

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE COMPÓSITO REFORÇADO POR FIBRAS UTILIZADO COMO ARCO ORTODÔNTICO

Elisa Maria Ibrahim Franco

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: Fernando Luiz Bastian

Rio de Janeiro

Junho de 2012

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE COMPÓSITO
REFORÇADO POR FIBRAS UTILIZADO COMO ARCO ORTODÔNTICO

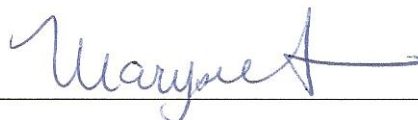
Elisa Maria Ibrahim Franco

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

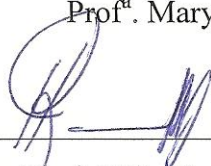
Examinada por:



Prof. Fernando Luiz Bastian, Ph.D.



Prof.ª Marysilvia Ferreira da Costa, D. Sc.



Prof. Hélio Rodrigues Sampaio Filho, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JUNHO DE 2012

Franco, Elisa Maria Ibrahim

Avaliação do Comportamento Mecânico de Compósito Reforçado por Fibras Utilizado como Arco Ortodôntico/Elisa Maria Ibrahim Franco. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XVI, 108p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Fernando Luiz Bastian

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 88-93.

1. Fio ortodôntico estético. 2. Compósitos. 3. Análise Microestrutural. 4. Ensaio de Flexão. 5. Termociclagem. I. Bastian, Fernando Luiz. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

Dedico

À minha mãe, que sempre me apoiou em todos os momentos de minha vida, por seu estímulo e dedicação como mãe e amiga.

Ao meu amado marido e companheiro de todas as horas, que sempre me incentivou e acompanhou em todos os momentos dessa minha caminhada, sempre me apoiando nas horas em que mais precisei.

Agradecimentos

Á Deus, presente em todos os momentos da minha vida, agradeço por todas as oportunidades e graças alcançadas.

Ao meu orientador Prof. Fernando Luiz Bastian, pela confiança em mim depositada, pela grande transmissão de conhecimentos e sabedoria e valioso auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Aos fabricantes Morelli, *TP Orthodontics* pelo apoio técnico e pelos materiais utilizados na tese. Em especial aos funcionários da Morelli Sr. Emanuel Ribeiro de Almeida e o Sr. Wilson Eugenio de Paula, que não mediram esforços para atender as nossas solicitações.

A todos os Professores do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais que participaram de alguma forma nesta minha formação, pela dedicação e compreensão durante o curso.

A Prof^a. Marysilvia Ferreira da Costa, por sua colaboração e ajuda, assim como por ter cedido o uso de seu laboratório.

Aos funcionários dos laboratórios de Microscopia e Polímeros pelo auxílio, paciência e dedicação.

Aos meus amigos e familiares, pelo carinho, amizade apoio, compreensão e por acreditarem em mim.

E a todos que, direta e indiretamente, contribuíram de algum modo para a realização deste trabalho.

*“Julgue seu sucesso pelas coisas que você teve
que renunciar para conseguir.”*

Dalai Lama

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE COMPÓSITO REFORÇADO POR FIBRAS UTILIZADO COMO ARCO ORTODÔNTICO

Elisa Maria Ibrahim Franco

Junho /2012

Orientador: Fernando Luiz Bastian

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Este trabalho se propôs a avaliar e caracterizar o fio ortodôntico OPTIS®. As propriedades estruturais e mecânicas do fio foram avaliadas a partir de teste de flexão à 3 pontos, com amostras submetidas a fatores ambientais (termociclagem e imersão em saliva), além da análise microestrutural e avaliação da estabilidade de cor. Foram determinadas ainda: força de deflexão, constância de força, o módulo de ruptura, módulo de elasticidade, módulo de resiliência e a tenacidade à fratura do material. Nos ensaios de flexão seguiu-se a norma europeia ISO BSi 15841:2006 e uma metodologia modificada utilizando braquetes cerâmicos. Para a caracterização microestrutural utilizou-se MEV. Para a avaliação da estabilidade de cor os corpos de prova foram submetidos a substâncias alimentares comuns – chá preto e café. Os resultados obtidos foram avaliados por teste de significância estatística. Observou-se que os fios estéticos OPTIS®, possuem uma boa condição estética assim como um bom acabamento superficial; são compostos de fibras longas e contínuas com diâmetro médio de 7,5 µm, dispostas uniformemente em uma matriz polimérica. São insensíveis ao manchamento pelas substâncias testadas. Pode-se afirmar que o fio OPTIS® não sofre influência da exposição à umidade, mas sofre influência de variação de temperatura. Na avaliação da força de deflexão, os níveis de força correspondem a forças apropriadas para a movimentação dentária. Conclui-se assim que o material pode ser indicado como escolha de fio ortodôntico estético, para os casos onde seja necessário um pequeno alinhamento e nivelamento.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.).

EVALUATION OF THE MECHANICAL BEHAVIOUR OF COMPOSITE
REINFORCED BY FIBERS USED AS ORTHODONTIC ARCH

Elisa Maria Ibrahim Franco

June/2012

Advisor: Fernando Luiz Bastian

Department: Materials and Metallurgical Engineering

This study aimed to evaluate and characterize the orthodontic composite wire OPTIS. The structural and mechanical properties of the orthodontic wire aesthetic composite OPTIS® was evaluated through from bending tests on samples subjected to environmental factors (thermal cycling, immersion in saliva), and microstructural analysis and evaluation of color stability. The force deflection, constancy of strength, modulus of rupture, modulus of elasticity, modulus of resilience and toughness of the material was determined. The methodology used in the bending tests follows the European standard ISO BSi 15841:2006 and a modified method using ceramic brackets. A microstructural characterization of the samples was made using SEM. The color stability of the specimens was evaluated using common food substances - black tea and coffee. The results were evaluated by testing for statistical significance. It was observed that the wires aesthetic OPTIS®, have a good aesthetic condition as well as a good surface finish. They are made of long continuous fibers with a mean diameter of 7.5 μm , and the arranged homogeneously in a polymeric matrix. These wires are virtually insensitive to staining by tested substances. It can be said that the wire OPTIS® is not influenced by exposition to moisture. However, it is influenced by temperature variation. In defection force evaluation the force levels correspond to forces considered ideal for tooth movement. It is concluded that the material can be indicated as aesthetic choice of orthodontic wire; however, in cases where it is necessary a small alignment and leveling.

Sumário

1	Introdução.....	1
2	Revisão de Literatura.....	5
2.1	Materiais Compósitos	5
2.1.1	Matrizes	6
2.1.2	Fases de Reforço.....	7
2.2	Compósitos odontológicos e os fios ortodônticos	8
2.2.1	Propriedades dos fios ortodônticos.....	9
2.2.2	Propriedades mecânicas dos compósitos reforçados por fibras	13
2.3	Fios ortodônticos estéticos.....	15
2.4	Forças ideais para o tratamento ortodôntico	19
2.5	Teste de curvatura de três pontos em fios ortodônticos.....	22
3	Materiais e Métodos	26
3.1	Material.....	26
3.2	Metodologia para confecção das amostras	26
3.2.1	Metodologia para confecção das amostras para o ensaio de flexão	27
3.3	Metodologia para realização dos ensaios.....	28
3.3.1	Análise Microestrutural	28
3.3.2	Análise da estabilidade de cor	29
3.3.3	Exposição aos agentes ambientais.....	30
3.3.4	Ensaio de flexão.....	31
3.3.5	Ensaio de Tração	43
3.4	Resultados.....	45
3.4.1	Análise Microestrutural	45
3.4.2	Análise da estabilidade de cor	52
3.4.3	Exposição aos agentes ambientais.....	55
3.4.4	Variação de temperatura - Termociclagem	55
3.4.5	Imersão em saliva artificial.....	55
3.5	Teste de flexão à 3 pontos.....	56
3.5.1	Propriedade mecânicas obtidas através teste de flexão à 3 pontos.....	56
3.5.2	Avaliação da força de deflexão e constância da força.....	65

4	Discussão	72
4.1	Análise Microestrutural	72
4.2	Análise da estabilidade de cor	74
4.3	Exposição a fatores ambientais	76
4.3.1	Variação de temperatura – Termociclagem.....	76
4.3.2	Imersão em saliva artificial.....	78
4.4	Ensaio de flexão	79
4.4.1	Avaliação da força de deflexão e constância da força.....	82
5	Conclusões e trabalhos futuros	86
5.1	Conclusões finais	86
5.2	Sugestões de trabalhos futuros.....	87
	Referências Bibliográficas	88
	Anexo A	94
	Anexo B.....	97
	Anexo C	101

Lista de Figuras

Figura 3-1: Microscópio Eletrônico de Varredura JEOL JSM- 6460LV (MEV), do Laboratório de Processos com Membranas, PAM -UFRJ.....	29
Figura 3-2: Termocicladora NOVA ÉTICA.....	31
Figura 3-3: Máquina de ensaio universal da marca EMIC, modelo DL 500.....	32
Figura 3-4: Micrômetro digital calibrado da marca Micromaster (Capa System, TESA MICROMASTER Electronic).	32
Figura 3-5: Edentadores utilizados no dispositivo para ensaio segundo a norma ISO BSi 15841:2006	33
Figura 3-6: Dispositivo para ensaio segundo a norma ISO BSi 15841:2006.....	34
Figura 3-7: Braquetes estéticos posicionados no dispositivo com auxílio de um segmento de fio retangular.	36
Figura 3-8: Paquímetro Digital 150mm “Coolant Proof ABSOLUTE” produzido pela Mitutoyo (Japão).	36
Figura 3-9: Dispositivo modificado para a realização do ensaio flexão - ISO BSi 15841:2006 MODIFICADO.....	37
Figura 3-10: Edentador utilizado com dispositivo modificado para a realização do ensaio de flexão - ISO BSi 15841:2006 MODIFICADO.....	37
Figura 3-11: Corpo de prova de seção circular.....	41
Figura 3-12: Micrografia da superfície dos fios OPTIS®.....	45
Figura 3-13: Micrografia da superfície dos fios OPTIS® do grupo controle. Aumentos de 2000X e 10000X.....	46
Figura 3-14: Micrografia da superfície dos fios OPTIS® do grupo imerso em saliva artificial. Aumentos de 2000X e 10000X.....	47
Figura 3-15: Micrografia da superfície dos fios OPTIS® do grupo submetido a termociclagem. Aumentos de 2000X e 20000X.....	47
Figura 3-16: Fio OPTIS® 0,0014”, depois de seccionado com alicate de corte para fios de pequeno calibre. Aumento 100X.	48
Figura 3-17: Fio OPTIS® 0,0014”, extremidade do arco conforme recebida para uso clínico aumento 250X.....	48
Figura 3-18: Fio OPTIS® 0,0014” – extremidade da área seccionada com alicate de corte para fio ortodôntico – Aumento 1000X.....	49
Figura 3-19: Fio OPTIS® 0,0014” – extremidade da área seccionada com alicate de corte para fio ortodôntico, vista transversal ao longo eixo do fio – Aumento 2000X....	49
Figura 3-20: Amostra polida no sentido longitudinal do fio com auxílio de disco lixa Soft Lex® - Aumento 2000X.	50
Figura 3-21: Fio OPTIS® 0,0014” – vista longitudinal do longo eixo do fio OPTIS® 0,0014” após seccionada com lâmina de bisturi – Aumento 1000X	51
Figura 3-22: Fio OPTIS® 0,0014” – vista longitudinal do longo eixo do fio OPTIS® 0,0014” após seccionada com lâmina de bisturi – Aumento 400X.....	51
Figura 3-23: Fio OPTIS® 0,0014” – vista transversal do fio OPTIS® 0,0014” após seccionada com lâmina de bisturi – Aumento 1000X	52

Figura 3-24: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014” – após imersão em saliva artificial por 30 dias.	53
Figura 3-25: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014” – após imersão em solução de chá preto por 30 dias.	53
Figura 3-26: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014” – após imersão em solução de café solúvel por 30 dias.	54
Figura 3-27: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014”, comparando os 3 grupos amostrais, imerso em três diferentes soluções (saliva artificial, chá preto e café solúvel) por 30 dias.	54
Figura 3-28: Micrografia da superfície do fio OPTIS®, após deflexão superior a 1,6mm, apresentando falha do material. Aumentos de 400X e 2000X.	65

Lista de Tabelas

Tabela 3-1: Número de amostras utilizado para análise de estabilidade de cor, utilizando segmentos curvos do arco.....	27
Tabela 3-2: Número de amostras utilizado para cada grupo amostral.	27
Tabela 3-3: Peso das amostras (em g) antes e depois de diferentes períodos imersos em saliva artificial.	55
Tabela 3-4: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de elasticidade.	57
Tabela 3-5: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de ruptura.	58
Tabela 3-6: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de resiliência.	58
Tabela 3-7: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para tenacidade.....	59
Tabela 3-8: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de elasticidade.	60
Tabela 3-9: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura.....	61
Tabela 3-10: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de resiliência.....	61
Tabela 3-11: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para tenacidade.	62
Tabela 3-12: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> comparando o grupo controle com grupo submetidos à termociclagem ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura.....	63
Tabela 3-13: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> comparando o grupo controle com grupo submetidos à imersão em saliva ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura.....	63
Tabela 3-14: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> comparando o grupo controle com grupo submetidos à termociclagem ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a tenacidade.	64
Tabela 3-15: Resultado do teste de significância utilizando <i>t-student</i> comparando o grupo controle com grupo submetidos à imersão em saliva ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a tenacidade.	64

Tabela 3-16: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a deflexão de 1,5mm.	66
Tabela 3-17: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a deflexão de 1,0mm.	67
Tabela 3-18: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a deflexão de 0,5mm.	67
Tabela 3-19: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada para a deflexão de 1,5mm.....	67
Tabela 3-20: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada para a deflexão de 1,0mm.....	68
Tabela 3-21: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada para a deflexão de 0,5mm.....	68
Tabela 3-22: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006.	70
Tabela 3-23: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a normatização modificada	70
Tabela 3-24: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras de fios de NiTi ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006.....	70
Tabela 3-25: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras de fios de NiTi ensaiados com a normatização modificada	70

Lista de Símbolos

” = polegada

°C = graus Celsius

μm = micrômetro

c = distância inicial do eixo da barra à fibra externa onde de se deu a ruptura(mm)

Co-Cr = cromo-cobalto

Coef. = coeficiente angular da reta

d = diâmetro do corpo de prova (mm)

E = módulo de elasticidade em flexão (MPa)

F = flecha

F_{máx} = flecha máxima, na carga máxima da porção linear da curva

FRP = polímero reforçado por fibras

g = grama

gf = grama/força

I = momento de inércia inicial da seção circular (mm²)

kN = quilo Newton

L = distância entre os pontos de apoio (mm)

MEV = microscopia eletrônica de varredura

min = minutos

mm = milímetros

M_{máx} = momento fletor máximo onde a carga é aplicada

mmHg = milímetros de mercúrio

MPa = Mega Pascal

N = Newton

NiTi = Níquel Titânio

P = carga aplicada ao corpo de prova (N)

P_{máx} = carga máxima (de ruptura) na porção linear da curva atingida no ensaio (N);

S = área (mm^2)

U_{rf} = valor numérico da resiliência em flexão (Nmm/mm^2)

U_{tf} = valor numérico da tenacidade em flexão (Nm/m^2)

y_f = flecha máxima nessa carga (mm)

σ = tensão de flexão (Pa)

σ_{fu} = módulo de ruptura (Pa)

σ_p = limite de proporcionalidade (Pa)

1 Introdução

A mecânica ortodôntica é baseada no princípio da acumulação de energia elástica e transformação dessa energia em trabalho mecânico por meio da movimentação dos dentes. Cada ajuste do aparelho armazena e controla o mecanismo de transferência e distribuição das forças. Um ótimo controle do movimento dentário requer a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios, tais como os fios ortodônticos.

A evolução da tecnologia de manufatura dos fios e a elaboração de novas técnicas ortodônticas geraram a busca por uma melhor qualidade, a fim de torná-los biologicamente mais efetivos no que diz respeito aos dentes e tecidos de suporte.

A crescente demanda de pacientes que procuram por tratamento ortodôntico com aparelhos estéticos, tem incentivado a pesquisa e o aprimoramento de braquetes e fios estéticos. (RUSSEL, 2005)

Enquanto os braquetes estéticos tem sido fabricados a partir de um material não metálico, cerâmico ou compósito, os fios estéticos tem sido confeccionados a partir de fios metálicos, níquel-titânio ou de aço inoxidável, recobertos por uma camada de Teflon (politetrafluoretileno) ou de resina epoxídica, de cor similar aos dentes. Em 1998, foi lançado um fio ortodôntico estético transparente, feito material de compósito polimérico reforçado por fibra de vidro. (IMAI *et al*, 1999)

Ainda assim os fios ortodônticos são, em sua maioria, metálicos como NiTi superelásticos, utilizados na fase inicial do tratamento, e aço inoxidável ou Co-Cr utilizados na fase final do tratamento ortodôntico.

Cada uma das ligas utilizadas nos fios ortodônticos possui suas características próprias, vantagens e desvantagens, que devem ser avaliadas de acordo com o tipo de movimento e força desejados. A opção pelo fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de materiais empregados.

Os fios metálicos são tidos como mais confiáveis do ponto de vista de rigidez, flexibilidade, fadiga, durabilidade e funcionalidade. Embora existam muitos pontos favoráveis nos metais, é inevitável que com sua aparência não natural, estes não possuam a estética que os pacientes exigem cada vez mais.

