com tampas plásticas durante 15 dias, conforme observado na Figura 3.9 .

Após a imersão, as amostras foram analisadas por ensaios mecânicos de flexão em três pontos, como descrito anteriormente.



Figura 3.9 Fios imersos em saliva artificial.

4 RESULTADOS

4.1 AVALIAÇÃO DO LIMITE DE CURVATURA DOS FIOS ESTÉTICOS

Após a avaliação do limite de curvatura realizado no fio Optis®, observou-se logo no primeiro registro (1ª hora) uma fratura do fio nas curvaturas de 6 mm e 8 mm. As fraturas dos fios foi localizada próxima às extremidades laterais dos bráquetes.

Na curvatura de 4 mm, o fio apresentou fratura a partir das primeiras 24 h, detectado no registro do 1º dia. Fratura essa também localizada nas extremidades laterais dos bráquetes, pois se trata de uma área de maior concentração de tensão, devido à geometria do bráquete.

Apenas a curvatura de 3 mm resistiu a todo o período de avaliação (30 dias), e manteve-se íntegro à inspeção visual, conforme evidenciado na Figura 4.1.

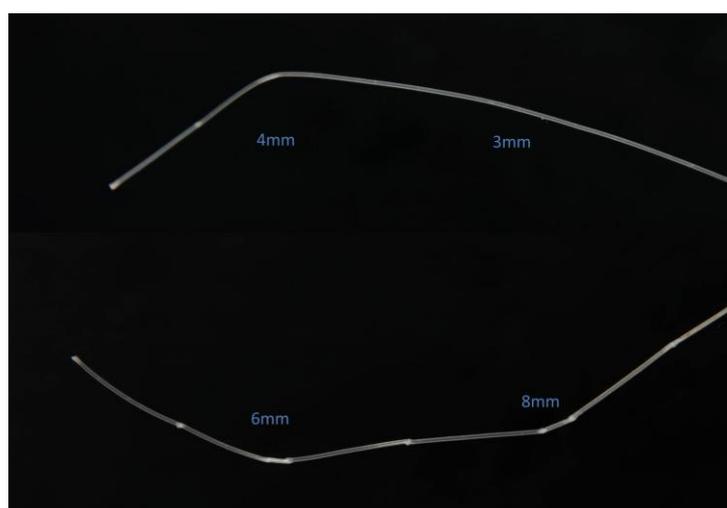


Figura 4.1. Inspeção visual após 30 dias de avaliação da curvatura máxima do fio Optis®.

Por outro lado, o protótipo dos fios propostos apresentaram um maior limite de curvatura, mantendo-se íntegro ao longo dos 30 dias sob as curvaturas de 3 e 4 mm.

Essa diferença no limite de curvatura entre os fios pode ser explicada pela interação entre fibra/matriz e pelo seu comportamento mecânico. Assim como no fio Optis®, em um registro na primeira hora, uma fratura foi observada no fio de PEAD/Fibra sob curvatura de 8 mm. E em um registro após o 7º dia, havia fratura também sob curvatura de 6 mm. As fraturas dos fios localizaram-se também próximas às extremidades laterais dos bráquetes.

A interação entre a fibra e a matriz dos fios foi analisada por MEV, como evidenciado nas Figuras 4.2 a 4.8.

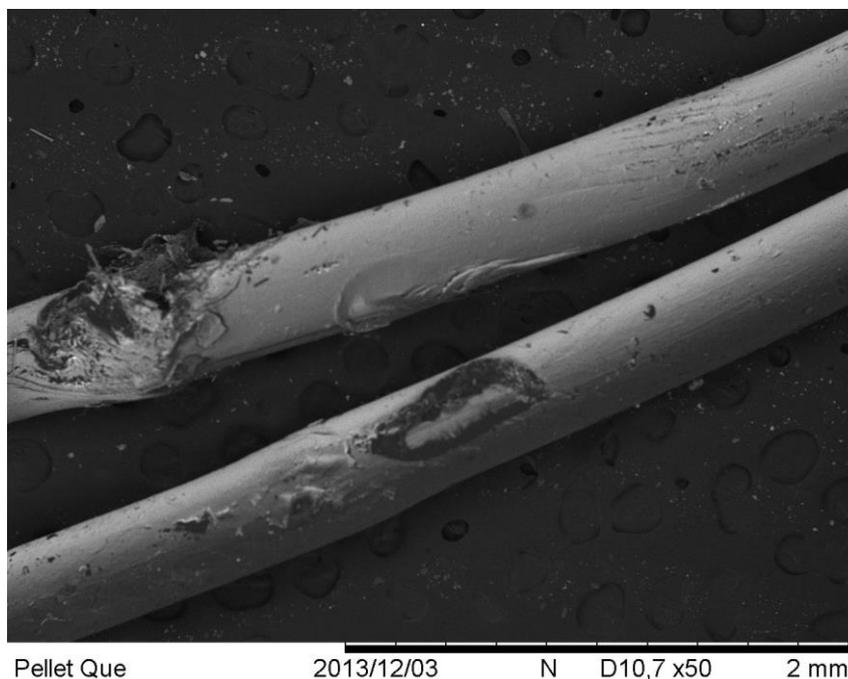


Figura 4.2 MEV do fio comercial fraturado após o ensaio de curvatura 50x.

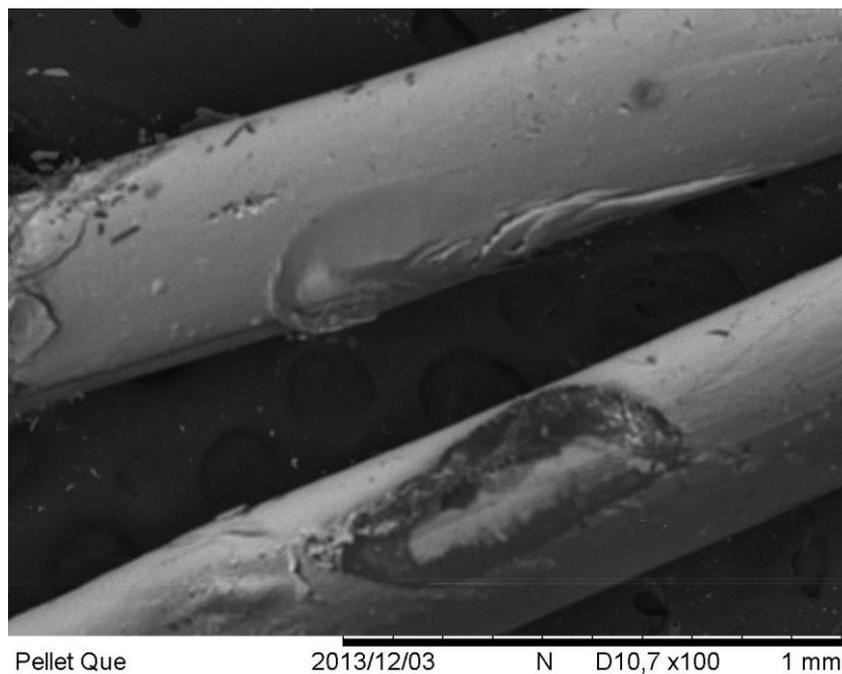


Figura 4.3 MEV do fio comercial fraturado após o ensaio de curvatura 100x.