No que diz respeito aos fios recobertos com resina epoxídica existem controvérsias na literatura em relação à influência do revestimento nas propriedades de deslizamento e a durabilidade do recobrimento, o que é indesejável para a movimentação ortodôntica, além de comprometer a requerida estética.

Os fios compósitos surgem no mercado como uma alternativa para promover estética, com propriedades mecânicas ditas comparáveis a dos metais. Novos materiais compósitos reforçados com fibra estão atualmente sendo desenvolvidos para uso como material de arco ortodôntico. Acredita-se que ajustando as proporções de fibra/polímero, estes fios podem ser fabricados em uma ampla gama de níveis de rigidez elástica clinicamente relevante. (VALITAN & DHAR, 2005)

Além de atender as necessidades estéticas, os fios estéticos devem apresentar propriedades mecânicas adequadas, a fim de promover forças apropriadas aos dentes durante a movimentação ortodôntica. As propriedades mecânicas podem ser obtidas por meio de testes laboratoriais. O teste de flexão à 3 pontos representa a condição que

melhor simula a aplicação de força do fio ortodôntico aos dentes na cavidade bucal. Fornece gráficos da força *versus* deflexão, que podem ser utilizados para avaliar as características força-deflexão dos fios ortodônticos e, assim, determinar o comportamento da força produzida durante a movimentação dentária. (KRISHNAN & KUMAR, 2004)

Os fios ortodônticos metálicos, já muito estudados, possuem propriedades mecânicas conhecidas e consideradas apropriadas para o uso clínico.

As propriedades mecânicas dos fios estéticos compósitos foram pouco avaliadas e descritas na literatura. Assim, persiste a dúvida se os fios estéticos compósitos reforçados por fibras possuem propriedades mecânicas comparáveis aos fios metálicos e se podem desta maneira substituí-los quando há exigência da estética pelos pacientes.

Atualmente, os fios ortodônticos compósitos são pouco difundidos no mercado, e no Brasil comercializados apenas pela TP Orthodontics, com o nome comercial de OPTIS®. Estes tem alto custo e ainda pouca aceitação

Partindo do pressuposto da incipiente literatura existente sobre a avaliação das propriedades mecânicas dos fios estéticos e por ser uma preocupação que durante o tratamento ortodôntico este fio produza uma movimentação dentária a mais próxima da fisiológica, este trabalho se propõe avaliar as propriedades estruturais e mecânicas do fio ortodôntico estético compósito OPTIS®. Estas propriedades serão obtidas em teste de flexão à 3 pontos, com amostras submetidas previamente a fatores ambientais (termociclagem e imersão em saliva), além da análise microestrutural e avaliação da estabilidade de cor. Serão determinados ainda: força de deflexão, constância de força, o módulo de ruptura, módulo de elasticidade, módulo de resiliência e de tenacidade à

fratura do material. A partir dessa caracterização, determinar-se-á se ele corresponde às especificações recomendadas para seu emprego como fio ortodôntico.

2 Revisão de Literatura

2.1 Materiais Compósitos

Os materiais compósitos podem ser definidos como materiais formados de dois ou mais constituintes com distintas composições, estruturas e propriedades e que estão separados por uma interface; objetivam combinar diferentes materiais para produzir um único dispositivo com propriedades superiores às dos componentes unitários. Podem ser formados pela combinação de metais, cerâmicas ou polímeros, de maneira a alcançar combinações não usuais de suas propriedades. Podendo assim implicar em combinações de rigidez, resistência mecânica, peso, resistência à corrosão, dureza ou condutividade térmica superiores aos seus componentes. (ASKELAND, 2008)

Podemos assim chamar de compósitos os materiais que satisfazem às seguintes condições: (1) podem ser fabricados; (2) consistem em dois ou mais materiais diferentes física ou quimicamente, dispostos em fases, com uma interface separando-os; (3) possuem propriedades que não podem ser conseguidas por nenhum deles separadamente. (CHAWLA, 1997)

Os materiais compósitos podem ser formados por apenas duas fases distintas, uma fase matriz, normalmente contínua e a outra é chamada de fase dispersa. A natureza da interface entre as fases é importante na determinação das propriedades do compósito, assim como a fração volumétrica e a conectividade entre as fases. (ASKELAND, 2008)

No mundo comercial, o reforço de polímeros com fibras longas e contínuas foi estabelecido como um meio eficaz de desenvolvimento para uma ampla gama de

utilizações aeroespaciais, automotivas e recreativas. Isto foi devido à sua alta resistência em relação ao peso. Os materiais compósitos têm sido discutidos na literatura odontológica desde a década de 60, inicialmente na confecção de dentaduras à base de resina (polimetacrilato de metila), reforçadas com fibras de vidro e fibras de carbono. (VALITAN & DHAR, 2005)

Alguns dos fatores que influenciam o grande uso de compósitos em odontologia são: (1) estética: com uma variedade de fibras e transparência dos sistemas de matriz permitindo que quase todo o tipo de coloração possa ser obtida. (2) não corrosivo: a matriz de compósitos poliméricos são menos suscetíveis à corrosão em comparação com as ligas metálicas. (3) alergia ao metal: muitas pessoas apresentam uma reação alérgica à presença de dispositivos metálicos no corpo; quando os dispositivos são feitos de compósitos poliméricos eles eliminam tal reação alérgica. (FUJIHARA *et al*, 2004)

2.1.1 Matrizes

A matriz une a fase de reforço, as fibras, e as mantém na posição adequada; transfere a carga a elas, protegendo-as de danos durante a fabricação e utilização dos compósitos e prevenindo trincas nas fibras se propagarem pelo compósito. Em diversos casos, contribui com algumas propriedades essenciais como ductilidade, tenacidade ou isolamento elétrico. (ASKELAND, 2008)

Matrizes poliméricas são particularmente comuns, mas os materiais utilizados como matriz em compósitos podem ser polímeros, metais e cerâmicos, dependendo das exigências específicas. (ASKELAND, 2008)

Os polímeros são, estruturalmente, materiais bem mais complexos que os metais ou as cerâmicas. Normalmente são também de menor custo e de simples processamento.

Por outro lado, proporcionam baixa resistência mecânica e baixo módulo de elasticidade, além de não terem recomendação de uso a altas temperaturas. Porém são mais resistentes quimicamente que os metais. (CHAWLA, 1997)

Estruturalmente, os polímeros são macromoléculas formadas por átomos de carbono unidos covalentemente, constituindo o corpo da cadeia, que possui unidades menores repetitivas. O método pelo qual estas grandes moléculas são formadas, a partir de outras menores, é chamado polimerização. Assim, polimerização é o processo pelo qual diversos monômeros se juntam a fim de compor o polímero. (CHAWLA, 1997)

2.1.2 Fases de Reforço

Os compósitos podem ser classificados em três categorias principais: reforçados por fibras, por partículas e estruturais. Tecnicamente, os materiais compósitos com fases dispersas em forma de fibras são tidos como os mais importantes. De maneira que a forma, o “desenho”, dos materiais compósitos reforçados por fibras tem como finalidade conseguir elevada resistência mecânica e rigidez, com baixa densidade. (CALISTER JR., 2002)

As fibras normalmente têm baixa massa específica, resultando em alta resistência específica e alto módulo específico, mas geralmente são muito frágeis. As fibras podem ser contínuas ou descontínuas, sendo as primeiras com elevada razão de aspecto (l/d), o que produz melhor reforço. (ASKELAND, 2008)

As fibras podem ser introduzidas em uma matriz com uma variedade de orientações. Fibras alinhadas unidirecionalmente produzem compósitos com comportamento anisotrópico, com ampla melhoria na resistência mecânica e na rigidez paralela à direção das fibras. (ASKELAND, 2008)

2.2 Compósitos odontológicos e os fios ortodônticos

Os materiais compósitos empregados em odontologia pertencem ao grupo dos biomateriais. Os biomateriais são substâncias que, de forma geral, podem ser empregadas por qualquer período de tempo, como objeto de um sistema que tem por finalidade o tratamento ou a reposição de qualquer tecido, órgão ou função do corpo. Como exemplo podemos citar as próteses e os implantes. Desta forma, os materiais dentários se enquadram corretamente nessa definição, e sua biocompatibilidade em analogia aos tecidos orais deve ser sempre um parâmetro muito importante a ser avaliado para a elaboração e uso desses materiais na cavidade bucal. (ANUSAVICE, 1998)

Se olharmos para trás percebe-se que tivemos diversos tipos de inovações, de forma geral: os automóveis, a aviação, os polímeros, a exploração espacial, o desenvolvimento nuclear e a era da computação. De fato, o século 20 pode ser dito como a era do conhecimento acumulado, mais do que em todos os séculos anteriores. E o que nós aprendemos sobre materiais ortodônticos vem de muitos desses campos em expansão. Profissionais afirmam que a estética é desejável, mas a funcionalidade é fundamental. Do ponto de vista da estética na ortodontia, parece mais sensato ao invés de fazer coisas menores, torná-las da cor do dente, uma vez que objetos menores podem comprometer a mecânica do tratamento ortodôntico. Desta forma, o novo século se inicia com tentativas de um mercado de compósitos de fibras contínuas para materiais ortodônticos. (KUZUY, 2002)

Após a introdução dos termoplásticos e das ligas de nióbio e níquel-titânio como arcos ortodônticos, o maior desenvolvimento surgiu na década passada. Desde meados da década de 90, dois grupos buscaram isoladamente, nos EUA e no Japão evidenciar a

exequibilidade de fios estéticos compósitos. Estes consistiam em um compósito reforçado por fibras em matriz polimérica. (ELIADES, 2007)

KUSY *et al*, 1999, patenteou um método para pultrusão de fibras para a fabricação de um fio ortodôntico compósito. Utilizando um aparelho de pultrusão as fibras de quartzo eram dispostas verticalmente em uma matriz de resina de metacrilato de metila. A cura foi conseguida através da utilização de radiação ultravioleta. Esse material apresentava em peso cerca $\frac{1}{4}$ do peso de um fio de aço inoxidável com as mesmas dimensões.

2.2.1 Propriedades dos fios ortodônticos

O entendimento das características mecânicas e químicas dos fios promoveu melhoria na capacitação do ortodontista, pois permitiu que este utilizasse cada tipo de fio consciente das propriedades inerentes à sua composição, sendo assim possível desenvolver forças leves e constantes, ideais para a movimentação ortodôntica. (BURSTONE, 1994)

A partir da preocupação, durante o tratamento ortodôntico, em gerar uma movimentação dentária mais fisiológica, ou seja, sem causar danos aos tecidos e, ao mesmo tempo, obter efeitos rápidos e eficientes, e ainda sabendo como as propriedades mecânicas dos fios interferem diretamente sobre o comportamento das forças que atuam sobre os dentes, torna-se importante analisar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos. (BURSTONE *et al*, 1981).

Tradicionalmente, fios ortodônticos são feitos de ligas metálicas, como aço inoxidável 18-8, Co-Cr – níquel (Elgiloy) e mais recentemente ligas que contenham titânio. O movimento dentário desejável pode ser melhor concretizado através da elaboração de um sistema de força ideal, que tem as seguintes características

biomecânicas: moderada a baixa magnitude de força, que permitirá a movimentação dentária relativamente indolor, com dano tecidual mínimo; nível de força constante ao longo do tempo, a fim de obter resposta máxima dos tecidos; local exato do ponto de aplicação de força e capacidade do aparelho de sofrer grande deflexão sem deformação. (VALITAN & DHAR, 2005)

Durante anos, muitos pesquisadores tem se preocupado com as características mecânicas das ligas ortodônticas. A escolha do fio dependia da sua dureza, pois quanto maior fosse esta, maior energia seria necessária para deformá-lo. (VALITAN & DHAR, 2005)

Em uma curva de carregamento observa-se a absorção de força pelo fio e a rigidez do material pela inclinação da porção linear da curva. Desta forma quanto maior for o fator angular da curva com o eixo das abscissas, mais rígido é o fio, de maneira que maior será a força exigida para defletir o mesmo e, por conseguinte, será liberada mais força devido a deformação elástica do material. (CREEKMORE, 1976)

Quando um fio é defletido até certa deformação e em seguida ocorre a remoção da força aplicada ao mesmo, a força liberada imediatamente após a remoção é caracterizada como carga máxima. A partir deste ponto, inicia-se uma curva de descarregamento que apresentará uma queda de força seguido de um platô, até o cessar da força. A curva de descarregamento representa a maneira como a força atua durante o deslocamento dentário, tendo assim grande importância clínica. (CREEKMORE, 1976)

Idealmente a força no descarregamento deve permanecer relativamente constante sobre uma considerável faixa de intervalo de desativação do fio, onde esta é caracterizada por um platô. Isso manteria um campo de tensão uniforme dentro do

ligamento periodontal e conseqüentemente promoveria uma resposta biológica ótima. (SACHDEVA e MIYAZAK, 1989)

Assim algumas propriedades importantes dos fios ortodônticos devem ser destacadas:

- Deformação elástica

Pode ser dita como a deformação que desaparece totalmente quando a tensão causadora da deformação é removida. (ASKELAND, 2008)

É uma medida da quantidade de deformação ou de ativação, que o aparelho pode sustentar e ainda ser totalmente elástico, ou seja, recuperar a sua forma original e posição. Este recurso determina a distância a que um aparelho pode agir eficazmente, antes de ser reajustado. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

- Rigidez

É um dos principais determinantes da força aplicada aos dentes. Maior rigidez resulta em maior força para cada unidade de ativação. É proporcional ao módulo flexural para materiais isotrópicos. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

- Resiliência

Pode ser definida como a quantidade de energia (tensão) acumulada por uma liga até seu limite elástico. Esta energia pode ser calculada pela área gráfica do seu regime elástico. Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, portanto pode ser defletido mais, sem que sofra uma deformação permanente. (HIDALGO, 2007)

A capacidade de um material elástico de armazenar energia depende dos efeitos combinados de rigidez e faixa de trabalho – “working range”. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

- Tenacidade

Pode ser definida como a medida de energia necessária para fraturar um material. (ASKELAND, 2008)

- Formabilidade

A formabilidade é a capacidade da liga deformar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades quando submetido a uma deflexão subsequente. (PHILLIPS, 1986)

- Soldabilidade

A soldabilidade é a de capacidade da liga em receber soldas, elétricas ou de prata. Isto se torna importante para a inclusão de acessórios. (BURSTONE, 1981)

Certas características, tais como: alta recuperação elástica e boa flexibilidade, são importantes com a finalidade de estimular resposta tecidual adequada. (MOHLIN *et al.*, 1991)

Quantificar a força ideal que promova a movimentação ortodôntica, sem causar dano tecidual, torna-se muito difícil devido às variações individuais na resposta tecidual, à morfologia radicular e tipo de movimento induzido. (EVANS *et al.*, 1998)

Podem ser observadas algumas limitações nos materiais dos fios ortodônticos contemporâneos: (1) Aço inoxidável: alta rigidez, baixa recuperação elástica, conteúdo de níquel e não é estético. (2) Níquel Titânio: não aceita dobras a frio, não pode ser usado para fabricar “loops”, não pode ser fundido ou soldado e não é estético. (3) Beta Titânio: ótima formabilidade e não é estético. Além disso, os aparelhos ortodônticos metálicos são uma fonte de interferência em imagens de RMN, devido à

radioopacidade. Desta forma os fios compósitos reforçados por fibra são uma opção para substituir fios ortodônticos metálicos. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

2.2.2 Propriedades mecânicas dos compósitos reforçados por fibras

A maioria dos compósitos reforçados por fibras apresentam maiores limite de resistência, resistência à fadiga, módulo de Young e resistência específica ao incorporar fibras mecanicamente resistentes, em uma matriz com menor massa específica e mais dúctil. (ASKELAND, 2008)

Vários fatores devem ser considerados ao projetar um compósito reforçado por fibras, incluindo: comprimento, diâmetro, orientação, quantidade, propriedade das fibras, propriedade da matriz e a união entre fibras e matriz. (ASKELAND, 2008)

As propriedades dos compósitos reforçados por fibras podem ser personalizadas através de sua fabricação e várias técnicas, que incluem a orientação das fibras no material compósito, bem como a porcentagem de fibra utilizada. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

Uma das características exclusivas de compósitos reforçados com fibras é a de que suas propriedades podem ser adaptadas para satisfazer diferentes tipos de carregamentos. (ASKELAND, 2008)

As fibras de reforço podem assumir a forma de fibras curtas ou contínuas. A incorporação de fibras curtas resulta em baixa rigidez. Quando as fibras contínuas são empregadas, são geralmente dispostas de forma paralela e alinhadas ao longo do eixo do fio. Estes materiais podem ser formulados para apresentar um módulo superior. Apresentam maior recuperação elástica, permitindo a obtenção de uma força ativa com maior precisão. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

A porcentagem de volume de fibra em cada composição pode variar dentro de uma faixa, estendendo-se desde menos de 5% até cerca de 75-80%, sendo que com o aumento da quantidade de fibras haverá um aumento na rigidez. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

Uma característica importante que pode ser intencionalmente projetada é a anisotropia, em contraste com as propriedades isotrópicas das ligas metálicas. Assim, através da alteração dos materiais, a orientação das fibras e seu percentual, é possível fornecer propriedades significativamente diferentes de torção e flexão. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

A maioria dos compósitos reforçados com fibras são resistentes, rígidos e leves e dependentes das propriedades das fibras. (ASKELAND, 2008)

É particularmente importante em compósitos de matriz metálica e polimérica, que uma boa união seja obtida entre os vários constituintes. As fibras devem estar firmemente unidas ao material da matriz, para que as forças aplicadas ao compósito sejam adequadamente transmitidas da matriz para as fibras. Caso esta união seja fraca, as fibras podem ser deslocadas da matriz, reduzindo a resistência mecânica e tenacidade do compósito. (ASKELAND, 2008)

Outra propriedade que deve ser considerada ao adicionar fibras em uma matriz é a similaridade entre os coeficientes da expansão térmica dos dois materiais. Se a fibra expandir e contrair a uma taxa muito diferente daquela da matriz, as fibras podem quebrar ou a união pode ser rompida, resultando em falhas prematuras. (ASKELAND, 2008)

Após VALIATHAN & DHAR, em 2005, analisarem as propriedades dos compósitos reforçados por fibras, os autores destacaram as vantagens e desvantagens destes compósitos sobre os fios ortodônticos metálicos convencionais:

- Excelente combinação de recuperação elástica elevada, resistência mecânica e baixo peso.
- Excelente formabilidade. Permite a personalização da flexão e propriedades de torção.
- Excelente estética por causa da sua translucidez.
- Habilidade para formar fios de valores de rigidez diferentes para o mesmo diâmetro transversal.
- Habilidade de inserção de acessórios diretamente a estes fios, eliminando a necessidade de solda. (VALIATHAN & DHAR, 2005)

2.3 Fios ortodônticos estéticos

A ortodontia é uma das especialidades odontológicas mais relacionadas com a estética. Mas a apreensão do paciente em relação à estética não se restringe aos resultados do tratamento. Visto que de forma geral, o tratamento ortodôntico estende-se por vários meses, a aparência da aparelhagem torna-se um fator significativo principalmente por parte dos pacientes adultos. A preocupação com a aparência dos braquetes assim como dos arcos metálicos, entusiasmou os pesquisadores a procurar materiais que seriam mais agradáveis aos pacientes. (HERSHEY, 1988)

É de fundamental importância, compreender e valorizar o impacto positivo criado pelos acessórios estéticos no tratamento ortodôntico do paciente adulto. Assim,

as indústrias avançaram no desenvolvimento dos acessórios ortodônticos estéticos, além dos braquetes estéticos, dois tipos de fios ortodônticos estéticos estão sendo produzidos: os fios FRP, manufaturados à base de material compósito translúcido, constituído por uma matriz de polímero e fibras de vidro para reforço, e os fios metálicos, particularmente os de níquel-titânio, que apresentam recobrimento de superfície a base de resina epoxídica ou de teflon (politetrafluoretileno). Porém, é relatado que ainda existem poucos estudos a respeito das propriedades mecânicas e das características da manutenção da estética nestes fios. (GOLDSTEIN, BURNS e YURFEST, 1989)

Foi investigado o efeito da deterioração na interface matriz-fibra, causada pela umidade, nas propriedades de flexão (módulo de elasticidade, força e tensão máxima) de fios de resinas termoplásticas (policarbonato e polietilenoglicol) reforçada por fibras de vidro e fio nylon 12 fabricados pela Polymer Composites, Inc. (Winona, Minnesota, EUA). Estes fios eram equivalentes aos fios de 0.016" de NiTi revestidos. As amostras foram analisadas em teste de curvatura de três pontos, empregando-se uma máquina de tração da marca Instron TTCM (velocidade de carga 5 mm/ min) em temperatura ambiente. Dois conjuntos de amostras foram testadas, nas direções paralelas e perpendiculares em relação às orientações das fibras, sendo uma preparada a partir da impregnação de polímeros e outra após exposição à água a 85 ° C por 100 h. Além disso, os fios ortodônticos 0,5mm x 0,5 mm, fornecidos pela Polymer Composites Inc. (Winona, Minnesota, EUA), foram testados após imersão em água a 37°C por mais de 60 dias, em flexão de 20° e 40°. Sua rigidez foi determinada após diferentes tempos de imersão em água, utilizando um aparelho que simula as condições clínicas. Os módulos elásticos longitudinais, antes e após exposição à água a 85 ° C por 100h foram medidos em relação à flexão. Não houve efeito significativo da L/d em relação ao módulo de elasticidade longitudinal no intervalo estudado, sugerindo que o efeito de deformação de

cisalhamento na deformação total é desprezível nas condições experimentais utilizadas. A resistência do policarbonato à absorção de umidade foi superior ao do polietilenoglicol e nylon 12, o que representa o seu melhor desempenho. Desta forma, estes autores acreditam que onde há necessidade de grandes deflexões, a utilização do fio reforçado por fibra na prática clínica durante o tratamento é limitado. (JANCAR, DIBENEDETTO e GOLDBERG, 1993)

Foi desenvolvido em 1998 um fio de polímero reforçado por fibra (FRP) de 0,5mm de diâmetro com múltiplas fibras dispostas em um polímero, confeccionado a 250°C para a obtenção de um fio ortodôntico estético transparente. Este era composto de fibras de vidro biocompatíveis de 8-20µm de diâmetro em uma matriz PMMA onde as fibras eram orientadas no sentido transversal. As propriedades mecânicas dos fios foram analisadas por teste de curvatura de três pontos. A fração de volume da fibra de vidro foi alterada de 29 – 60%. O teste foi realizado com uma deflexão de 2mm e comprimento do fio de 14mm a uma velocidade de 1mm/min. Módulo de Young, carga de deflexão, curva de descarregamento e o grau de recuperação elástica foram analisadas para as curvas de histerese obtidas. As cargas de flexão utilizadas foram de 1,4 N para a fração fibras de 30% e 2,3 N para 50%. O fio FRP demonstrou uma boa recuperação após a deformação elástica. O módulo de Young e a carga de força e deflexão para 1mm foram quase que independente do diâmetro da fibra e aumentou linearmente com a fração da fibra, indicando que quanto maior o número de fibras, maior será a rigidez do fio. Desta forma, este fio poderia apresentar um intervalo de força de trabalho correspondente aos fios metálicos convencionais de NiTi utilizados na fase inicial do tratamento ortodôntico assim como Co-Cr utilizados na fase final, alterando a relação do volume das fibras de vidro. (IMAI et. al, 1998)

Na tentativa de criar um novo tipo de fio que oferecesse não apenas características estéticas, mas também propriedades mecânicas semelhantes aos fios metálicos, um novo fio composto por matriz à base de polimetacrilato de metila (PMMA) e reforçado por fibras de vidro biocompatíveis e finas (menos de 20 micrômetros de diâmetro) . Estas fibras, empregadas, primeiramente, para a fabricação de implantes ortopédicos, garantiriam a elasticidade e a resistência à flexão deste novo material. Os autores buscaram avaliar os efeitos das propriedades mecânicas deste novo fio imersos na água. Primeiro, os ensaios sob condições seca foram realizadas em temperatura ambiente (23 ° C) e umidade 50%. Em seguida, testes sob condições de umidade foram realizados em 10, 20 e 30 dias, após a imersão dos fios em água a 37 ° C. Para caracterização das propriedades mecânicas, cinco fios com as frações volumétrica de fibra de 50,3% e 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., empregando-se uma máquina universal de ensaios (Instron Corp). As curvas de descarregamento dos fios foram obtidas. Para comparar as diferenças entre as propriedades mecânicas o teste de curvatura de três pontos foi realizado. Foi obtido o módulo de elasticidade e carga de flexão a uma deformação de 1mm 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 houve alterações no módulo de elasticidade até 10 dias, e em carga de flexão até 20 dias após a imersão, ocorrendo uma leve redução após imersão e uma diminuição pontual apareceu nas curvas de carga-deflexão no intervalo de 1.6 a 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 indicaram

que as propriedades mecânicas destes fios são reduzidas por imersão em água na fase inicial. (IMAI et. al., 1999)

Foi realizado um estudo sobre a projeção e a evolução esperada nos próximos anos no que diz respeito aos materiais ortodônticos e suas aplicações, avaliando suas características evolutivas. Segundo este estudo seriam necessários polímeros com menor reatividade para minimizar a sorção de água, solubilidade, e sequelas associadas à degradação, pois estes fatores afetam as propriedades mecânicas do material. Foi descrito ainda que polímeros manufaturados como compósitos tendem a diminuir a solubilidade em água e não estão propensos à degradação hidrolítica quando testado *in vitro*. Foi ressaltado, no entanto, a avaliação da biocompatibilidade de materiais, que também deve evoluir para incorporar aspectos das propriedades biológicas dos materiais, e não se limitar apenas a ensaios *in vitro*. (ELIADES, 2007)

2.4 Forças ideais para o tratamento ortodôntico

Durante todo o desenvolvimento da ortodontia, os principais autores da literatura, vêm se empenhando em quantificar as forças consideradas ideais para a movimentação dentária.

SCHWARZ, em 1932, desenvolveu o conceito de “força ótima”, concluindo que esta era comparável à força que o sangue exerce nas paredes dos vasos durante a microcirculação, de 15 a 20 me, correspondente a 20 a 26 g/cm² de superfície radicular, devendo ser apenas moderadamente maior. Com esta intensidade, torna-se possível movimentar os dentes de tal maneira que o ligamento periodontal e o osso alveolar consigam restabelecer sua normalidade e clinicamente tenha-se uma situação de dor e desconforto suportáveis.

Foi relatado que o emprego de forças leves necessitaria ser utilizado para movimentar os dentes, pois forças pesadas poderiam ocasionar danos aos tecidos adjacentes. O objetivo de se aplicar uma força inicial leve é aumentar a atividade celular sem causar uma compressão imprópria aos tecidos. Além disso, a intensidade de força define a duração do período de hialinização dos feixes de fibras periodontais, que será mais curto diante de forças leves. (REITAN & NORWAY, 1957)

Foi observado que as propriedades mecânicas dos fios interferem diretamente sobre o desempenho das forças que atuam sobre os dentes. As forças utilizadas durante o tratamento ortodôntico dependem da deformação elástica dos fios que absorvem e liberam energia durante o seu carregamento e descarregamento, respectivamente. O ideal para a movimentação dentária é liberar uma força constante durante todo o intervalo de trabalho. Desta forma, a busca de forças constantes seria atingida utilizando fios com baixos índices de carga- deflexão, pois este índice descreve a relação em que a força reduz ou decresce por unidade de desativação. (BURSTONE et. al., 1961)

Foi discutida, no entanto, a controvérsia entre aplicação de forças contínuas e intermitentes em ortodontia. É sabido por evidências histológicas, que um dente sob esforço, com ligamento periodontal normal, estimula a reabsorção do osso circundante e se torna temporariamente abalado. Se a força é removida, o dente volta a se estabilizar com a neoformação óssea, após certo período. Os efeitos desses processos biológicos antagônicos ainda não são bem conhecidos, mas o uso de forças contínuas, que não oponham processos biológicos, tem sido recomendada para promover movimentos dentários mais rápidos, diminuir danos ao tecido ósseo, estimular reabsorção óssea direta (em oposição à reabsorção à distância) e um melhor suprimento sanguíneo em

torno do ligamento periodontal. Forças contínuas e leves têm se provado mais efetivas em movimentar dentes do que forças pesadas e intermitentes. (ANDREASEN, 1970)

Sugeriu-se que a força mais apropriada ao tratamento ortodôntico é aquela que produz movimento do dente no menor espaço de tempo sem danificar o tecido periodontal. Foi ressaltado ainda que embora a definição seja clara, não existe consenso na literatura em torno do valor ideal desta força e qual o seu limite máximo e mínimo. Evidências sinalizam 70 gf como um valor que não deve ser excedido para pré-molares e incisivos enquanto 17 gf seria a menor força capaz de mover um dente. (ROCK & WILSON, 1988)

Outros trabalhos, entretanto, apoiam o uso de forças maiores, de 150-200 gf para a retração de caninos e 300-500 gf para movimento dos molares. (WALTERS *et al.*, 1975)

Foi observado que uma força ótima seria aquela capaz de gerar um rápido grau de deslocamento sem causar desconforto ao paciente ou danos dos tecidos adjacentes, como perda do osso alveolar e reabsorção radicular. Histologicamente, uma força ótima é aquela capaz de produzir um nível de tensão ao ligamento periodontal que mantenha a vitalidade dos tecidos e inicie uma resposta celular máxima com aposição e reabsorção óssea. Entretanto, como forças ótimas produzem reabsorção direta do processo alveolar, estas não necessitariam de nenhum período de tempo para reparação, desta forma cada força poderia ser programada para atuar de forma contínua. Assim, afirmou-se que o fio ortodôntico ideal para nivelamento e alinhamento dentário deveria apresentar alta carga elástica máxima e baixo índice carga-deflexão, para proporcionar forças leves e constantes durante um longo intervalo de tempo. (BURSTONE, 1994)

Foi descrito que a forma mais simples de movimento ortodôntico seria a inclinação, que por sua vez é determinada quando uma força simples é concentrada sobre a coroa de um dente, fazendo-o girar sobre seu “centro de resistência”. Assim, o ligamento periodontal é comprimido próximo ao ápice radicular no lado da força e próximo à crista alveolar do lado oposto, comprimindo apenas metade da superfície do ligamento. Em um movimento de corpo (transladado), duas forças são aplicadas simultaneamente e a área total do ligamento é comprimida. Assim, o autor propôs uma tabela com as forças necessárias para produzir diversos movimentos ortodônticos: inclinação (35-60gf), translação (70-120gf), verticalização de raiz (50-100gf), rotação (35-60gf), extrusão (35-60gf) e intrusão (10-20gf). (PROFFIT, 2002)

2.5 Teste de curvatura de três pontos em fios ortodônticos

De forma geral são utilizados diferentes tipos de teste de flexão, dentre eles, o teste de curvatura em três pontos e o teste com arcos simulados. Os testes de flexão podem ser chamados de curvatura ou dobramento e representam as condições que melhor simulam as situações clínicas as quais os fios são submetidos. (KAPILA et. al., 1990)

Foi estudado o fio de níquel-titânio com um teste de curvatura para determinar sua rigidez, recuperação elástica e momento máximo de curvatura. O fio de níquel-titânio Chinês tem uma curva de desativação incomum, pois as forças permaneciam relativamente constantes por um longo intervalo de deflexão. Este apresentava recuperação elástica 4,6 vezes maiores que o fio de aço inoxidável, e 1,4 vezes maior que o fio Nitinol. Para o propósito clínico, observou-se que a magnitude de força aumentada, tomando como exemplo uma ativação de 80°, se o dente move para uma posição de 40°, uma força de 380 g/f permaneceria, e se fosse reativado, seria produzida

uma força ainda maior (700gf). Desta forma, aplicando uma nova força em uma simples ativação produziria um momento de força quase duas vezes maior do que se o fio fosse mantido na mesma posição. Embora o fio de aço libere mais força, a recuperação para à forma original foi somente de 20%, e 65% para o Nitinol enquanto que, o fio de NiTi Chinês recuperou 91% de sua forma demonstrando que este apresentava um amplo intervalo de trabalho elástico. Portanto, quando há necessidade de baixa rigidez e largas deflexões para alinhar os dentes o fio de NiTi Chinês é apropriado. (BURSTONE, QIN e MORTON, 1985)

Foi avaliado um novo fio de níquel-titânio Japonês, desenvolvido pela Companhia Elétrica de Furukawa do Japão. Esse fio foi submetido ao teste de curvatura em três pontos especialmente desenvolvidos para determinar a rigidez e avaliar a recuperação elástica, efeito memória e superelasticidade do fio. (MIURA et. al., 1986)

Em uma investigação sobre a superelasticidade e comportamento térmico de vinte marcas de fios de ligas de NiTi, a fim de avaliar o desempenho clínico. Foi empregado o teste de curvatura em três pontos e verificada uma substancial diferença entre as curvas de força em função da deflexão. Alguns fios apresentaram superelasticidade: Sentalloy leve e médio (Tomy Int. Inc) e NiTi (Ormco Corp.). Outros mostraram apenas propriedades elásticas e a carga era aproximadamente proporcional à deflexão: Orthomol (RMO), Tinatal (Lancer Pacific), Nitinol Activ (Arch Unitek Corp.). Com alguns fios de comportamento superelástico, com deflexão de 2 mm, as cargas chegaram a cerca de 220 e 280gf e os platôs no descarregamento ocorreram em torno de 60 a 150gf. (YONEYAMA et. al., 1992)

Foi descrito que os fios ortodônticos superelásticos de NiTi, ao contrario dos fios convencionais, são capazes de resistir a grandes deflexões produzindo em seu retorno à

forma original uma força mais moderada. Em descarregamento, a região de platô (ou seja, a região que praticamente mantém-se à mesma carga durante um razoável intervalo de trabalho), depende da deflexão, sendo maior quanto maior for a deflexão. (WATERS, 1992)

É relatado o uso dos fios de memória de níquel-titânio, introduzidos na ortodontia por sua capacidade de desenvolver forças leves e contínuas. Estes provaram ser mais eficientes do que quando se aplicam forças elevadas e intermitentes para a movimentação dentária, requerendo desta forma, por parte do especialista, um certo domínio das propriedades funcionais desses fios. Mais especificamente, a força de recuperação que age sobre os dentes é uma função sensível da temperatura; o conhecimento das modificações da temperatura oral é, portanto, um requisito para o entendimento das modificações das tensões observadas durante o tratamento ortodôntico. Foi enfatizado que os materiais utilizados pelos ortodontistas têm mudado rapidamente nos últimos anos, e continuarão mudando no futuro. Com a introdução de materiais compósitos estéticos, os fios metálicos provavelmente serão substituídos na maioria das aplicações ortodônticas, da mesma forma que as ligas metálicas têm sido substituídas por compósitos na indústria aeroespacial. (KUSY, 1997)

Em um estudo sobre a quantidade de força emitida pelos fios de níquel-titânio para as estruturas dentoalveolares na fase de desativação, o valor de rigidez das ligas não forneceu imediatamente a informação útil sobre a quantidade de força realmente liberada para estruturas dentoalveolar. Esta força de desativação também pode ser influenciada por outros fatores como a composição de liga, seção transversal, e o número de fios utilizados nos experimentos. O tipo de aplicação de carga nos ensaios deve reproduzir de forma o mais próximo possível situações clínicas. Considera-se que

o ensaio de curvatura de três pontos é o que melhor método laboratorial apresentado para esta condição. (SANTORO, NICOLAY e CANGIALOSI, 2001)

Ao avaliar as forças de deflexão na curva de descarregamento de diferentes fios, de diferentes marcas e composições, de calibre 0,014” observou-se que as forças variaram em 3mm de deflexão entre 0,91N (89gf) para o fio OPTIS® a 2,7N (265gf) para os fios InVu e Niticosmetic. Considerando o fio níquel-titânio superelástico como parâmetro, com força de 2N (198gf) apenas os fios OPTIS®, Pro Form Coated e Orthocosmetic Elastinol desenvolveram forças adequadas, apesar dos demais fios testados apresentarem forças estatisticamente maiores, as mesmas encontraram-se próximas em relação ao fio metálico, o que talvez não os contraindique para o uso clínico. Segundo o autor, os resultados não puderam ser confrontados com outros, em 3mm de deflexão, já que apesar da recomendação da Norma Europeia (*Wires for use in orthodontics* – ISO BSi 15841: 2006) indicar que o teste de curvatura de três pontos seja realizado em 3,1mm de deflexão, o autor não encontrou trabalhos que utilizassem a normatização de forma adequada. (SANTORO, 2011)

3 Materiais e Métodos

3.1 Material

Para o presente estudo foi utilizado o fio ortodôntico OPTIS®, comercializado pela *TP Orthodontic* Brasil na dimensão de 0,014”. Foi selecionado o fio 0,014”, por ser o escolhido como primeiro fio de alinhamento e nivelamento. E mediante a exigência da aparatologia estética, seria certamente o utilizado.