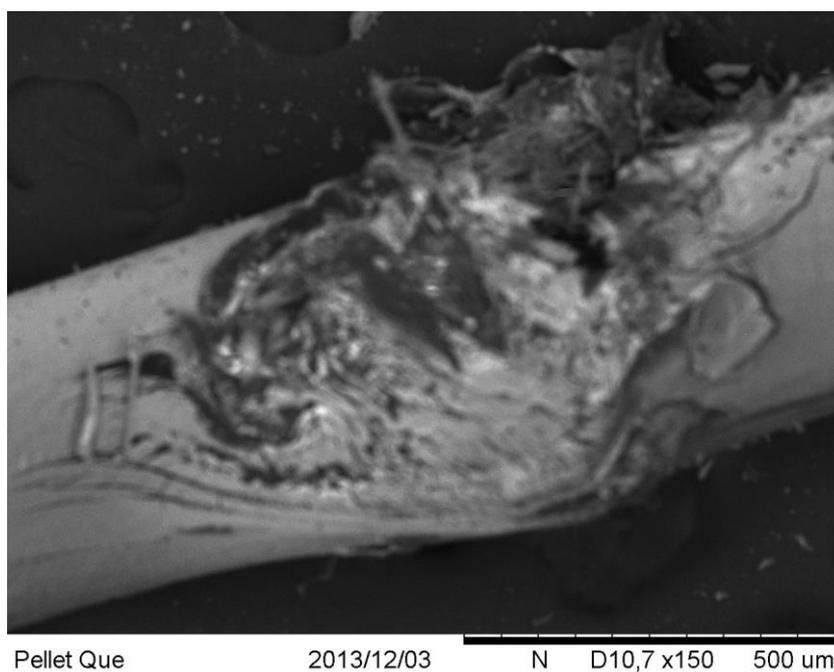


Figura 4.4 MEV do fio comercial fraturado após o ensaio de curvatura 150x.

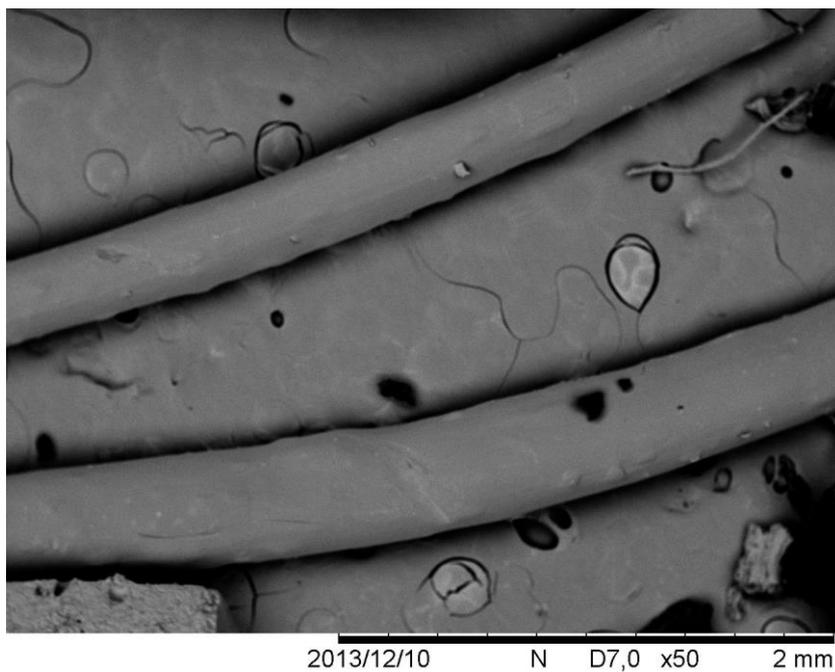


Figura 4.5 MEV do fio estético após o ensaio de curvatura 50x.

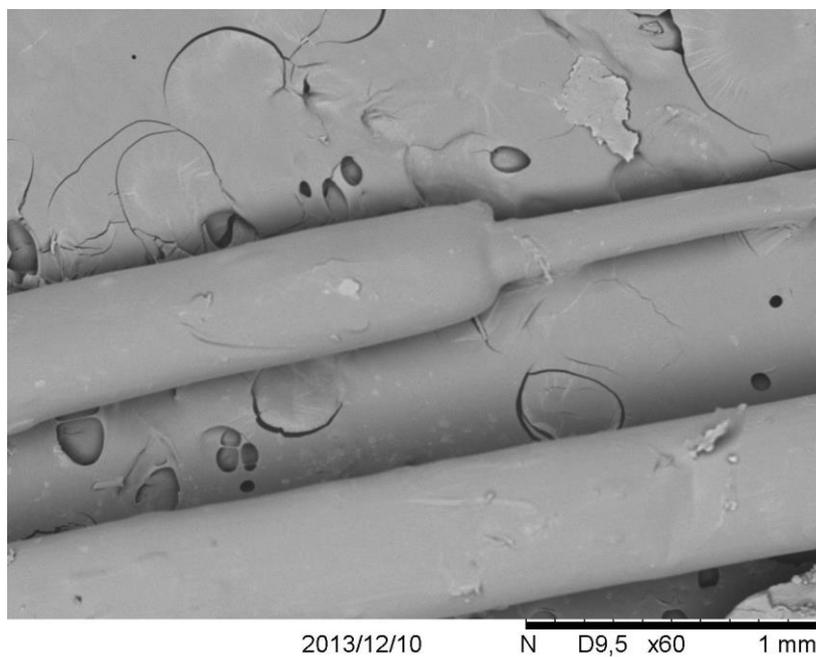


Figura 4.6 MEV do fio estético após o ensaio de curvatura 60x.

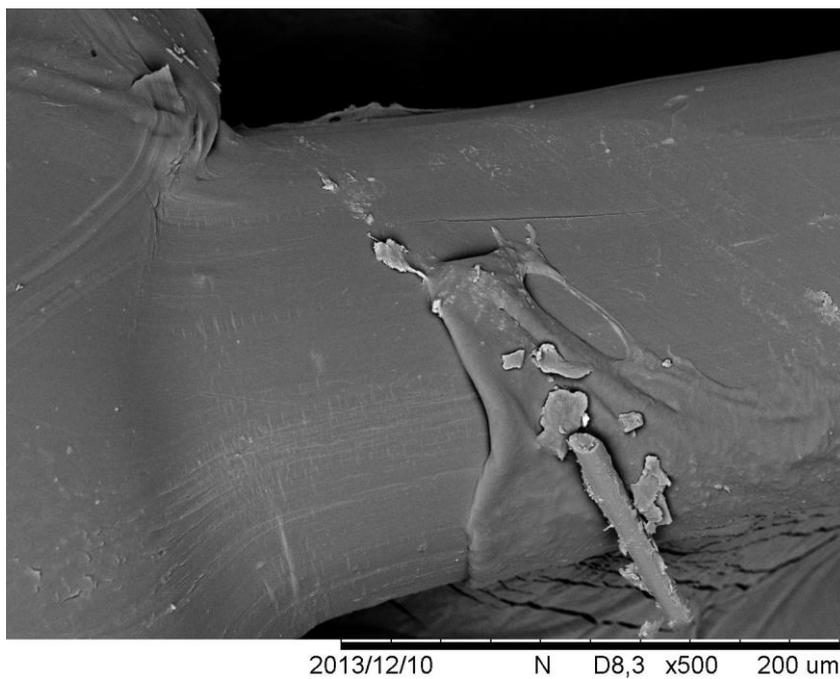


Figura 4.7 MEV do fio estético após o ensaio de curvatura 500x.