De acordo com a *TP Orthodontic*, os fios OPITS® são arcos superelásticos transparentes que movem os dentes com a mesma efetividade dos arcos de NiTi. Ainda segundo a empresa, estes arcos são fabricados com compósitos de alta resistência mecânica, por um processo patenteado que produz elasticidade superior, reforçados por fibras que conferem resistência e flexibilidade.

3.2 Metodologia para confecção das amostras

Para a confecção dos corpos de prova, foram cortados segmentos com aproximadamente 2,5 cm de comprimento da parte reta (extremidades) dos arcos pré-contornados de fios ortodônticos OPTIS®. Foi obtido um total 50 corpos de prova.

Os corpos de prova foram cortados pelo próprio pesquisador, com auxílio de estilete estreito da marca CIS.

Os segmentos curvos do arco foram utilizados (9 segmentos) para verificar a estabilidade de cor dos arcos quando imerso em substâncias alimentares comuns (chá e café) assim como em saliva artificial, conforme Tabela 3-1.

Tabela 3-1: Número de amostras utilizado para análise de estabilidade de cor, utilizando segmentos curvos do arco.

Grupo amostral	n° de amostras
Imerso em saliva artificial	3
Imerso em café	3
Imerso em chá preto	3
Total	9

Para fins comparativos foram utilizados ainda 10 corpos de prova, confeccionados a partir de arcos ortodônticos de NiTi *thermo-plus*® fabricados pela Morelli, de mesmo diâmetro nominal (0,014”). Estes arcos também foram cortados apenas os segmentos retos do arco. Os segmentos de arco foram seccionados com auxílio de um alicate de corte diagonal para fios de pequeno calibre. Cada corpo de prova também, possuía aproximadamente 2,5cm. A Tabela 3-2, ilustra o número de amostras utilizado para cada grupo amostral.

Tabela 3-2: Número de amostras utilizado para cada grupo amostral.

Grupo amostral	n° de amostras
Fio OPTIS® - grupo controle	20
Fio OPTIS® - imerso em saliva	15
Fio OPTIS® - termocicladas	15
Fio NiTi <i>thermo-plus</i> ®	10

3.2.1 Metodologia para confecção das amostras para o ensaio de flexão

Para este ensaios foram utilizados os 50 corpos de prova confeccionados a partir do fio OPTIS®. Estes foram divididos em 3 grupos: o primeiro (a) chamado de grupo controle, composto de 20 amostras as quais foram ensaiadas sem se submetesse ao mesmo procedimento prévio; o segundo grupo (b), composto de quinze amostras, teve estas mantidas imersas em solução de saliva artificial, à temperatura de 37°C (+ ou –

1°C) por 30 dias; o terceiro grupo (c), onde as 15 amostras restantes foram submetidas a termociclagem (1000 ciclos com temperaturas de 5° e 50°).

Adicionalmente, 10 corpos de prova confeccionados a partir dos arcos de NiTi *thermo-plus*® foram ensaiados sem que se submetesse os mesmos procedimentos prévios.

3.3 Metodologia para realização dos ensaios

3.3.1 Análise Microestrutural

Para a confecção dos corpos de prova para análise microestrutural por MEV, um grupo de amostras do fio OPTIS® foi seccionado com alicate de corte para fios ortodônticos de pequeno calibre, outro grupo foi seccionado utilizando uma lâmina de bisturi número 15 e um último grupo foi polido no sentido longitudinal, com auxílio de discos de lixas de uso odontológico com diferentes gramaturas (discos de lixa Soft Lex 3M). Estas lixas foram utilizadas de forma manual, sempre no sentido longitudinal do fio e em ordem decrescente de gramatura, isto é da mais grossa até a mais fina.

Foi também utilizada para esta análise uma amostra de cada um dos grupos citados no item 3.2.1, a fim verificar se a exposição a fatores ambientais causou alterações superficiais no material.

Posteriormente as amostras foram recobertas com ouro para posterior observação no MEV, uma vez que o material em questão não é condutor elétrico.

Após a citada preparação, as amostras foram colocadas em suporte metálico (stub) e fixadas ao suporte com fita dupla-face e posteriormente analisadas no MEV (Figura 3-1).



Figura 3-1: Microscópio Eletrônico de Varredura JEOL JSM- 6460LV (MEV), do Laboratório de Processos com Membranas, PAM -UFRJ

3.3.2 Análise da estabilidade de cor

Para esta análise foram utilizados 9 corpos de prova, confeccionados a partir de segmentos curvos do arco. Estes corpos de prova foram divididos em 3 grupos. Cada grupo de amostras foi imerso em uma diferente substância (café, chá preto e saliva artificial) e mantido nesta por 30 dias a fim de avaliar o manchamento proporcionado por cada substância.

A saliva artificial utilizada é comercialmente vendida com o nome de Salivan®. O café foi preparado utilizando a proporção de 5g de café solúvel (Café solúvel Nescafé Original) para 50ml de água quente. O chá preto foi preparado utilizando 1 sachê de chá preto de 24g da marca Leão para 50 ml de água.

Foi colocado 25 ml de cada substância em 3 diferentes recipientes, de forma a imergir toda a amostra. Os recipientes foram tampados e mantidos durante os 30 dias em estufa a 37°C.

Após este período, as amostras foram removidas dos recipientes e comparadas entre si a olho nu. Uma análise quantitativa da pigmentação não foi possível pela pequena dimensão do corpo de prova assim como sua translucidez.

3.3.3 Exposição aos agentes ambientais

Os materiais utilizados no trabalho, segmentos de fio ortodôntico compósito OPTIS®, foram expostos a 2 (dois) tipos de agentes ambientais principais: saliva artificial e ciclagem térmica.

As amostras submetidas a estes citados tipos de exposição ambiental foram posteriormente utilizadas nos ensaios de flexão.

3.3.3.1 Imersão em saliva artificial

Um grupo de 10 amostras, segmentos de fio ortodôntico compósito OPTIS®, foi mantido imerso por 30 dias em recipiente contendo saliva artificial à temperatura de 37°C. Foi utilizada a saliva artificial Salivan®.

As amostras foram marcadas individualmente com auxílio de uma caneta tipo marcador permanente da Marca Pilot de ponta fina na cor preta. Cada amostra foi pesada em balança analítica AG 200 da marca GEHARA, antes da imersão em saliva artificial e, após a mesma, nos seguintes intervalos de tempo: 24h, 48h, 7 dias, 15 dias 30 dias.

Após este período, as amostras foram seccionadas de forma a criar 15 corpos de prova com 2,5 cm para serem ensaiadas em flexão a 3 pontos.

3.3.3.2 Ciclagem Térmica ou Termociclagem

Com objetivo de reproduzir em laboratório as condições clínicas de variação de temperatura no ambiente bucal as quais este material é submetido, foi realizada termociclagem em um grupo de 30 amostras. Estas amostras foram submetidas à

ciclagem térmica por imersão em 2 (dois) recipientes contendo água, um na temperatura de 5°C (recipiente frio) e o outro a 55°C (recipiente quente), por 30 segundos em cada temperatura, totalizando 1000 ciclos, o que corresponde a 30 dias de uso clínico. Devido pequena dimensão dos corpos de prova foram confeccionados pequenos envelopes de tecido “tipo perfex”, para que o ensaio fosse realizado sem perda de amostras. A Figura 3-2 apresenta a termocicladora NOVA ÉTICA utilizada para a realização da ciclagem térmica das amostras.



Figura 3-2: Termocicladora NOVA ÉTICA.

3.3.4 Ensaio de flexão

Foi realizado o ensaio de flexão por ser considerado o que melhor simula a condição clínica ortodôntica (KRISHNAN & KUMAR, 2004). Este teste foi aplicado para avaliar a relação entre carga e deflexão do fio ortodôntico OPTIS®. Além disso, por meio dos dados obtidos neste ensaio foi determinado o módulo de elasticidade do material, módulo de ruptura, módulo de resiliência e de tenacidade do material (GARCIA *et al.*, 2000). O teste de deflexão foi realizado em uma máquina de ensaios universal da marca EMIC, modelo DL 500 (Figura 3-3), cuja ficha de calibração encontra-se em conteúdo anexo.



Figura 3-3: Máquina de ensaio universal da marca EMIC, modelo DL 500

Antes da realização dos ensaios, os diâmetros dos corpos de prova foram medidos para determinar o diâmetro real do fio. Para a medição foi utilizado um micrômetro digital calibrado da marca Micromaster (Capa System, TESA MICROMASTER Electronic - Alemanha) na Dental Morelli Ltda, situada em Sorocaba, São Paulo, com medidas em polegadas (0 - 1.2") e precisão de 0.001mm / 0.00005", conforme Figura 3-4.



Figura 3-4: Micrômetro digital calibrado da marca Micromaster (Capa System, TESA MICROMASTER Electronic).

Os ensaios de flexão foram realizados de duas formas. A primeira delas seguiu a norma para fios ortodônticos – ISO BSi 15841:2006. A segunda maneira utilizou um dispositivo similar ao utilizado para os ensaios de acordo com a normatização citada sendo, no entanto, utilizados braquetes cerâmicos com ligadura elástica como suporte para os corpos de prova. Este dispositivo modificado foi utilizado pois, de forma geral, insere nos ensaios variáveis presentes na situação clínica. Ambos os ensaios serão detalhadamente descritos nos itens subsequentes.

3.3.4.1 Ensaio de flexão segundo a norma ISO BSi 15841:2006

Os ensaios de flexão foram realizados no laboratório da Dental Morelli Ltda, situada em Sorocaba, São Paulo. Para o presente ensaio um dispositivo metálico foi desenvolvido de modo a realizar o estudo de acordo com a norma europeia ISO BSi 15841:2006, para fios ortodôntico.

Para a parte superior da máquina de ensaios foi confeccionado um dispositivo metálico, em forma de “faca”, com ponta aguda, mas sem corte (Figura 3-5). Este foi fabricado de forma que este ângulo agudo ficasse posicionado transversalmente ao longo eixo da máquina de ensaios. A base inferior do dispositivo era composta de dois suportes metálicos com o mesmo formato da parte superior.

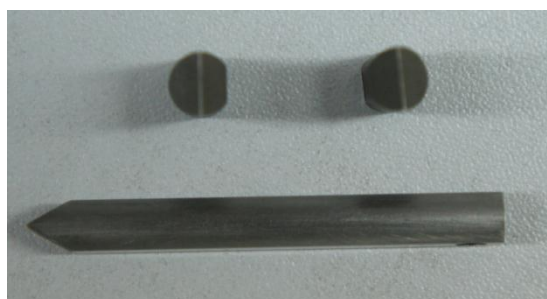


Figura 3-5: Edentadores utilizados no dispositivo para ensaio segundo a norma ISO BSi 15841:2006

Os suportes foram desenvolvidos de acordo com a norma ISO BSi 15841:2006. Os apoios inferiores tinham suas extremidades distantes 10 mm. O suporte superior possuía uma guia que permitia que este se situasse ao centro dos suportes inferiores, conforme Figura 3-6.

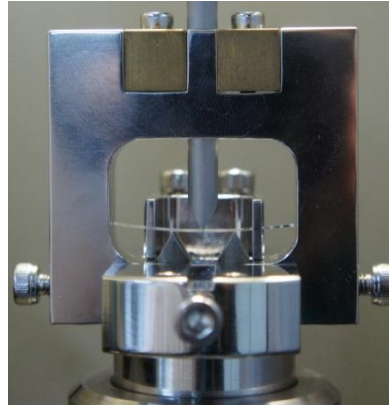


Figura 3-6: Dispositivo para ensaio segundo a norma ISO BSi 15841:2006

O dispositivo metálico foi acomodado a base da máquina de ensaios universal. Nesta estava acoplada uma câmara, um compartimento, para que se obtivesse controle da temperatura. Quando fechado o compartimento, o ensaio só era iniciado quando a temperatura em seu interior atingisse 37°C.

Em 37°C, a extremidade da haste do dinamômetro, acoplada uma célula de carga de 100N era deslocada até que o pino encostasse no corpo de prova. Neste momento era zerada tanto a deflexão, quanto a força e somente neste momento era iniciado o ensaio.

A máquina de ensaios universal estava acoplada a um computador, com um software que gera o gráfico, em tempo real, da força *versus* deflexão.

Primeiramente, o ensaio foi realizado em um grupo de 15 amostras, subdividido em: (A) grupo controle (5 corpos de prova), (B) submetidas a termociclagem prévia e (C) submetidas a imersão em saliva artificial prévia. Em cada ensaio o fio foi defletido

até 3,1mm, pela haste do dinamômetro, sendo a velocidade do travessão da máquina mantida em 1mm/min, medindo-se assim, a curva de carregamento. O carregamento foi desativado na mesma velocidade, até a carga retornar à zero. A curva de descarregamento não pode ser obtida, pois o material sofreu falha antes da deflexão máxima de 3,1mm. Foram obtidos a partir da curva de carregamento a força máxima e o momento da ruptura para cálculo do módulo de elasticidade e de ruptura do material.

Posteriormente, outro grupo de 15 amostras subdivididos da mesma maneira foi submetido ao ensaio com o mesmo dispositivo. No entanto, em cada ensaio o fio foi defletido até 1,6 mm, pela haste do dinamômetro, sendo a velocidade da máquina mantida em 1mm por minuto, medindo-se assim, a curva de carregamento. O carregamento foi desativado na mesma velocidade, até a carga retornar à zero, obtendo-se a curva de descarregamento. Para avaliação dos resultados foi utilizada a força produzida em 1,5mm, 1,0 mm e 0,5 mm da curva de descarregamento. Esta deflexão máxima foi determinada em testes preliminares, onde foi observado que até esta medida não havia dano ao material, podendo-se assim avaliar de forma efetiva a curva de descarregamento.

3.3.4.2 Ensaio de flexão ISO BSi 15841:2006 MODIFICADO

Esses ensaios foram realizados no laboratório da na Dental Morelli Ltda, situada em Sorocaba, São Paulo.

Para a fixação dos corpos de prova durante os ensaios, foi confeccionado um dispositivo metálico, composto por um suporte e dois pinos soldados verticalmente a este, com diâmetro de 5mm cada, equidistantes 14mm. Em cada pino foi fixado um braquete cerâmico InVu (*Tp Orthodontic*), prescrição Edgewise de slot 0,022”, correspondente ao incisivo central inferior.

Os braquetes foram fixados com resina Orthobond® da marca Morelli, não havendo necessidade de retenção mecânica na base dos pilares dos suportes.

Os braquetes foram posicionados aos pinos metálicos do dispositivo, utilizando um segmento de fio de aço inoxidável de 0,021”x 0,025”, da marca Morelli. Módulos elásticos foram utilizados com o objetivo de manter o alinhamento dos slots dos braquetes (Figura 3-7).

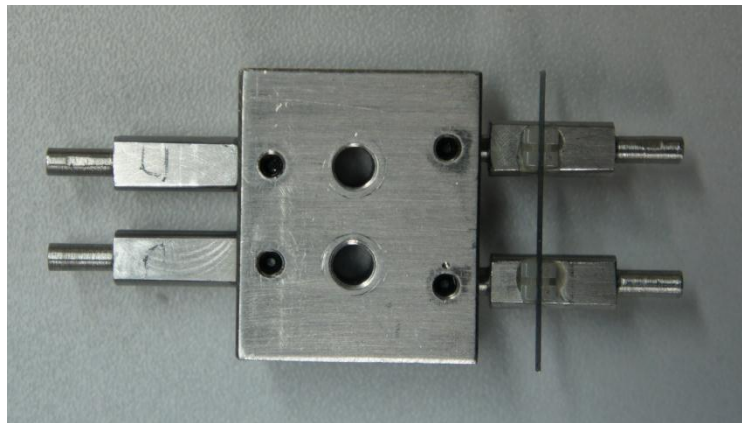


Figura 3-7: Braquetes estéticos posicionados no dispositivo com auxílio de um segmento de fio retangular.

Utilizou-se um Paquímetro Digital 150mm “Coolant Proof ABSOLUTE” produzido pela Mitutoyo (Figura 3-8), para auxiliar na colagem e aferir a distância interbraquetes pré-determinada de 14mm.



Figura 3-8: Paquímetro Digital 150mm “Coolant Proof ABSOLUTE” produzido pela Mitutoyo (Japão).

Sabendo-se que a largura do braquete era de 3,6mm, determinou-se a distância de 17,6mm entre as extremidades externas do braquete para a colagem, mantendo-se assim a distância interbraquete de 14mm do centro de cada braquete.

Cada corpo de prova foi posicionado centralizado nos braquetes estéticos, de tal forma que a distância entre a distal de cada braquete e a extremidade do fio apresentava o mesmo comprimento nos dois lados. Os corpos de prova foram presos as aletas dos braquetes com elásticos modulares da cor cristal da TP Orthodontic (Figura 3-9). Neste caso foi utilizado um edentador cilindro, conforme Figura 3-10.

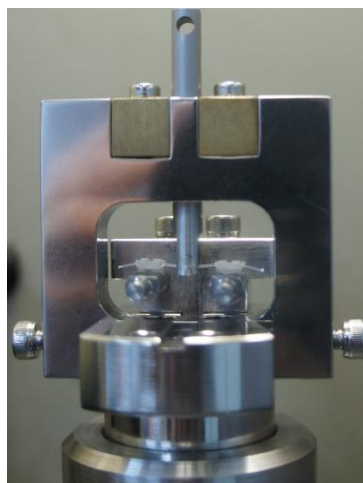


Figura 3-9: Dispositivo modificado para a realização do ensaio flexão - ISO BSi 15841:2006 MODIFICADO



Figura 3-10: Edentador utilizado com dispositivo modificado para a realização do ensaio de flexão - ISO BSi 15841:2006 MODIFICADO

O dispositivo metálico foi adaptado à máquina de ensaios universal, em sua base. Neste caso também foi utilizado um compartimento para que se mantivesse a

temperatura controlada. Quando se atingia a temperatura de 37°C no interior do compartimento, o ensaio era realizado.

Da mesma forma que nos ensaios anteriores, na temperatura de 37°C, a extremidade da haste do dinamômetro também acoplada a uma célula de carga de 100N era acionada. Quando o pino encostava no fio eram zeradas tanto a deflexão, quanto a força e somente neste momento era iniciado o ensaio.

Com este dispositivo modificado os ensaios foram realizados inicialmente em um grupo de 5 corpos de prova do grupo controle; em cada ensaio o fio foi defletido até 3,1mm, pela haste do dinamômetro, sendo a velocidade do travessão da máquina mantida em 1mm por minuto, medindo-se, assim, a curva de carregamento. As amostras foram descarregadas na mesma velocidade, até a carga retornar à zero. No entanto a curva de descarregamento não pode ser obtida de maneira adequada, pois o material rompeu-se antes da deflexão máxima de 3,1mm.

Em sequência, outro grupo de 15 amostras subdividido similarmente ao ensaio anterior (A, B, C) foi submetido ao ensaio com o dispositivo modificado. No entanto, em cada ensaio o fio foi defletido até 1,6 mm, pela haste do dinamômetro, sendo a velocidade do travessão da máquina mantida em 1mm/min, medindo-se assim, a curva de carregamento. As amostras foram desativadas na mesma velocidade até a carga retornar à zero, obtendo-se a curva de descarregamento. Para avaliação dos resultados foi utilizada a força produzida em 1,5mm, 1,0 mm e 0,5 mm da curva de descarregamento.

Para fins comparativos o teste de flexão à 3 pontos foi também realizado em segmentos de fio de NiTi em ambas as metodologias, onde em cada ensaio fio foi

defletido até 1,6 mm. Para a avaliação dos resultados foi utilizada a força produzida em 1,5mm, 1,0 mm e 0,5 mm da curva de descarregamento.

3.3.4.3 Metodologia para determinação das propriedades mecânicas através do teste de flexão à 3 pontos.

O programa TESC da máquina de tração empregada no teste de flexão à 3 pontos exportava uma tabela de medidas onde a primeira coluna correspondia à força em Newton e a segunda coluna ao deslocamento do travessão da máquina, em milímetros. Estes dados de carga x deformação foram processados pelo programa MATLAB® para a obtenção do coeficiente angular da reta da parte linear da curva, utilizando o método de mínimos quadrados para ajuste da curva. Os valores da carga máxima atingida no ensaio e a flecha máxima nessa carga também foram obtidos graficamente através do MATLAB®. O anexo B apresenta a listagem do código fonte escrito no MATLAB® para obtenção destes parâmetros.

Para aplicação desta metodologia foram utilizados quatro grupos amostrais. O primeiro deles era composto de cinco amostras do grupo controle, ensaiadas segundo a norma ISO BSi 15841:2006. O segundo grupo utilizado era composto de cinco amostras do grupo controle ensaiado segundo a normatização modificada. Estes dois grupos amostrais foram comparados para averiguar se a modificação da norma preconizada alterava os resultados na determinação das propriedades do material em teste. Outros dois grupos amostrais submetidos a agentes ambientais (termociclagem e imersão em saliva artificial) composto de cinco amostras cada e ensaiados segundo a norma ISO BSi 15841:2006, também foram analisados para investigar a influência dos agentes ambientais nas propriedades do material.

De posse destes valores, coeficiente angular, carga máxima para a região linear da curva e a flecha máxima nesta carga, é possível determinar as propriedades mecânicas do material como: módulo de elasticidade, módulo de ruptura, módulo de resiliência e módulo de tenacidade. Os itens a seguir apresentam a formulação matemática para a determinação destas propriedades.

3.3.4.3.1 Módulo de elasticidade

A medida da flecha para cada carga aplicada permite a determinação do módulo de elasticidade do material. A seguinte equação é utilizada para a determinação do módulo de elasticidade em flexão (GARCIA *et al.*,2000):

$$E = \frac{1}{48} \times \frac{P \cdot L^3}{F \cdot I}, \quad (3.1)$$

O momento de inércia para um corpo de seção circular pode ser calculado por (GARCIA *et al.*,2000):

$$I = \frac{\pi \cdot d^4}{64}, \quad (3.2)$$

Substituindo-se a equação (3.2) em (3.1) e considerando que a relação $P/F = a$ é o coeficiente angular da reta da região linear da curva, tem-se que:

$$E = \frac{4 \cdot a \cdot L^3}{3 \cdot \pi \cdot d^4} \quad (3.3)$$

3.3.4.3.2 Módulo de ruptura

O módulo de ruptura (σ_{fu}), que significa o valor máximo da tensão de tração ou de compressão nas fibras externas do corpo de prova no ensaio de flexão e pode ser obtido pela seguinte expressão (GARCIA *et al.*,2000):

$$\sigma_{fu} = \frac{M_{máx}}{I_z} \cdot y_{LN} \quad (3.4)$$

O momento fletor máximo ocorre onde a carga é aplicada na metade da distância L entre os pontos de apoio do corpo de prova. Então:

$$M_{máx} = \frac{P}{2} \cdot \frac{L}{2} = \frac{P \cdot L}{4} \quad (3.5)$$

Para o caso de corpo de provas com seção circular com diâmetro d, como mostra a Figura 3-11, com o momento fletor máximo dado pela equação (3.5) e considerando que a inércia (I) para caso de corpo de provas com seção circular apresentado na equação (3.2) e y_{LN} igual ao raio (d/2) , tem-se que:

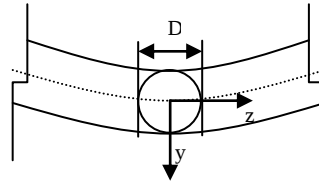


Figura 3-11: Corpo de prova de seção circular.

$$\sigma_{fu} = \frac{8 \cdot P_{máx} \cdot l}{\pi \cdot D^3} \quad (3.6)$$

3.3.4.3.3 Módulo de resiliência

O módulo de resiliência na flexão foi determinado em função da tensão aplicada e das dimensões do corpo de prova, dentro do regime elástico (GARCIA *et al.*,2000):

$$U_{rf} = \frac{\sigma_p^2 \cdot I}{6 \cdot E \cdot c^2 \cdot S} \quad (3.7)$$

Para o caso do corpo de prova de seção circular, as seguintes expressões são válidas:

$$c = \frac{d}{2} \quad (3.8)$$

$$S = \pi \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^2 = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \quad (3.9)$$

Substituindo as expressões (3.2), (3.8) e (3.9) e considerando que o limite de proporcionalidade (σ_p) é igual ao módulo de elasticidade (E) dentro do regime elástico, tem-se que o módulo de resiliência é dado por:

$$U_{rf} = \frac{E \cdot d}{36} \quad (3.10)$$

3.3.4.3.4 Tenacidade

A tenacidade do material foi determinada como no ensaio de tração e dada pela área do gráfico tensão-flecha. Admitindo-se que o gráfico apresenta um formato parabólico, escreve-se (GARCIA *et al.*, 2000):

$$U_{tf} = \frac{2 \cdot P_{m\acute{a}x} \cdot y_f}{3 \cdot S \cdot l} \quad (3.11)$$

Substituindo a equação (3.9) em (3.11) para o caso de corpo de prova com seção circular, tem-se que:

$$U_{tf} = \frac{8 \cdot P_{m\acute{a}x} \cdot y_f}{3 \cdot \pi \cdot d^2} \quad (3.12)$$

3.3.4.4 Avaliação da força de deflexão e constância da força

Após ensaios preliminares determinou-se que a deflexão máxima que o fio OPTIS® suportava sem apresentar falhas e assim responder adequadamente ao descarregamento foi 1,6mm. Assim pode-se comparar o comportamento de diferentes grupos amostrais no descarregamento. Esta é uma particularidade importante de ser avaliada visto que na mecânica ortodôntica é a força gerada no descarregamento que proporciona o movimento dentário.

Foram utilizados para avaliar a força de deflexão e a constância da mesma, amostras ensaiadas com duas diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 e a normatização modificada conforme descrita anteriormente. Foram também empregadas em cada uma das metodologias amostras submetidas previamente a fatores ambientais (termociclagem e imersão em saliva artificial) e amostras do grupo controle, totalizando 30 corpos de prova subdivididos em seis grupos distintos.

Para fins comparativos, 10 corpos de prova de fio de NiTi *thermo-plus*® da Dental Morelli também foram ensaiados com as duas metodologias. Em ambos os casos utilizando uma deflexão máxima de até 1,6mm.

A partir dos gráficos de força *versus* deflexão gerados pelo programa TESC da máquina de ensaios universal, foi realizada a comparação da força de descarregamento e sua constância. Como a deflexão máxima foi de 1,6mm, os corpos de prova foram analisados e comparados nas medidas de 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm.

3.3.5 Ensaio de Tração

O ensaio tração deveria ser realizado neste trabalho com o objetivo de determinar propriedades mecânicas do material caracterizando-o quanto ao seu módulo de elasticidade, ruptura, tenacidade e resiliência.

Para se realizar o ensaio de tração é necessário fixar o corpo de prova numa máquina de ensaios mecânicos que aplique forças crescentes na direção do seu longo eixo, sendo medidas as deformações que ocorrem gradativamente. A carga aplicada é dada pela própria máquina de ensaio e o corpo é tracionado até a ruptura.

No entanto este ensaio não foi possível de ser realizado devido à natureza frágil do material. Diferentes garras foram testadas, mas dois problemas ocorriam. Ou a garra não mantinha o corpo de prova preso até o final do ensaio, ou o corpo de prova se rompia ainda com baixo carregamento, por dano causado pela própria garra ao material.

Desta forma optou-se por determinar as propriedades mecânicas citadas a partir do teste de flexão a 3 pontos. Vale ressaltar que este ensaio trata-se de um ensaio bastante aplicado em materiais frágeis que não permitem ou dificultam a utilização de outros tipos de ensaios mecânicos, como, por exemplo, a tração.

Além disso, o teste de flexão a 3 pontos reproduz melhor a situação clínica, visto que a carga é aplicada no sentido transversal ao eixo do fio, similarmente ao uso clínico. Desta forma, o ensaio de tração não foi realizado, porém não houve prejuízo à conclusão obtida nesta dissertação.

3.4 Resultados

3.4.1 Análise Microestrutural

Sabe-se que os fios utilizados em ortodontia devem suportar estresses mecânicos, térmicos e químicos por estarem expostos ao ambiente da cavidade oral. No entanto, o acabamento da superfície dos fios e sua topografia são de suma importância, já que determinam a área de contato dos fios com os tecidos e também com outros artefatos. A rugosidade superficial de um fio ortodôntico pode afetar tanto a estética, quanto sua performance na movimentação dentária, principalmente porque os defeitos na superfície interferem no atrito e consequentemente, podem influenciar desfavoravelmente na mecânica de deslize. Além disso, defeitos na superfície dos fios podem ser fatores de retenção de placa bacteriana. Alterações na superfície dos fios estéticos também podem prejudicar sua aparência, podendo desta forma, provocar um impacto visual negativo, além de diminuir sua aceitação pelos pacientes e profissionais.

3.4.1.1 Avaliação microscópica da superfície:

Os fios OPTIS® apresentaram a superfície com morfologia com pequenas imperfeições, como pode ser observado na micrografia da Figura 3-12.

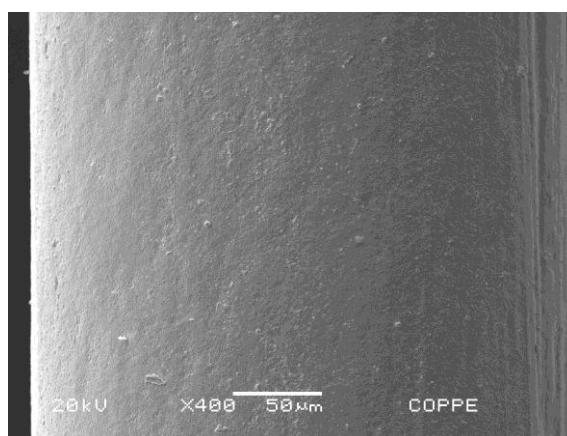


Figura 3-12: Micrografia da superfície dos fios OPTIS®.

3.4.1.2 Avaliação microscópica da superfície após exposição a fatores ambientais:

Supondo que a exposição aos diversos fatores ambientais poderia causar alterações no material, com repercussões em sua superfície, fez-se necessária a análise microscópica da superfície de amostras submetidas previamente aos diferentes fatores ambientais citados. As Figura 3-13, Figura 3-14 e Figura 3-15 apresentam as micrografias citadas.

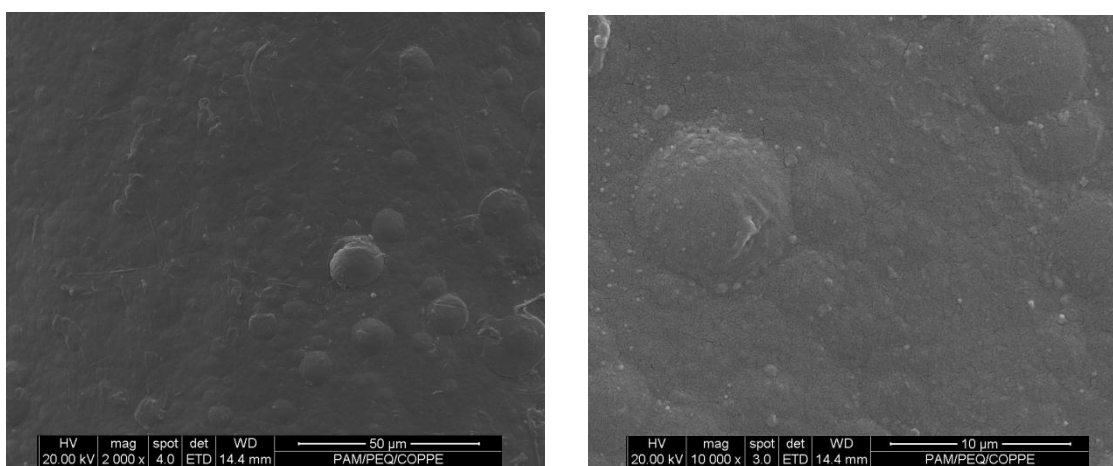


Figura 3-13: Micrografia da superfície dos fios OPTIS® do grupo controle. Aumentos de 2000X e 10000X

A Figura 3-13, com um maior aumento pode-se observar que as imperfeições superficiais são mínimas e podendo considerá-las irrelevantes.