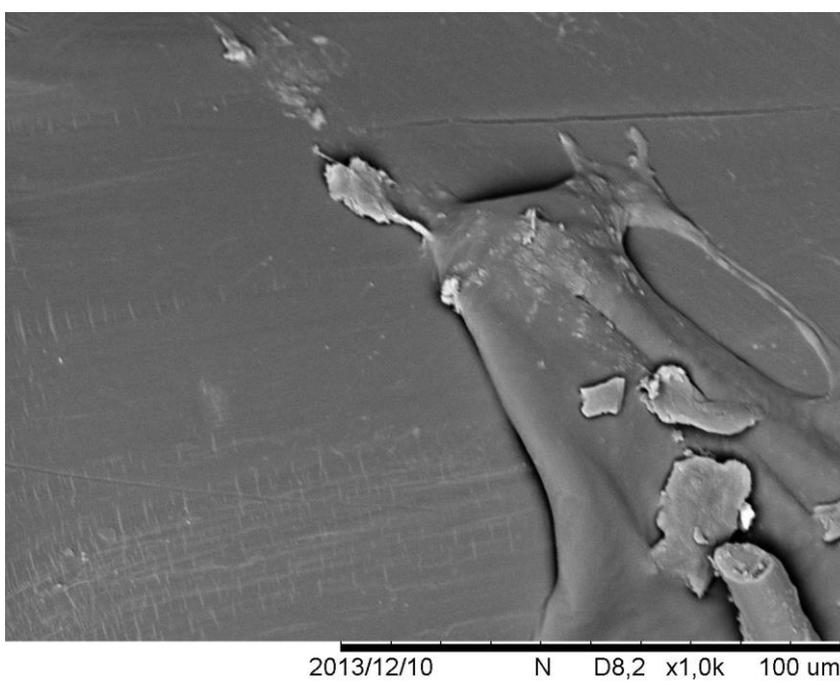


Figura 4.8 MEV do fio estético após o ensaio de curvatura 1000x.

Analisando as Figuras 4.2 a 4.4 notou-se que os fios atualmente comercializados da TP ORTHODONTICS possuem características altamente estéticas, mas são frágeis quanto à sua aplicação na biomecânica ortodôntica. Nos fios comerciais foi identificado falha de fratura com leve delaminação superficial das fibras (Figuras 4.2 a 4.4).

Por outro lado, o material proposto não sofreu fraturas, o que possibilita correções de desnivelamentos mais acentuados (maiores que 3 mm) quando comparado ao fio atualmente comercializado, o qual não suportou curvaturas maiores que 3 mm.

Esse comportamento apresentado durante o processo de carregamento/descarregamento dos fios propostos ocorreu devido ao comportamento visco elástico do polímero proposto (PEAD). A viscoelasticidade dos polímeros está associada à capacidade destes materiais armazenarem e dissiparem energia simultaneamente, durante uma solicitação mecânica. A natureza destes materiais implica no seu comportamento complexo e ao mesmo tempo interessante (WASILKOSKI, 2006).

Analisando-se as Figuras 4.7 e 4.8, foi observado que os fios estéticos apresentaram fluxo da matriz, ou seja, deformação plástica do polietileno de alta densidade.

4.2 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ESTÉTICOS

É importante avaliar o comportamento do fio quanto ao limite de deflexão, pois se um fio for flexionado para incluir no arco um dente que está

desnivelado, haverá maior carga acumulada, aumentando a distância de deflexão. Por isso, cada milímetro de aumento da ativação, o fio acumulará proporcionalmente mais carga. No entanto, há um limite para esta deflexão. Diante de uma deflexão exagerada, este fio não volta mais a sua forma original. Por isso, os ensaios foram realizados em fase de carregamento até uma deflexão 3,1 mm e seguido por um processo de descarregamento.

As Figuras 4.9 a 4.12 evidenciam os resultados do comportamento de força x deflexão dos fios estéticos (COMERCIAL).

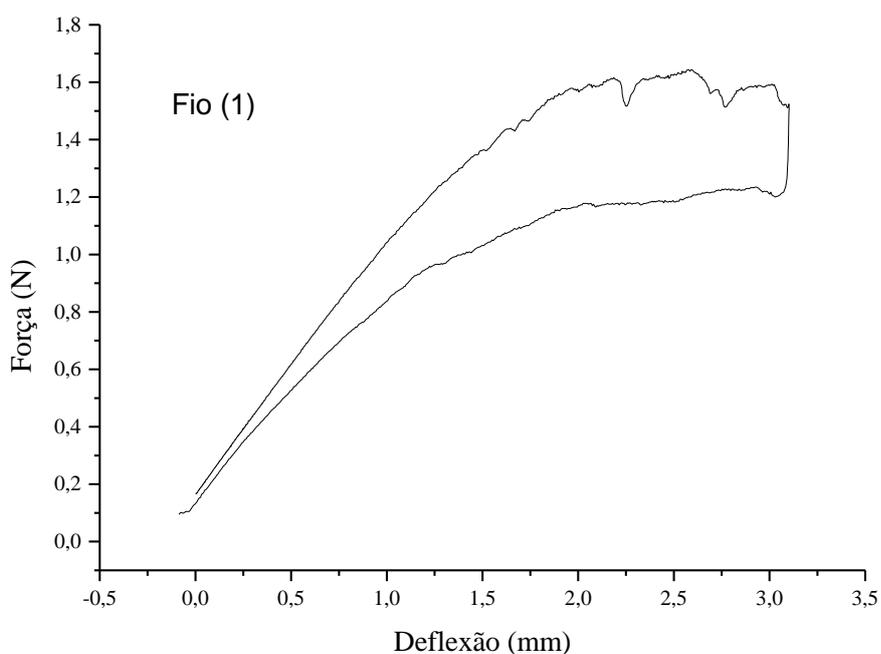


Figura 4.9 Curva força x deflexão obtida do Fio (1).