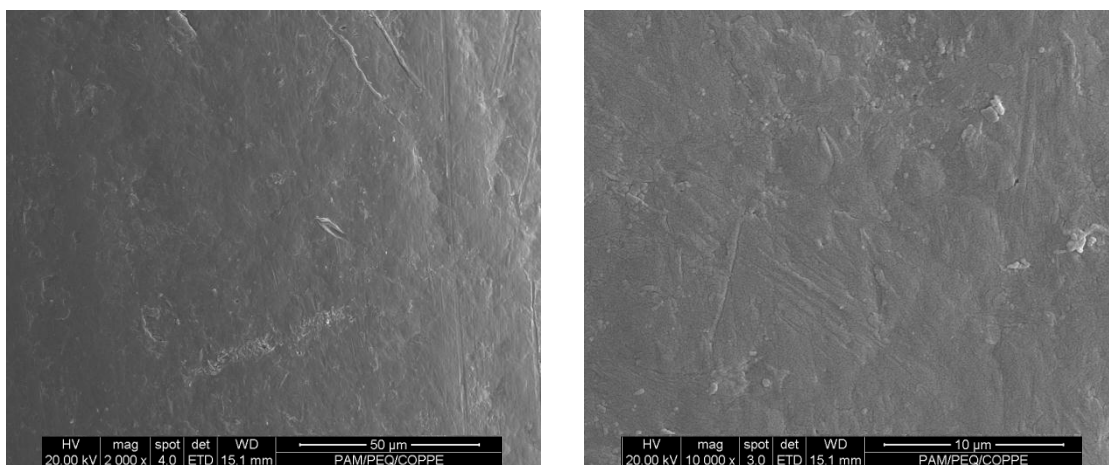


Figura 3-14: Micrografia da superfície dos fios OPTIS® do grupo imerso em saliva artificial. Aumentos de 2000X e 10000X

Para a amostra do grupo imerso em saliva, pode-se observar que as pequenas imperfeições superficiais visíveis no grupo controle não foram observadas neste grupo, possivelmente por terem sido preenchidas pela solução de saliva artificial, demonstrado na Figura 3-14.

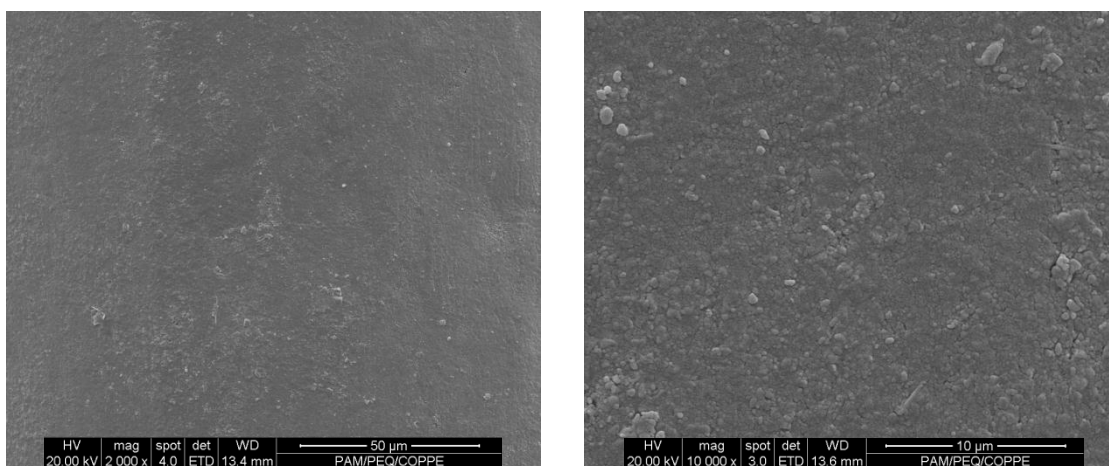


Figura 3-15: Micrografia da superfície dos fios OPTIS® do grupo submetido a termociclagem. Aumentos de 2000X e 20000X

Diferentemente dos outros grupos amostrais, na amostra do grupo submetido a termociclagem, na Figura 3-15, observa-se um grande número de imperfeições

superficiais, o que sugere uma degradação do material influenciada pela variação de temperatura.

3.4.1.3 Avaliação da morfológica

No primeiro grupo de amostras foi avaliada a superfície do fio em sua secção transversal e longitudinal após corte com alicate de corte para fios ortodônticos de pequeno calibre, como observado na Figura 3-16 e na Figura 3-17.

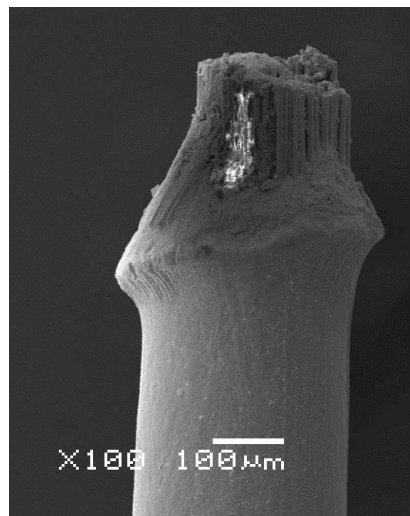


Figura 3-16: Fio OPTIS® 0,0014”, depois de seccionado com alicate de corte para fios de pequeno calibre. Aumento 100X.

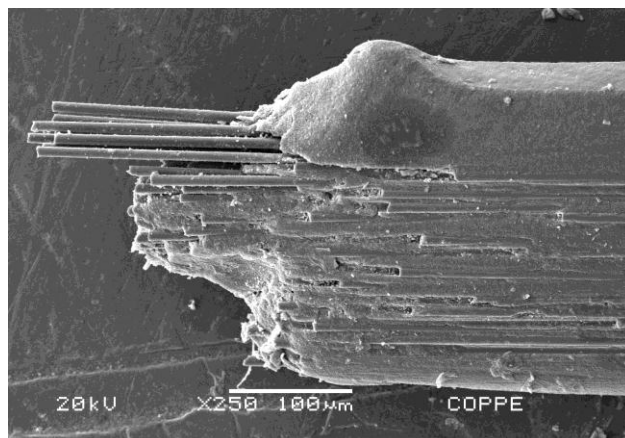


Figura 3-17: Fio OPTIS® 0,0014”, extremidade do arco conforme recebida para uso clínico aumento 250X.

Observa-se na Figura 3-16 a morfologia da superfície do fio, sem imperfeições. Na extremidade onde foi realizado o corte observa-se que com o uso deste tipo de alicate não são criados danos ao fio. No entanto a extremidade do fio recebida conforme distribuída para uso clínico (Figura 3-17), apresenta imperfeições que determinaram o seu descarte quando utilizado no teste de flexão a 3 pontos.

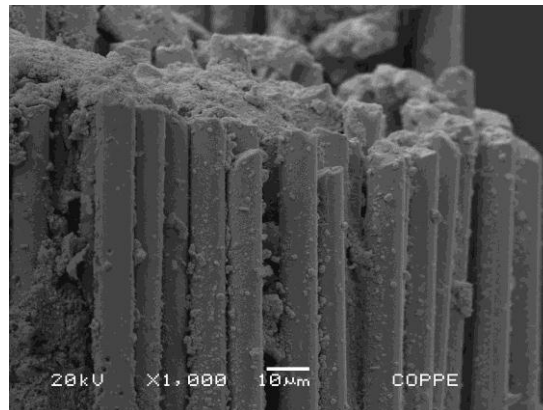


Figura 3-18: Fio OPTIS® 0,0014” – extremidade da área seccionada com alicate de corte para fio ortodôntico – Aumento 1000X

Na Figura 3-18 pode-se observar o reforço, as fibras deste material compósito dispostas longitudinalmente ao arco ortodôntico.

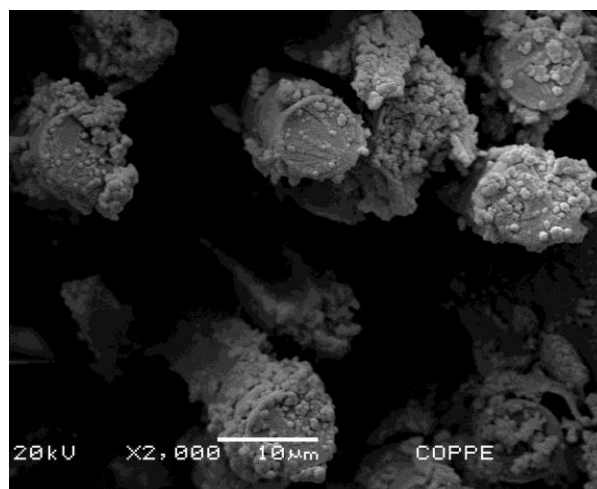


Figura 3-19: Fio OPTIS® 0,0014” – extremidade da área seccionada com alicate de corte para fio ortodôntico, vista transversal ao longo eixo do fio – Aumento 2000X

Na Figura 3-19 pode-se observar as fibras envolvidas na matriz polimérica, porém com falhas presentes ocasionadas pelo corte. Verifica-se ainda que todas as fibras apresentam diâmetro similar entre si.

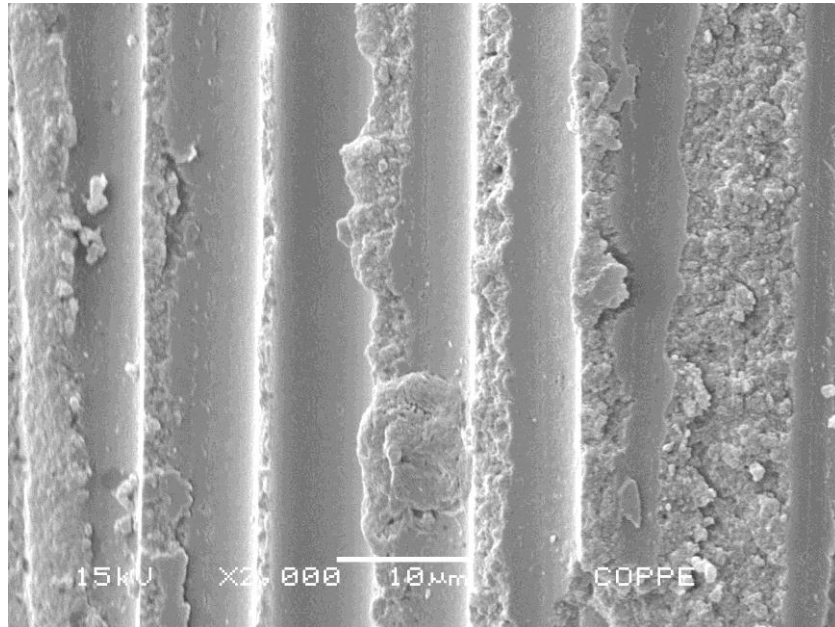


Figura 3-20: Amostra polida no sentido longitudinal do fio com auxílio de disco lixa Soft Lex® - Aumento 2000X.

Um segundo grupo de amostras polido no sentido longitudinal do fio, Figura 3-20. Com esta metodologia de polimento do arco as fibras foram arrancadas da matriz polimérica o que nos permitiu observar a matriz polimérica e as canaletas criadas pela ausência das fibras, distribuídas de forma contínua e uniforme.

O último grupo de amostras foi seccionado tanto no sentido transversal como no sentido longitudinal com uma lâmina de bisturi número 15 (Figura 3-21 e Figura 3-22). Neste grupo de amostras pode-se melhor observar melhor a distribuição das fibras ao longo do fio.

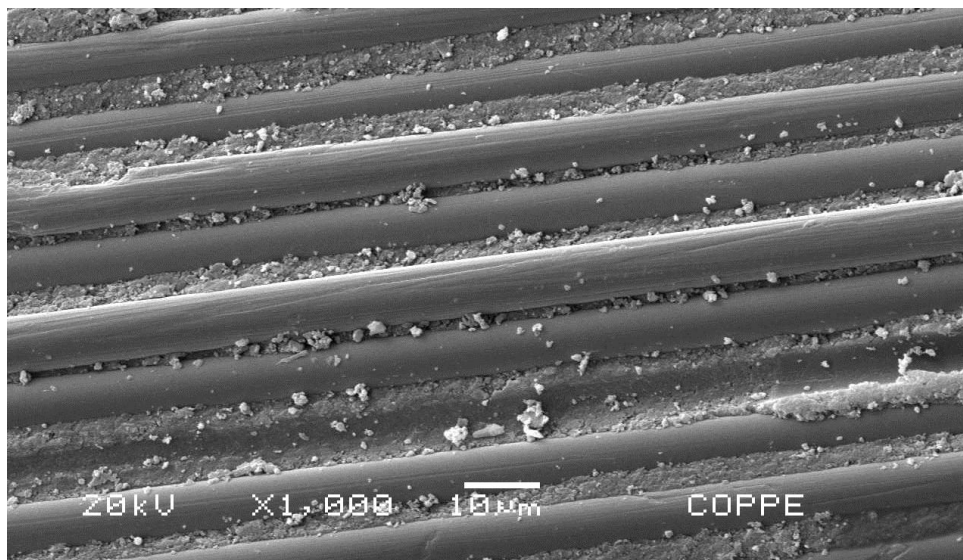


Figura 3-21: Fio OPTIS® 0,0014” – vista longitudinal do longo eixo do fio OPTIS® 0,0014” após seccionada com lâmina de bisturi – Aumento 1000X

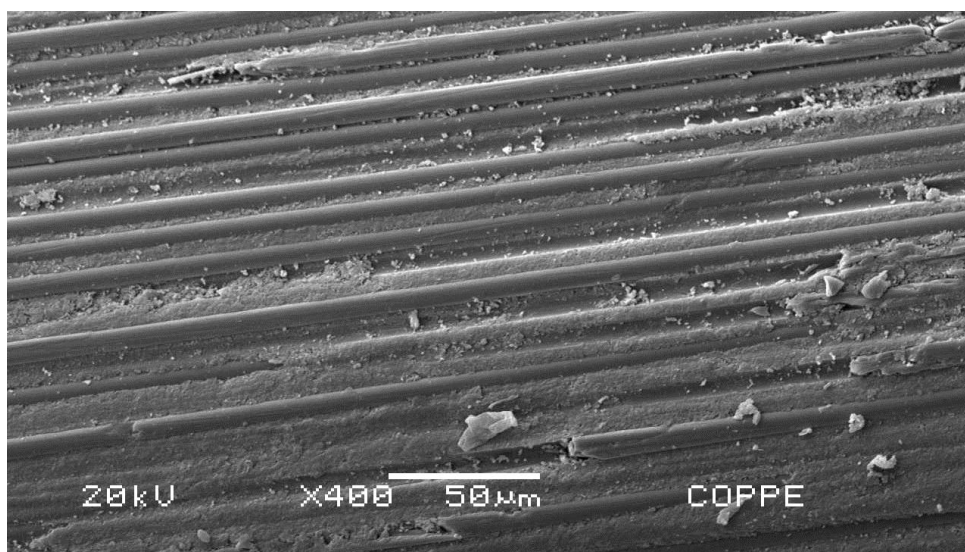


Figura 3-22: Fio OPTIS® 0,0014” – vista longitudinal do longo eixo do fio OPTIS® 0,0014” após seccionada com lâmina de bisturi – Aumento 400X

Em ambas as imagens (Figura 3-21 e Figura 3-22), observam-se fibras contínuas dispostas de forma paralela no longo eixo do arco ortodôntico. Além disso, verifica-se também, que as fibras estão distribuídas uniformemente na matriz polimérica. Em um menor aumento pode comprovar a continuidade das fibras.

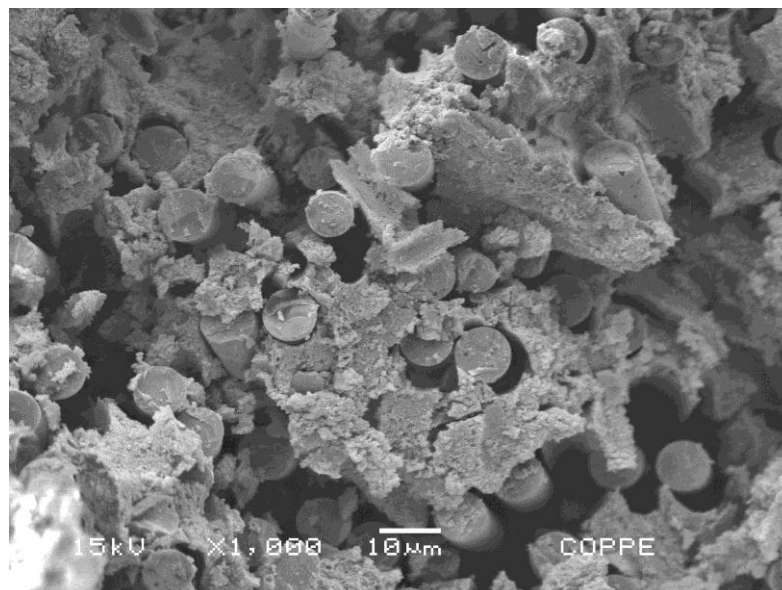


Figura 3-23: Fio OPTIS® 0,0014'' – vista transversal do fio OPTIS® 0,0014'' após seccionada com lâmina de bisturi – Aumento 1000X

Com base na Figura 3-23, pode-se constatar através se análise de imagem que o diâmetro médio das fibras utilizadas neste compósito é de aproximadamente 7,5 μm .

3.4.2 Análise da estabilidade de cor

As amostras imersas em saliva artificial foram consideradas como grupo controle visto que a solução não apresentava qualquer tipo de pigmentação ou corante, demonstrando-se translúcido durante todo o período. As amostras imersas nesta solução não apresentaram qualquer variação de coloração após todo período de imersão, como pode ser observado na Figura 3-24.

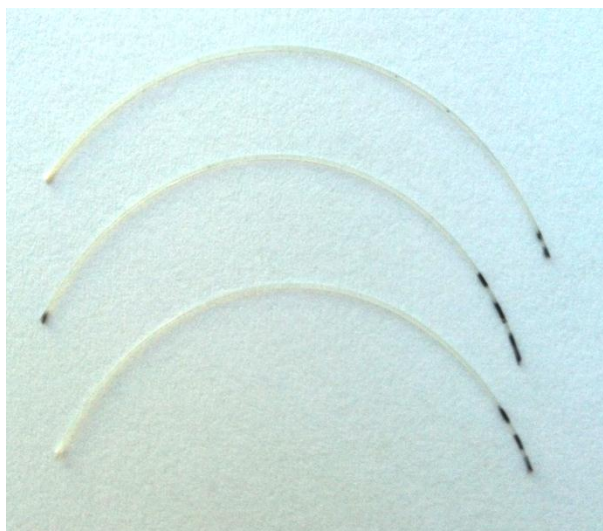


Figura 3-24: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014'' – após imersão em saliva artificial por 30 dias.