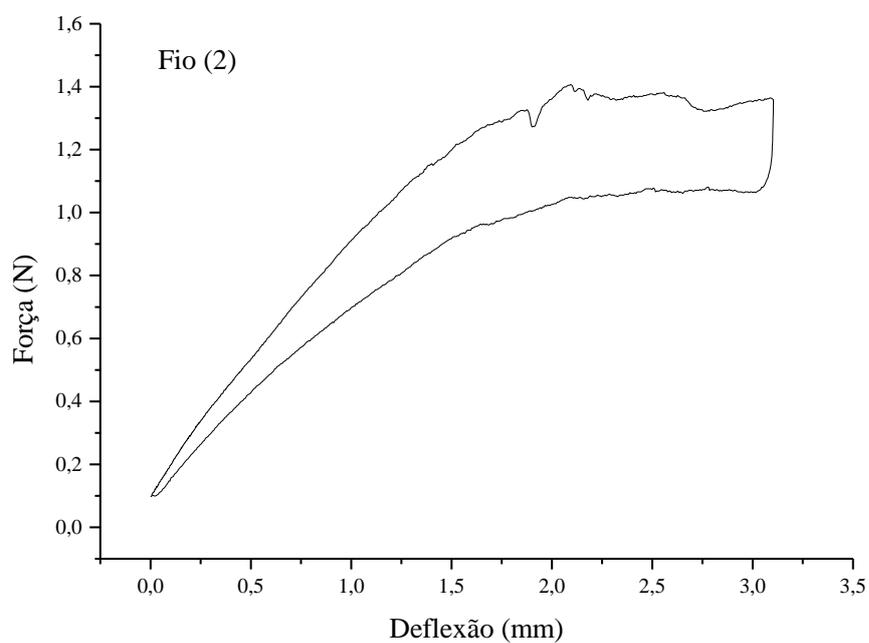


Figura 4.10 Curva força x deflexão obtida do Fio (2).

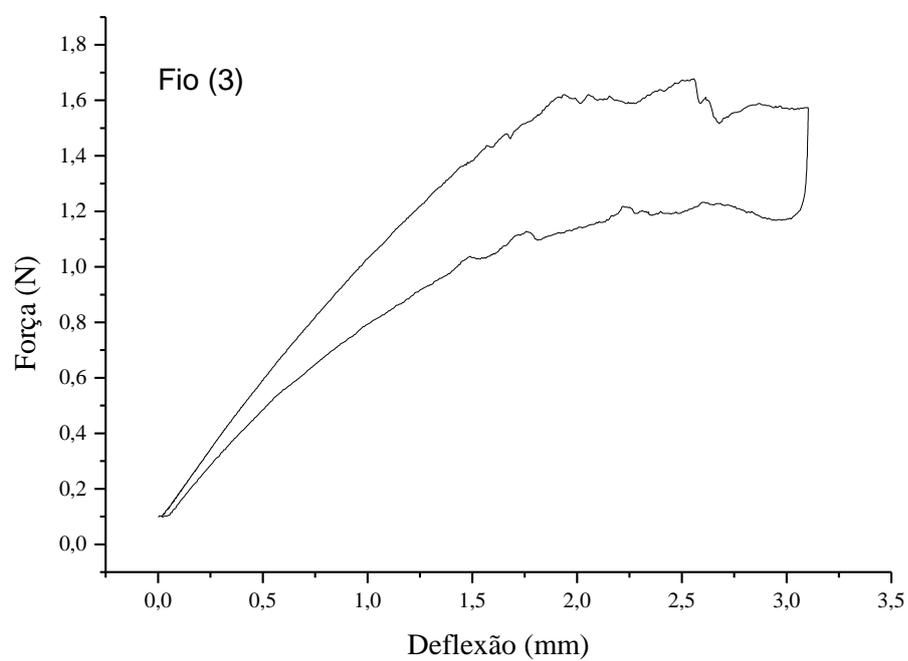


Figura 4.11 Curva força x deflexão obtida do Fio (3).

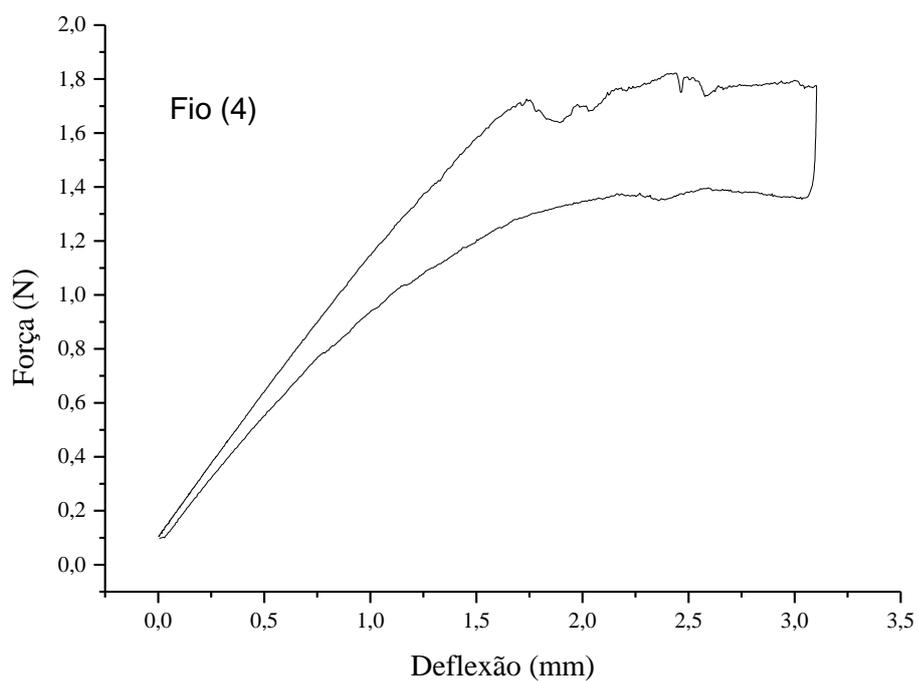


Figura 4.12 Curva força x deflexão obtida do Fio (4).

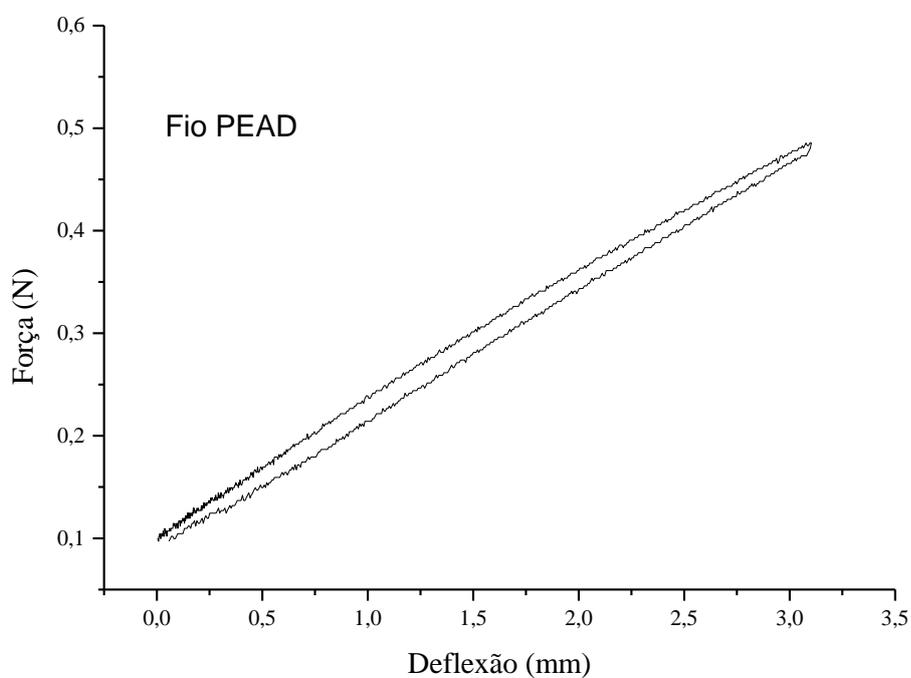


Figura 4.13 Curva força x deflexão obtida do Fio (PEAD).

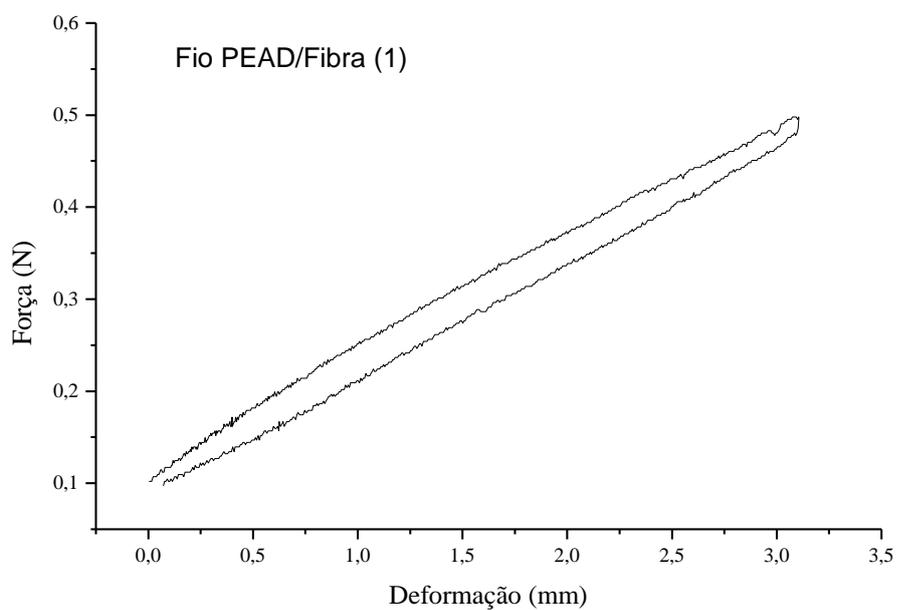


Figura 4.14 Curva força x deflexão obtida do Fio PEAD/Fibra (1).

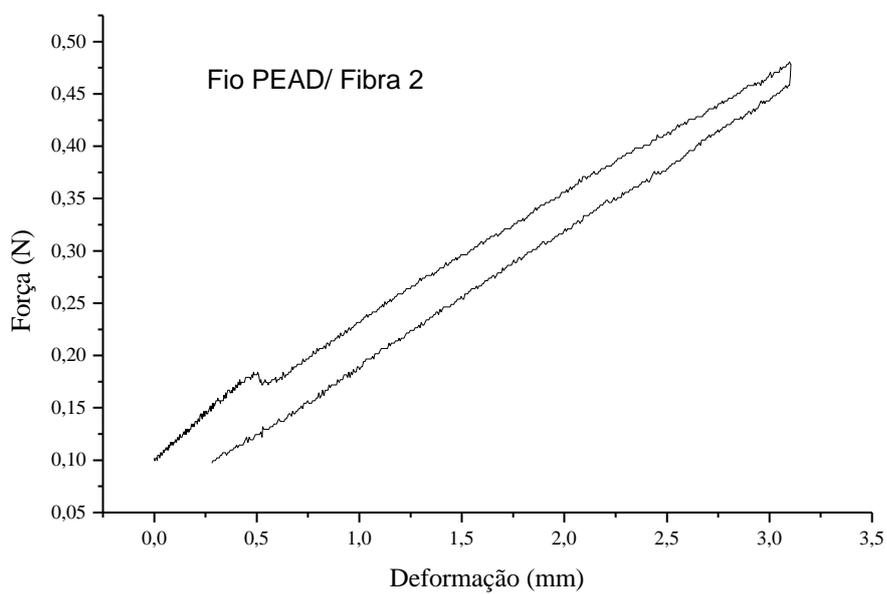


Figura 4.15 Curva força x deflexão obtida do Fio PEAD/Fibra (2) .

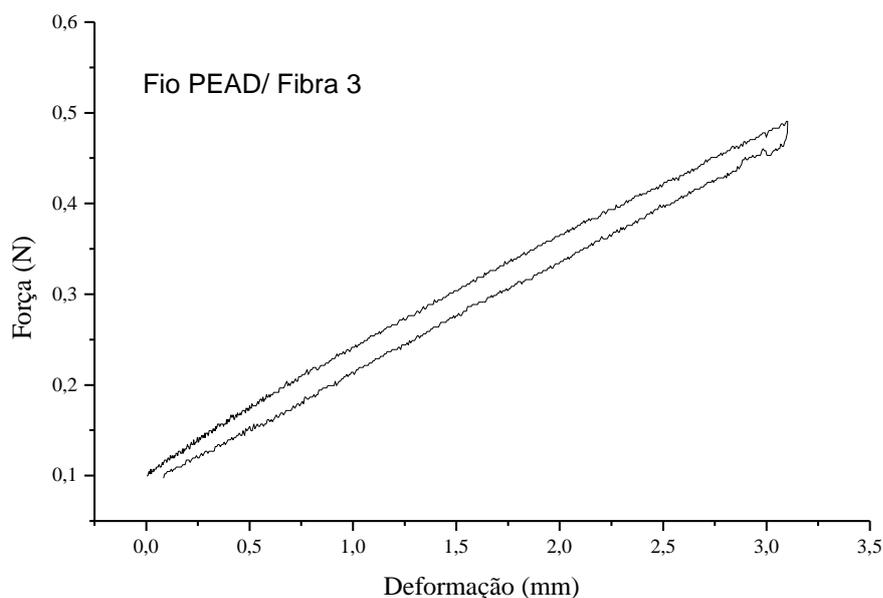


Figura 4.16 Curva força x deflexão obtida do Fio PEAD/Fibra (3) .

Analisando os resultados obtidos dos ensaios (Figura 4.13) foi observado que o fio apresentou recuperação elástica, ou seja, capacidade de retornar a sua forma e estrutura original. No entanto, observou-se que o material proposto (fio estético de PEAD reforçado com fibra de vidro) apresentou o mesmo comportamento, mas com diferentes níveis de força no processo de carregamento/ descarregamento (Figuras 4.14 a 4.16).

O fio com calibre de 0,020" não é comumente utilizado na fase inicial de alinhamento e nivelamento, pois promove uma força desproporcional ao desejado durante as correções iniciais. Porém, como o material proposto apresenta uma força de descarregamento significativamente menor que os demais materiais utilizados na Ortodontia, o calibre de 0,020" pode se tornar interessante no início do tratamento, promovendo uma força de descarregamento compatível com os materiais estéticos hoje comercializados.

Por este motivo realizou-se o ensaio utilizando também um fio do material proposto com esse calibre (Figura 4.17).