O segundo grupo de amostras que ficaram imersas em solução de chá preto apresentaram discreta variação de tonalidade, perceptível apenas quando comparado às amostras do grupo controle (Figura 3-25).

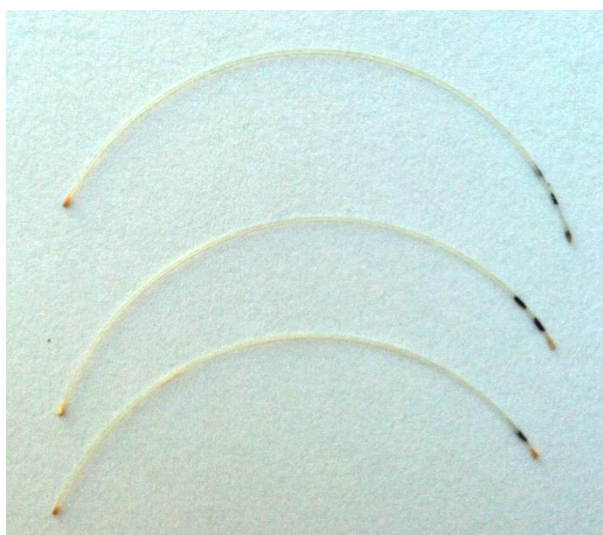


Figura 3-25: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014'' – após imersão em solução de chá preto por 30 dias.

Um terceiro grupo de amostras, que foram imersas em solução de café apresentaram uma pequena variação de tonalidade (Figura 3-26), no entanto, superior ao grupo anteriormente descrito.

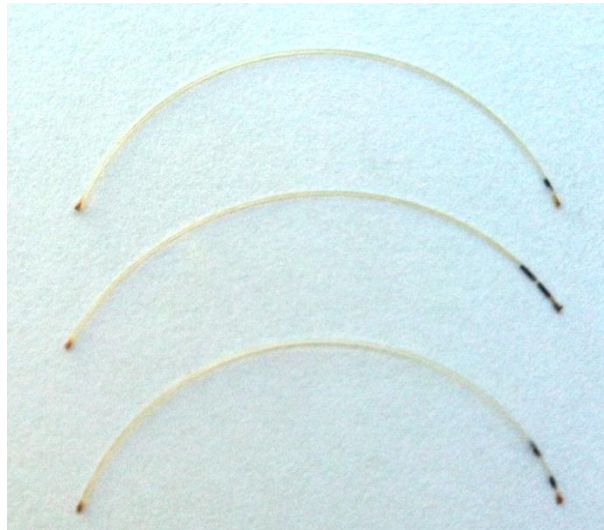


Figura 3-26: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014” – após imersão em solução de café solúvel por 30 dias.

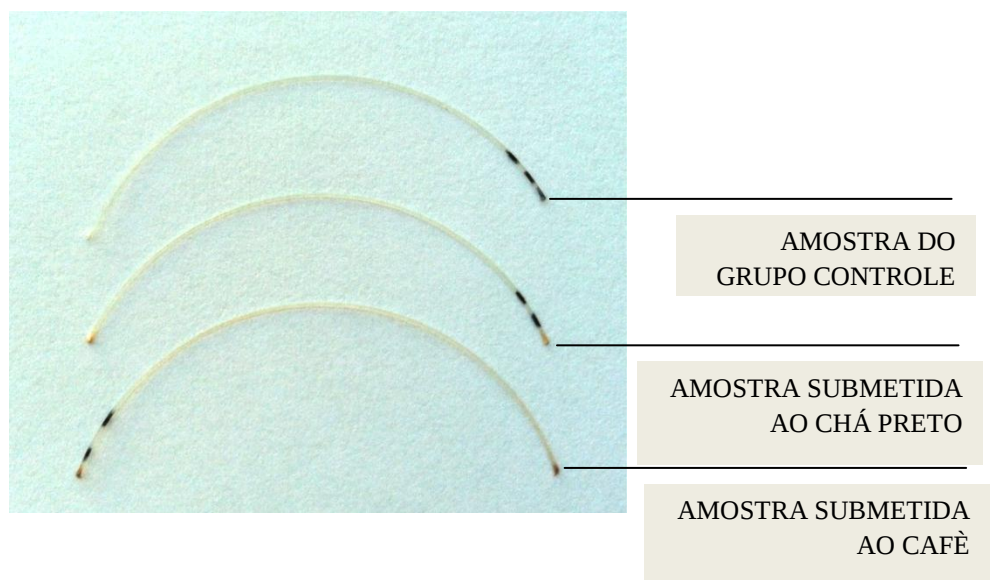


Figura 3-27: Fotografia das amostras do fio OPTIS® 0,0014”, comparando os 3 grupos amostrais, imerso em três diferentes soluções (saliva artificial, chá preto e café solúvel) por 30 dias.

Na Figura 3-27 pode-se observar de forma comparativa os três grupos amostrais após e a pequena variação de tonalidade que ocorreu após os 30 dias de imersão nas variadas substâncias. Desta forma pode-se afirmar que os fios ortodônticos OPTIS® são quase impermeáveis ao manchamento, quando submetidos a substâncias alimentares comuns (chá e café).

3.4.3 Exposição aos agentes ambientais

3.4.4 Variação de temperatura - Termociclagem

As amostras termocicladas foram avaliadas quanto à influência deste processo nas propriedades do material. Assim os resultados deste grupo amostral foram descritos nos itens a seguir, que dizem respeito às propriedades do material.

3.4.5 Imersão em saliva artificial

As amostras imersas na solução de saliva artificial apresentaram pequena variação de seu peso inicial, como pode ser observado na Tabela 3-3. Uma maior variação foi observada nas primeiras 24 horas, posteriormente esta variação de peso estabilizou-se no período compreendido entre 24 horas e 30 dias.

Tabela 3-3: Peso das amostras (em g) antes e depois de diferentes períodos imersos em saliva artificial.

GRUPO AMOSTRAL	Peso INICIAL	Peso após 1 HORA	Peso após 24 HORAS	Peso após 48 HORAS	Peso após 7 DIAS	Peso após 30 DIAS
I	0,0094	0,0097	0,0098	0,0098	0,0096	0,0096
II	0,0092	0,0098	0,0097	0,0097	0,0095	0,0095
III	0,0098	0,0103	0,0098	0,0098	0,0098	0,0098
IIII	0,0098	0,0104	0,0099	0,0099	0,0098	0,0098
IIII	0,0103	0,0108	0,0106	0,0106	0,0105	0,0105
I I	0,0096	0,0099	0,0097	0,0097	0,0096	0,0097
I II	0,0096	0,0097	0,0099	0,0099	0,0098	0,0098
I III	0,0095	0,0101	0,0101	0,0100	0,0099	0,0100
I IIII	0,0085	0,0089	0,0090	0,0088	0,0087	0,0087
I IIIII	0,0099	0,0104	0,0100	0,0101	0,0101	0,0101

3.5 Teste de flexão à 3 pontos

3.5.1 Propriedade mecânicas obtidas através teste de flexão à 3 pontos.

Tendo como base a metodologia apresentada no item 3.3.4.3, foram realizadas as análises para a determinação dos parâmetros que descrevem as propriedades do fio ortodôntico estético OPTIS®. Primeiramente foram analisadas amostras do grupo controle com diferentes metodologias. A fim de determinar se os agentes ambientais influenciavam nas propriedades do material, os grupos de amostras submetidos à imersão em saliva e variação de temperatura ensaiados segundo a norma ISO BSi 15841:2006 foram também analisados. As tabelas em anexo Tabela C-1 a

Tabela C-4 apresentam os resultados para cada um desses grupos.

A Tabela C-1, em anexo, exibe os resultados do ensaio de flexão para o fio do grupo de controle segundo a norma modificada. A determinação dos módulos de ruptura, elasticidade, resiliência e tenacidade foram realizadas de acordo com a metodologia apresentada no item 3.3.4.3. para todos os corpos de prova deste grupo.

As Tabela C-2, Tabela C-3 e

Tabela C-4 em anexo, exibem os resultados do ensaio de flexão para o fio dos três diferentes grupos amostrais (controle, imerso em saliva e termociclado) segundo a norma ISO BSi 15841-2006. A determinação dos módulos de ruptura, elasticidade, resiliência e tenacidade foram realizadas de acordo com a metodologia apresentada no item 3.3.4.3. para todos os corpos de prova de cada grupo amostral.

A partir dos resultados apresentados acima foram feitos estudos de significância estatística utilizando os métodos *t-student* e ANOVA, para os casos de comparações entre dois grupos amostrais e três grupos amostrais respectivamente. A seguir serão apresentados os resultados dos testes de significância utilizando a ferramenta de estatística do Excel.

Tabela 3-4: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de elasticidade.

	Norma ISO BSi 15841:2006	Normatização MODIFICADA
Média	9,08E-07	3,29E-06
Variância	1,37E-14	2,67E-13
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	4	
Stat t	-10,0659	
P(T<=t) uni-caudal	0,000274	
t crítico uni caudal	2,131847	
P(T<=t) bi-caudal	0,000548	
t crítico bicaudal	2,776445	

A Tabela 3-4 exhibe os resultados do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de elasticidade. De acordo com o resultado desta análise o *t* estatístico de valor igual a -10,0659 é maior em módulo que o *t* crítico dos casos uni caudal e bicaudal, que são respectivamente iguais a 2,131847 e 2,776445. Este fato evidencia que há diferenças significativas entre os grupos amostrais que representam as diferentes metodologias na determinação do módulo de elasticidade para o ensaio de flexão de 3 pontos para fios ortodônticos.

Tabela 3-5: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de ruptura.

	Norma ISO BSi 15841:2006	Normatização MODIFICADA
Média	387,524335	916,743435
Variância	509,6556034	21864,9247
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	4	
Stat t	-7,91121274	
P(T<=t) uni-caudal	0,000690636	
t crítico uni caudal	2,131846782	
P(T<=t) bi-caudal	0,001381271	
t crítico bicaudal	2,776445105	

A Tabela 3-5 exhibe os resultados do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de ruptura. De acordo com o resultado desta análise o *t* estatístico de valor igual a -7,9112 é maior em módulo que o *t* crítico dos casos uni caudal e bicaudal, que são respectivamente iguais a 2,131846782 e 2,776445105. Isto demonstra que há diferenças significativas entre os grupos amostrais que representam as diferentes metodologias na determinação do módulo de ruptura para o ensaio de flexão de 3 pontos para fios ortodônticos.

Tabela 3-6: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de resiliência.

	Norma ISO BSi 15841:2006	Normatização MODIFICADA
Média	2,52131E-07	9,141E-07
Variância	1,05836E-15	2,0566E-14
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	4	
Stat t	-10,0659166	
P(T<=t) uni-caudal	0,000273943	
t crítico uni caudal	2,131846782	
P(T<=t) bi-caudal	0,000547886	
t crítico bicaudal	2,776445105	

A Tabela 3-6 exibe os resultados do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para o módulo de resiliência. De acordo com o resultado desta análise o *t* estatístico de valor igual a -10,0659166 é maior em módulo que o *t* crítico dos casos uni caudal e bicaudal, que são respectivamente iguais a 2,131846782 e 2,776445105. Mostrando que há diferenças significativas entre os grupos amostrais que representam as diferentes metodologias na determinação do módulo de resiliência para o ensaio de flexão de 3 pontos para fios ortodônticos.

Tabela 3-7: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para tenacidade.

	Norma ISO BSi 15841:2006	Normatização MODIFICADA
Média	0,651665	1,071461
Variância	0,002319	0,113762
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	4	
Stat t	-2,75514	
P(T<=t) uni-caudal	0,025552	
t crítico uni caudal	2,131847	
P(T<=t) bi-caudal	0,051104	
t crítico bicaudal	2,776445	

A Tabela 3-7 exibe os resultados do teste de significância utilizando *t-student* dos grupos ensaiados com diferentes metodologias: norma ISO BSi 15841:2006 X normatização MODIFICADA para a tenacidade. De acordo com o resultado desta análise o *t* estatístico de valor igual a -2,75514 é maior em módulo que o *t* crítico no caso uni caudal (2,131847), no entanto para a hipótese bicaudal *t* é igual a 2,776445.

A partir dos resultados descritos acima se pode afirmar com 95% de significância que existe influência da metodologia na determinação das propriedades do material, excetuando a propriedade de tenacidade.

A seguir serão apresentados os resultados do teste de significância utilizando o teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais para cada uma das propriedades analisadas.

Tabela 3-8: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de elasticidade.

RESUMO

Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância		
Grupo sob termociclagem	5	5,88343E-06	1,18E-06	9,59E-14		
Grupo sob imersão em saliva	5	4,91022E-06	9,82E-07	1,14E-14		
Grupo controle	5	4,53835E-06	9,08E-07	1,37E-14		
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	Gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	1,92978E-13	2	9,65E-14	2,39195	0,133577	3,885294
Dentro dos grupos	4,84068E-13	12	4,03E-14			
Total	6,77046E-13	14				

A Tabela 3-8 exibe os resultados do teste de significância ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de elasticidade. De acordo com o resultado desta análise o F estatístico de valor igual a 2,39195 é menor que o F crítico (3,885294), demonstrando assim que não há diferença significativa entre os grupos amostrais analisados.

Tabela 3-9: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura.

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Grupo sob termociclagem	5	1695,357	339,0714	860,9542
Grupo sob imersão em saliva	5	2085,163	417,0325	2719,958
Grupo controle	5	1937,622	387,5243	509,6556

ANOVA

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>Gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	15493,93	2	7746,966	5,681582	0,018361	3,885294
Dentro dos grupos	16362,27	12	1363,523			
Total	31856,21	14				

A Tabela 3-9 exibe os resultados do teste de significância ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura. De acordo com o resultado desta análise o F estatístico de valor igual a 5,681582 é maior que o F crítico (3,885294), evidenciando que há diferença significativa entre os grupos amostrais analisados para o módulo de ruptura.

Tabela 3-10: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de resiliência.

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Grupo sob termociclagem	5	1,63429E-06	3,27E-07	7,4E-15
Grupo sob imersão em saliva	5	1,36395E-06	2,73E-07	8,83E-16
Grupo controle	5	1,26065E-06	2,52E-07	1,06E-15

ANOVA

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>Gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	1,48903E-14	2	7,45E-15	2,39195	0,133577	3,885294
Dentro dos grupos	3,73509E-14	12	3,11E-15			
Total	5,22412E-14	14				

A Tabela 3-10 exibe os resultados do teste de significância ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo

de resiliência. De acordo com o resultado desta análise o F estatístico de valor igual a 2,39195 é menor que o F crítico (3,885294), demonstrando assim que não há diferença significativa entre os grupos amostrais analisados para o módulo de resiliência.

Tabela 3-11: Resultado do teste de significância utilizando ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para tenacidade.

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Grupo sob termociclagem	5	1,871997	0,374399	0,003693
Grupo sob imersão em saliva	5	3,612269	0,722454	0,040888
Grupo controle	5	3,258325	0,651665	0,002319

ANOVA

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>Gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	0,338382	2	0,169191	10,82254	0,002059	3,885294
Dentro dos grupos	0,187598	12	0,015633			
Total	0,52598	14				

A Tabela 3-11 exibe os resultados do teste de significância ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a tenacidade. De acordo com o resultado desta análise o F estatístico de valor igual a 10,82254 é maior que o F crítico (3,885294), evidenciando que há diferença significativa entre os grupos amostrais analisados para a tenacidade do material quando avaliado por ensaio de flexão de 3 pontos.

Comparando-se os grupos amostrais submetidos a diferentes fatores ambientais ao grupo controle nas diferentes propriedades descritas pode-se verificar pelos resultados obtidos que houve diferenças significativas nos módulos de ruptura e tenacidade.

Considerando esta diferença e a necessidade de identificar qual dos fatores ambientais influenciou nos resultados descritos acima, foi realizado o teste *t-student*

para determinar qual dos fatores realmente influenciou nestas propriedades. Seguem os resultados deste teste (Tabela 3-12 e Tabela 3-13):

Tabela 3-12: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* comparando o grupo controle com grupo submetidos à termociclagem ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura.

	<i>Termociclagem</i>	<i>Controle</i>
Média	339,0713762	387,524335
Variância	860,9542196	509,6556034
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	8	
Stat t	-2,926499029	
P(T<=t) uni-caudal	0,009550121	
t crítico uni caudal	1,859548033	
P(T<=t) bi-caudal	0,019100241	
t crítico bicaudal	2,306004133	

Tabela 3-13: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* comparando o grupo controle com grupo submetidos à imersão em saliva ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura.

	<i>saliva</i>	<i>Controle</i>
Média	417,0325	387,5243
Variância	2719,958	509,6556
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	5	
Stat t	1,161053	
P(T<=t) uni caudal	0,149017	
t crítico uni caudal	2,015048	
P(T<=t) bicaudal	0,298033	
t crítico bicaudal	2,570582	

Comparando-se os resultado dos testes de significância utilizando *t-student* do grupo controle com grupo submetido à imersão em saliva e o grupo de amostras termocicladas ensaiadas de acordo com a norma ISO BSi 15841:2006 para o módulo de ruptura (Tabela 3-14 e Tabela 3-15), pode-se verificar pelos resultados obtidos que

houve diferenças significativas para o grupo de amostras termocicladas representado por um t crítico maior que o t estatístico.