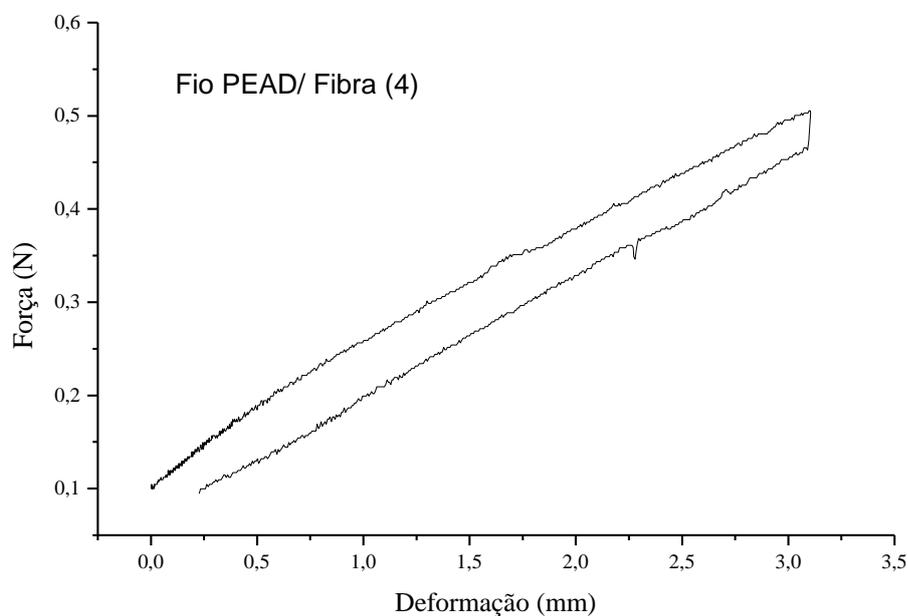


Figura 4.17 Curva força x deflexão obtida do Fio PEAD/Fibra (4) com calibre 0,020".

Essa diferença no calibre proporcionou um aumento na rigidez dos fios, a qual pode ser observada na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. Propriedades mecânicas dos fios.

MATERIAL	Módulo de elasticidade (GPa)
Fio estético comercial	4,9 ± 0,9
Fio estético PEAD puro	0,98
Fio estético proposto (0,016")	1,05 ± 0,1
Fio estético proposto (0,020")	1,2

Esse aumento na rigidez também foi observado ao inserir fibras de vidro na matriz de PEAD, mostrando que os fios ficaram mais rígidos, quando comparados aos fios de PEAD puro. Por outro lado, os fios estéticos comerciais apresentaram maior rigidez. No entanto, essa alta rigidez dos fios estéticos prejudicam o tratamento ortodôntico, pois os mesmos fraturam rapidamente quando comparados aos fios estéticos propostos (PEAD/Fibra).

Apesar de apresentar menos força de descarregamento comparado aos demais fios, o novo material apresenta forças suficientes para movimentação dentária, principalmente por se tratar de um fio a ser utilizado no início do tratamento, para as fases de alinhamento e nivelamento.

A força mínima para se movimentar um dente, varia de acordo com o tipo de movimento desejado, e o tamanho do elemento dentário a ser movido. De acordo com a literatura, os movimentos realizados no início do tratamento ortodôntico (fase de alinhamento e nivelamento) necessitam de forças de aproximadamente $0,25 \text{ N/cm}^2$, compatíveis com a força de descarregamento apresentada no ensaio de flexão do novo material.

Atualmente os fios ortodônticos altamente estéticos presentes no mercado possuem um alto custo, o que torna o baixo custo do novo material uma grande vantagem quanto à sua comercialização.

4.3 AVALIAÇÃO DOS FIOS IMERSOS EM SALIVA ARTIFICIAL

Após o período de imersão (15 dias), foi possível observar uma alteração de comportamento dos fios estéticos comerciais, corroborando com

o estudo de Widson (2001), o qual relata, dentre outros fatores, a saliva como um fator de interferência significativa no comportamento local dos fios.

Os fios estéticos comerciais, que até então, em meio seco apresentavam força de até 1,8N sob deflexão de 2 a 3 mm, sob influência da saliva artificial chegaram a sofrer fratura antes mesmo de atingir deflexão de 2 mm, e sequer atingindo os mesmos níveis de força alcançados nos ensaios anteriores. Mostrando-se ineficiente em nossos experimentos (Figuras 4.18 e 4.20), o que corrobora também com os trabalhos de Bandera (2010) e Santoro (2011).

Assim como relatado no trabalho de Santoro (2011), apesar da fratura, não houve o rompimento completo dos fragmentos.

Os estudos de Imai et al. (1999) não relataram fraturas nos ensaios de flexão do fio Optis®, porém os ensaios foram realizados com fios de diâmetro de 0,020" e defletiram apenas até 2 mm. Além disso não realizaram a imersão em meio aquoso.

Em contrapartida, o fio de PEAD reforçado com fibra de vidro não apresentou alteração em seu comportamento depois de imerso em meio aquoso, conforme evidenciado na Figura 4.21.

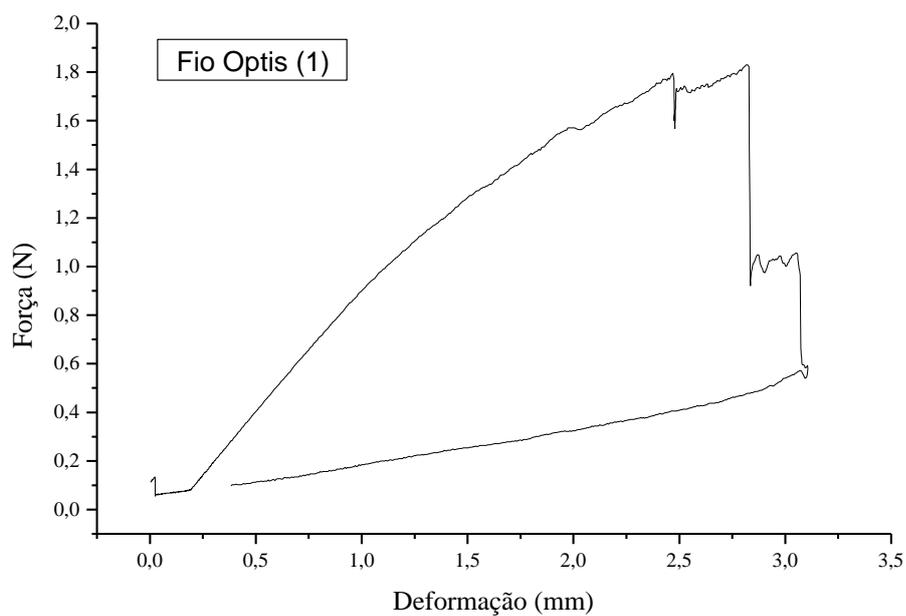


Figura 4.18 Curva força x deflexão obtida do fio comercial após imersão em saliva artificial (Fio 1).

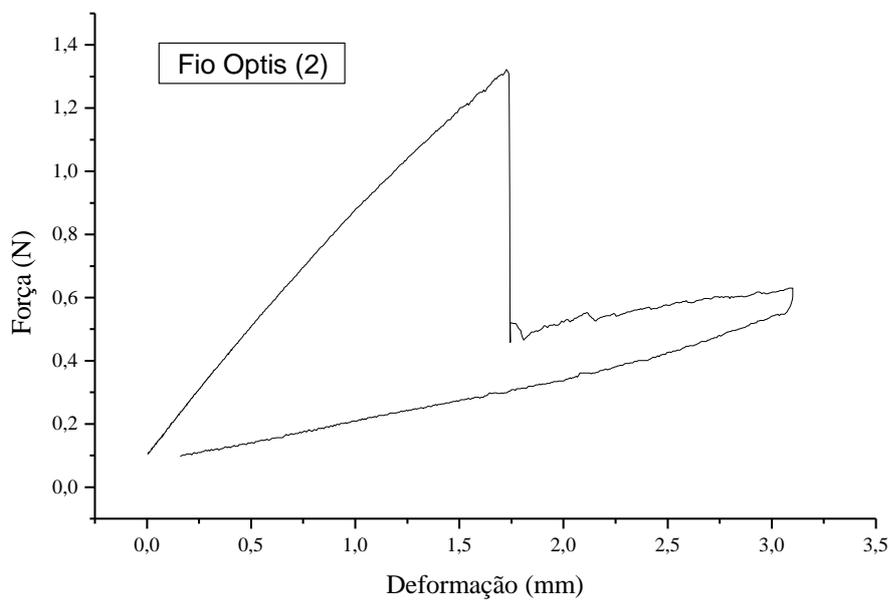


Figura 4.19 Curva força x deflexão obtida do fio comercial após imersão em saliva artificial (Fio 2).

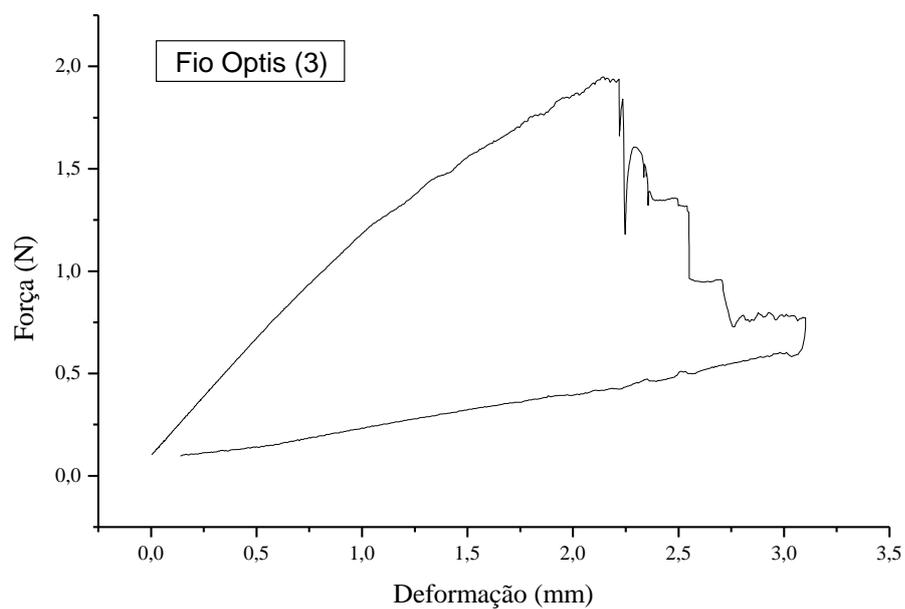


Figura 4.20 Curva força x deflexão obtida do fio comercial após imersão em saliva artificial (Fio 3).

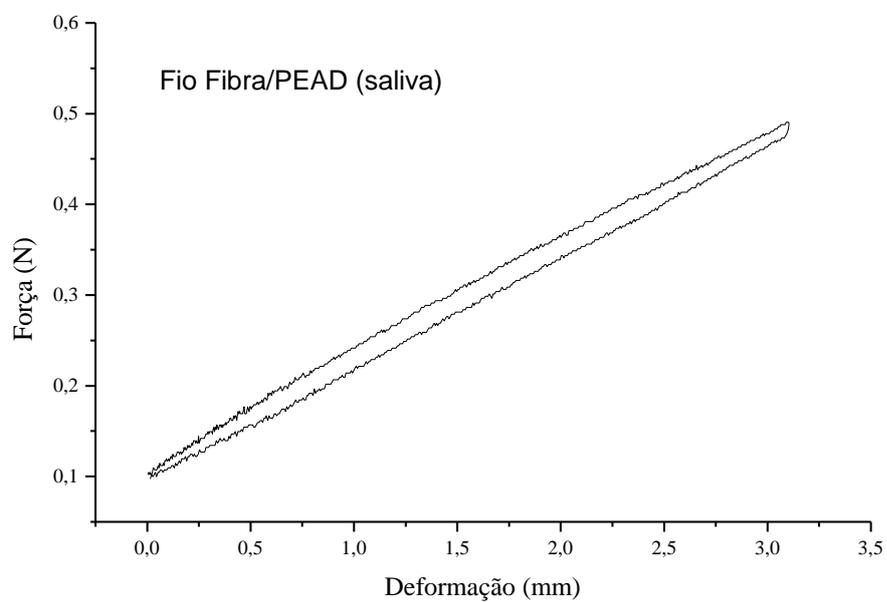


Figura 4.21 Curva força x deflexão obtida do fio proposto (PEAD/fibrá) após imersão em saliva artificial.

Além do fio estético de PEAD reforçado com fibras de vidro não ter sofrido fratura, o fio manteve a mesma rigidez quando comparado ao fio sem o contato com saliva artificial, conforme observado na Tabela 4.2. O fio comercial apresentou um decréscimo na rigidez de 27,3% quando comparado ao fio comercial sem o contato com saliva artificial.

Tabela 4.2. Propriedades mecânicas dos fios após o ensaio em saliva artificial.

MATERIAL	Módulo de elasticidade (GPa)
Fio estético comercial	3,85 ± 0,2
Fio estético proposto (0,016")	1,05

Desta forma, o fio estético de PEAD reforçado com fibra de vidro comportou-se de forma adequada em meio bucal, tornando-se adequado para substituir o fio estético comercial.

5 CONCLUSÕES

É possível concluir que o material proposto, teoricamente tende a oferecer eficácia à movimentação dentária inicial, levando em conta que promove força maior que o mínimo necessário ($0,25 \text{ N/cm}^2$).

O material proposto respondeu bem à imersão contínua em saliva artificial, não demonstrando alterações significantes nos ensaios propostos, ao contrário do fio comercial, que sofreu grande alteração nos ensaios mecânicos após ser imerso em saliva artificial.

A aparência estética no novo material fora preservada, indicando-o a ser utilizado em conjunto com bráquetes estéticos, em casos em que a estética é exigência do paciente.

O reforço com fibra de vidro permite uma maior rigidez ao material, apresentando uma maior força de desativação. Porém diminui a resistência, diminuindo o grau de deflexão, como foi observado no ensaio de flexão e na avaliação de curvatura máxima do fio.

A acessibilidade do novo material permite crer que se trata de um produto final com custo mais baixo que o encontrado no mercado, porém é importante buscar diferentes métodos e processos de fabricação, buscando melhor viabilidade de uso clínico.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABREU-PEREIRA, F.; ALVES, G. G.; CASTRO, L. O.; LINHARES, A. B. R.; MAIA, M. D. C.; GRANJEIRO, J. M.; CALASANS-MAIA, J. A. Avaliação multiparamétrica da Citotoxicidade in vitro de um fio ortodôntico à base de resina polimérica reforçada com fibra de vidro. **Innovations implant journal: biomaterials and esthetics**, v.5, p.35-40, 2010.

ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.73, p.142-151, 1978.

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.

BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.77, p. 121-132, 1980.

BURSTONE, C. J.; LIEBLER, S. A. H.; GOLDBERG, A. J. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.139, p.391-398, 2011.

CABRERA, C.A.G.; CABRERA, M.C. **Ortodontia Clínica**, 2^a Ed. Curitiba, Editora e Produções Interativas Ltda., p.341- 384, 2004.

CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; LENA, A.; SCRIBANTE, A.; VALLITTU, P.K.; LASSILA, L.V. Force levels of fiber-reinforced composites

and orthodontic stainless steel wires: A 3-point bending test. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.133 n.3, p.410-423, 2006.

ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. **European Journal of Orthodontics**, v.30, p.661-667, 2008.

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, p. 213-217, 2010.

GIL, F. X.; MANERO, J. M.; PLANELL, J. A. Relevant aspects in the clinical applications of Ni-Ti shape memory alloys. **Journal of Materials Science - Material in Medicine**. v.7, 403-406, 1996.

GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais, 2ª Ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, p.579-585, 1996.

GRAVINA, M. A.; MOTTA, A. T. S.; ALMEIDA, M. A. O.; QUINTÃO, C. C. A. Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica, **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.9, p. 113-128, 2004.

GURGEL, J. A.; RAMOS, L. R.; KERR, S. D. Fios Ortodônticos, **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.6, p.103, 2001.

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

HUANG, Z. M.; GOPAL, R.; FUJIHARA, K.; RAMAKRISHNA, S.; LOH, P. L.; FOONG, W. C.; GANESH, V. K.; CHEW, C. L. Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. **Biomaterials**, v.24, p. 2941–2953, 2003.

IANNI FILHO, D.; STRINTA, L.T.; NIZZOLA, C.E.C. Uso de Fibras de Vidro e Polietileno Reforçados por Resina em Ortodontia – Parte I. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.8, p. 51-57,. 2003.

IMAI, T.; WATARI, F.; YAMAGATA, S. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. **Biomaterials**, v.19, p.2195-200, 1998.

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, p.533-538, 1999.

KAPILA, S.; ANGOLKAR, P. V.; DUNCANSON, M. G. Jr.; NANDA, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 98, p. 117-126, 1990.

KARMAKER, A. C.; FREILICH, M. A.; BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Performance of fiber-reinforced composites intended for prosthodontic frameworks. **Annual Meeting of the Society For Biomaterials**, p.23, 1997. St. Paul: Society of Biomaterials, p. 231, 1997.

KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOUNELLE, R. A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **American**

Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v.99, p.310-318, 1991.

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

KUSY, R. P. The future orthodontic materials: the long term view. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 113, p. 91-95, 1998.

MARTINS, J. C. R.; SELAIMEN, C. R. P.; GANDINI JR, L. G.; MARTINS, L. P.; RAVELE, D. B. Utilização de Fios de Memória nas Fases de Nivelamento e Fechamento de Espaço na Ortodontia Contemporânea. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.1, p.79-83, 1996.

MINERVINO, B. L.; PINTO, A. S.; SAKIMA, M. T.; GUASTALDI, A. C., NAKANDAKARI, C.; MINERVINO, E. L. Características dos fios de memória de forma e aplicação clínica. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.5, p. 72-76, 2000.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 90, p.10, 1986.

NAKANO, H.; SATOH, K.; NORRIS, R.; JIN, T.; KAMEGAI, T.; ISHIKAWA, F.; KATSURA, H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in threepoint bending tests. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.115, p.390-395, 1999.

PERKINS, J. Shape Memory Effects in Alloys, 1^a Ed. Michigan, Plenum Press, p.28-32, 1975.

PROFFIT, W.R.; FIELDS JR. H.W.; SARVER, D.M. Ortodontia Contemporânea. 4^a Ed. Editora Elsevier, Rio de Janeiro-RJ, p.307-339, 2008.

RAMIRES, I. Estudo de corrosão em biomateriais. 1998, 83f. Dissertação (Mestrado em Físico-Química) – Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista de Araraquara, 1998.

SACHDEVA, R. C. L. Ortodontia com temperatura de transformação variável – Copper Ni-Ti torna isto uma realidade. **Clinical Impressions**, v.1, p.2-9, 1997.

SANTORO, M. Z. Comparação das forças de deflexão liberadas entre os fios ortodônticos estéticos e sua relação com o revestimento. 2011, 88f. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo-SP, 2011.

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

VELLINI-FERREIRA, F. Ortodontia - Diagnóstico e Planejamento Clínico, 7^a Ed. São Paulo-SP, Editora Artes Médicas Ltda, p.386-397, 2010.

WASILKOSKI, C. M. Comportamento mecânico dos materiais poliméricos. 2006, 82f. Tese (Doutorado em Engenharia e Ciência dos Materiais), Universidade Federal do Paraná, Curitiba PR, 2006.

WIDSON, P.R. Caracterização de Ligas de Níquel-Titânio para Ortodontia. 2001, 146f. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro-RJ, 2001.

WILLIAMS, J. K. Aparelhos Ortodônticos Fixos Princípios e Prática, 1ª Ed. São Paulo-SP, Livraria Editora Santos, p.21, 1997.

YONEYAMA, T.; DOI, H.; HAMANAKA, H.; OKAMOTO, Y.; MOGI, M.; MIURA, F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. **Dental Materials Journal**, v.11, p.1-10, 1992.

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, p.611–620, 1998.

7 CRONOGRAMA DE ATIVIDADES:

A – Pesquisa bibliográfica

B – Disciplinas cursadas e Exame de Proficiência

C – Caracterização do fio comercial (ensaio de curvatura; ensaio de flexão)

D – Desenvolvimento do fio obtido a partir de compósito polimérico (protótipo)

E – Exame de Qualificação

F – Caracterização fractográfica dos fios

G – Caracterização do fio proposto (ensaio de curvatura; ensaio de flexão)

H - Ensaio de meio bucal

I – Avaliação dos resultados; Consolidar o conhecimento adquirido por meio da elaboração de patente e de publicação dos trabalhos de pesquisas em periódicos indexados e congressos nacionais e internacionais para a divulgação dos dados obtidos.

J- Defesa de Dissertação

Etapas	Trimestre							
	1	2	3	4	5	6	7	8
A	■	■	■	■	■	■	■	■
B	■	■	■	■				
C						■	■	■
D		■	■			■	■	■
E		■	■					■
F		■	■					■
G		■	■					■
H		■	■					■
I		■	■	■	■			■
J		■	■	■	■			■