Tabela 3-14: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* comparando o grupo controle com grupo submetidos à termociclagem ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a tenacidade.

	<i>termociclagem</i>	<i>Controle</i>
Média	0,374399424	0,651665045
Variância	0,003692624	0,00231856
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	8	
Stat t	-7,996519832	
P(T<=t) uni-caudal	2,19026E-05	
t crítico uni caudal	1,859548033	
P(T<=t) bi-caudal	4,38052E-05	
t crítico bicaudal	2,306004133	

Tabela 3-15: Resultado do teste de significância utilizando *t-student* comparando o grupo controle com grupo submetidos à imersão em saliva ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a tenacidade.

	<i>saliva</i>	<i>controle</i>
Média	0,722454	0,651665
Variância	0,040888	0,002319
Observações	5	5
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	4	
Stat t	0,761504	
P(T<=t) uni-caudal	0,24439	
t crítico uni caudal	2,131847	
P(T<=t) bi-caudal	0,488779	
t crítico bicaudal	2,776445	

Comparando-se os resultado dos testes de significância utilizando *t-student* comparando o grupo controle com grupo submetido à imersão em saliva e o grupo de amostras termocicladas, ensaiadas de acordo com a norma ISO BSi 15841:2006 para

tenacidade, pode-se verificar pelos resultados obtidos que também houve diferenças significativas para o grupo de amostras termocicladas.

Assim pode-se afirmar que o fio ortodôntico OPTIS® sofreu influência da variação de temperatura a qual foi submetido. Isto é representado nesta análise pelo valor de t maior que o t crítico tanto para a hipótese uni caudal como para a hipótese bicaudal.

3.5.2 Avaliação da força de deflexão e constância da força

Com o objetivo de estudar o comportamento do material na região de deflexão foi medida a força de carga nas regiões de 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm. Vale ressaltar que neste ensaio a deflexão máxima foi de 1,6mm, pois em ensaios preliminares foi determinado que uma deflexão maior que 1,6 mm poderia comprometer a integridade do material. Isso pode ser observado na Figura 3-28, onde as amostras submetidas a uma deflexão maior que 1,6mm houve falha da matriz polimérica, sem rompimento do reforço (fibras).

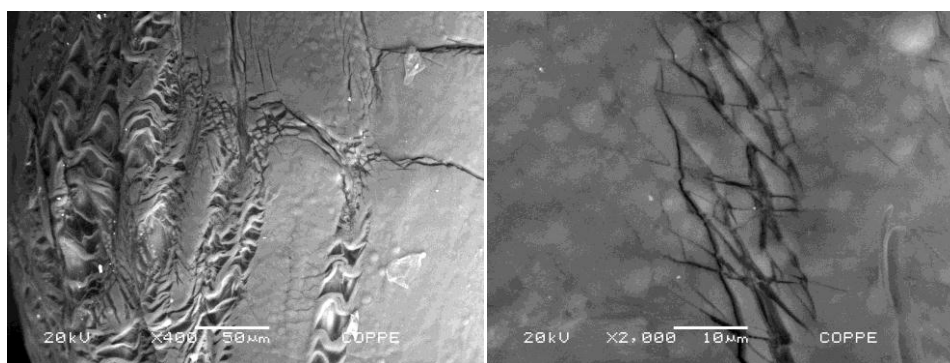


Figura 3-28: Micrografia da superfície do fio OPTIS®, após deflexão superior a 1,6mm, apresentando falha do material. Aumentos de 400X e 2000X.

Adicionalmente, foram realizadas medições nas curvas de carga x deflexão com o objetivo de determinar regiões de platô, que corresponde à região de força constante.

Para esta análise foram utilizados grupos amostrais ensaiados de duas formas: segundo a norma ISO BSi 15841:2006 e a normatização modificada, anteriormente apresentada. Para esta análise foram utilizadas amostras do grupo controle, sob imersão em saliva artificial e sob ação de variação de temperatura (termociclagem). Além disso, para fins comparativos, foram utilizados corpos de prova de fio de NiTi *thermo-plus®* da Morelli.

As tabelas Tabela C-5 e Tabela C-6 apresentadas em anexo, mostram as respostas dos fios para as deflexões supracitadas e, em seguida, a análise estatística utilizando o teste ANOVA comparando-se os grupos amostrais em cada deflexão avaliada.

Foram realizados testes de significância a fim de comparar os diferentes grupos amostrais. Estes testes foram realizados para as deflexões de 1,5 mm, 1,0 mm e 0,5 mm para ambas as metodologias apresentadas, conforme Tabela 3-16 a Tabela 3-21.

Tabela 3-16: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a deflexão de 1,5mm.

RESUMO						
Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância		
Grupo sob termociclagem	5	2,65	0,53	0,0026		
Grupo sob imersão em saliva	5	2,61	0,522	0,00557		
Grupo controle	5	2,67	0,534	0,00978		
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,000373	2	0,000187	0,031198	0,969362	3,885294
Dentro dos grupos	0,0718	12	0,005983			
Total	0,072173	14				

Tabela 3-17: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a deflexão de 1,0mm.

RESUMO					
<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	
Grupo sob termociclagem	5	1,97	0,394	0,00433	
Grupo sob imersão em saliva	5	1,97	0,394	0,00433	
Grupo controle	5	2,11	0,422	0,00572	
ANOVA					
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i> <i>F crítico</i>
Entre grupos	0,002613	2	0,001307	0,272601	0,765987 3,885294
Dentro dos grupos	0,05752	12	0,004793		
Total	0,060133	14			

Tabela 3-18: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a deflexão de 0,5mm.

RESUMO					
<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	
termociclado	5	1,06	0,212	0,00107	
Saliva	5	1,09	0,218	0,00177	
controle	5	1,16	0,232	0,00207	
ANOVA					
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i> <i>F crítico</i>
Entre grupos	0,001053	2	0,000527	0,321792	0,730914 3,885294
Dentro dos grupos	0,01964	12	0,001637		
Total	0,020693	14			

Tabela 3-19: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada para a deflexão de 1,5mm.

RESUMO					
<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	
termociclado	5	5,71	1,142	0,02072	
Saliva	5	4,85	0,97	0,08355	
Controle	5	4,48	0,896	0,03338	
ANOVA					
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i> <i>F crítico</i>
Entre grupos	0,159293	2	0,079647	1,735852	0,2177 3,885294
Dentro dos grupos	0,5506	12	0,045883		
Total	0,709893	14			

Tabela 3-20: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada para a deflexão de 1,0mm.

RESUMO						
Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância		
Termociclado	5	2,72	0,544	0,01213		
Saliva	5	1,69	0,338	0,04182		
Controle	5	1,91	0,382	0,01987		
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,117693	2	0,058847	2,391493	0,13362	3,885294
Dentro dos grupos	0,29528	12	0,024607			
Total	0,412973	14				

Tabela 3-21: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada para a deflexão de 0,5mm.

RESUMO						
Grupo	Contagem		Soma	Média	Variância	
Termociclado	5		1,21	0,242	0,00557	
Saliva	5		0,67	0,134	0,01703	
Controle	5		0,75	0,15	0,0047	
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,033973	2	0,016987	1,866667	0,196863	3,885294
Dentro dos grupos	0,1092	12	0,0091			
Total	0,143173	14				

A Tabela C-7 e Tabela C-8 em anexo apresentam as respostas dos fios NiTi *thermo-plus*®, para as deflexões de 0,5, 1,0 e 1,5mm.

Com base nos testes de significância apresentados, pode-se afirmar que para o teste de deflexão não houve diferença significativa nos ensaios realizados com o fio OPTIS® nos grupos submetidos à termociclagem, imersão em saliva e grupo controle em ambas as metodologias analisadas.

Para as amostras ensaiadas segundo a norma ISO BSi 15841:2006 a força média do fio OPTIS® considerando o grupo controle para as deflexões de 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm foram respectivamente 53,4gf, 42,2gf e 23,2gf; para os fios de NiTi as medidas de força média obtidas foram 115gf, 81,2gf e 74,6gf.

Para as amostras ensaiadas segundo a normatização modificada a força média do fio OPTIS® considerando o grupo controle para as deflexões de 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm foram respectivamente 89,6gf 38,2gf e 15gf para os fios de NiTi as medidas de força média obtidas foram 208gf, 120gf e 101gf.

Para avaliar a constância de força foi observada em cada gráfico a região de platô na curva de descarregamento, sendo determinado o ponto inicial e final da reta correspondente à região de platô e a força correspondente neste segmento de reta. Para isto foi utilizado o programa escrito no MATLAB® descrito no anexo B.

Considerando que não houve diferença significativa entre os grupos amostrais submetidos às mesmas metodologias de ensaio quando foi comparando o grupo controle e os grupos submetidos a agentes ambientais, determinou-se que para a avaliação de constância de força somente o grupo controle deveria ser utilizado (conforme apresentado em anexo).

Obviamente ambas as metodologias foram avaliadas. De forma complementar também foram determinadas as regiões de platô para os fios de NiTi *thermo-plus*® Morelli. Os dados obtidos para a região de constância de força são apresentados nas Tabelas Tabela 3-22 a Tabela 3-25:

Tabela 3-22: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006.

Corpo de Prova	Platô Mínimo	Platô Máximo	Força (N)
1	1,15222	1,47681	0,48746
2	1,10585	1,3881	0,39785
3	1,17843	1,45262	0,44803
4	1,20262	1,42036	0,56989
5	1,05141	1,29738	0,54122

Tabela 3-23: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a normatização modificada .

Corpo de Prova	Platô Mínimo	Platô Máximo	Força (N)
1	0,60181	0,84778	0,17204
2	0,74899	0,91028	0,19713
3	0,9244	1,2752	0,39785
4	0,85988	1,02319	0,56989
5	0,60181	0,84778	0,17204

Tabela 3-24: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras de fios de NiTi ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006.

Corpo de Prova	Platô Mínimo	Platô Máximo	Força (N)
1	0,50302	0,93649	0,76344
2	0,51714	0,96472	0,77778
3	0,55544	0,9123	0,80287
4	0,51109	0,89617	0,76344
5	0,51915	0,91633	0,77061

Tabela 3-25: Resultados da força na região de platô em deflexão das amostras de fios de NiTi ensaiados com a normatização modificada .

Corpo de Prova	Platô Mínimo	Platô Máximo	Força (N)
1	0,54738	0,79536	1,12186
2	0,72278	0,90222	1
3	0,6744	0,84778	1,07885
4	0,57359	0,81754	1,09677
5	0,25907	0,52319	1,00358

A região de platô para as amostras do fio OPTIS® ensaiadas segundo a norma ISO BSi 15841:2006 variou de 1 a 1,4mm com uma força média de 48gf. Para as amostras ensaiadas segundo a normatização modificada a região de constância de força variou de 0,6mm e 1,2mm com uma força média de 33gf. Isso pode ser observado na Tabela 3-22 e Tabela 3-23.

De forma comparativa também foram apresentados os dados dos fios de NiTi ensaiados segundo ambas as metodologias (Tabela 3-24 e Tabela 3-25). Pode-se observar que a região de constância de força variou de 0,5 a 0,9mm com uma força média de 77gf quando ensaiada conforme a norma ISO BSi 15841:2006 e de 0,2 a 0,7mm com força média de 106gf para as amostras ensaiadas conforme a normatização modificada.

4 Discussão

ELIADES, 2007; GOLDSTEIN *et al* , 1989 e HERSHEY 1988 afirmaram que para melhorar o aspecto do aparelho ortodôntico fixo e promover sua aceitação pelos pacientes adultos, vários materiais têm sido pesquisados.

No entanto, JANCAR & GOLDEBERG 1993; ZUFALL & KUSY, 2000 e RUSSELL, 2005 corroboram que para serem utilizados na clínica, além das características estéticas, os fios estéticos precisariam possuir propriedades mecânicas apropriadas para produzirem forças desejadas aos dentes, durante a movimentação ortodôntica. Vários estudos *in vitro*, utilizando fios estéticos, avaliaram as propriedades de atrito como HUSMANN *et al*, 2002 e ZUFALL & KUSY, 2000; a resistência à corrosão e à fratura como NEUMANN *et al* em 2002; a deterioração das fibras e influência da umidade em IMAI *et al*, 1998 e JANCAR & GOLDEBERG 1993.

Segundo BANDEIRA, em 2004, existem vários tipos de ligas para produzir fios ortodônticos. Os fios recobertos por material polimérico constituem um grupo de fios inovadores que são empregados para propiciar a estética e, simultaneamente, reduzir a força de atrito que ocorre no deslocamento do fio no slot do braquete. Entretanto, os dados da literatura que apresentam os benefícios ou desvantagens destes fios ainda são escassos.

4.1 Análise Microestrutural

ELAYYAN *et. al*, 2008; HUANG, 2007; HUSMANN, 2002; JUVVADI, 2010; KRISHNAN & KUMAR, 2004, LEE & CHANG, 2001, LUI, 2007; SUAREZ, 2010; WALKER, 2007; ZUFALL & KUZY, 2000; utilizaram a microscopia eletrônica de

varredura (MEV) para caracterizar e comparar características topográficas da superfície de diversos tipos de fios.

FIRAS et. al., 2008 afirmaram após estudo que as superfícies irregulares encontradas microscopicamente podem levar a uma acumulação de placa na superfície e a movimentação dentária pode ser afetada devido ao aprisionamento do fio nos braquetes dentro desses defeitos. Isso corrobora as conclusões do estudo feito por ELIADES et. al., 2000.

ELAYYAN et. al., 2008; HUANG, 2005; KAO, 2006 e KRISHNAN & KUMAR, 2004, concordam que a topografia da superfície de um fio ortodôntico e especialmente a rugosidade, interferem na eficiência do movimento dentário. Em consequência, o tempo total de tratamento pode se estender caso haja prejuízo no deslizamento do fio no braquete.

PEDRO, 2011 afirmou em seu estudo que nenhum fio dispõe de uma superfície totalmente polida e que cada marca comercial apresenta um aspecto característico na superfície. Complementou ainda que falhas na superfície ocasionam perdas significativas na qualidade dos fios, mais do que na própria rugosidade da superfície. Segundo o autor, o fio OPTIS® apresentou um aspecto translúcido com algumas irregularidades.

Neste estudo, os fios OPTIS® apresentaram a superfície com morfologia praticamente uniforme. Foram observadas imperfeições apenas nas extremidades dos arcos, porém este fato é considerado sem significância visto que estas extremidades são comumente descartadas no uso clínico.

4.2 Análise da estabilidade de cor

Apesar da estabilidade de cor no meio bucal ser o principal desafio dos acessórios estéticos, suas propriedades ópticas são as menos estudadas diretamente, mesmo constituindo a principal vantagem em relação aos acessórios metálicos.

Essa questão torna-se de grande interesse para o ortodontista, visto que os pacientes adultos exigem, cada vez mais, aparelhos ortodônticos menos aparentes e mais estáveis em relação à cor.

GHAFARI, 1992 e BISHARA, 2003 relatam que esses acessórios podem sofrer alterações em suas propriedades ópticas no ambiente bucal devido ao seu manchamento por substâncias corantes presentes em alimentos e bebidas.

SILVA, 2008 afirmou que a utilização de materiais estéticos tem indicação na Ortodontia, principalmente em pacientes resistentes ao tratamento devido à aparência indesejável dos acessórios metálicos. Complementou ainda, no que diz respeito aos braquetes estéticos, apesar da estética ser a grande vantagem desses acessórios em relação aos metálicos, ela não é completa. Visto que esses braquetes ainda enfrentam o desafio de manter a estabilidade de cor no meio bucal.

Segundo FALTERMEIER, 2007 a cor pode ser avaliada através de meios visuais ou instrumentais. A avaliação visual da cor consiste no resultado de respostas fisiológicas e psicológicas. Dessa forma, alterações na percepção da cor podem ocorrer como resultado de uma série de fatores incontrolláveis como fadiga, idade, estado emocional e metamerismo. Já a avaliação instrumental da cor possui a vantagem de eliminar algumas das variáveis incontrolláveis encontradas na avaliação visual.

FALTERMEIER, 2007 e ELIADES et. al., 2001 concordaram que a literatura sobre a estabilidade de cor de materiais ortodônticos é limitada.

YANNIKAKIS *et al*, 1998 relatou que na Odontologia, várias técnicas vem sendo descritas para estudar o manchamento de materiais dentários. Métodos de aceleração de envelhecimento, como a termociclagem, assim como a imersão em soluções como saliva artificial, café, chá, suco de uva e clorexidina foram utilizadas em simulações *in vitro*. Complementou dizendo que tanto o tipo de solução quanto o tempo de exposição influenciam o grau da alteração de cor dos materiais.

GUIGNONE, 2008 relatou que atualmente, a indústria ortodôntica vem se preocupando com a questão de aproximar a cor dos braquetes cerâmicos com os dentes do paciente, o que é frequentemente questionado por parte dos indivíduos adultos. Complementou, ainda, afirmando que a estabilidade de cor é um importante parâmetro para os braquetes estéticos modernos, e pode ser constatada através de equipamentos apropriados ou de forma visual. Quanto ao tempo de imersão, o autor determinou que o período de 14 dias por ser um tempo mínimo considerável para se avaliar o manchamento dos braquetes cerâmicos se tratando e um estudo *in vitro*. A imersão em saliva artificial objetivou em seu estudo avaliar se sua hidratação por esta solução seria capaz de alterar suas cores. O autor complementou ainda ressaltando que os resultados obtidos *in vitro* não devem ser aplicados à realidade clínica, visto que limitações metodológicas são inevitáveis na avaliação da alteração de cor, além disso, não é fácil reproduzir exatamente as condições presentes na cavidade bucal.

Não foram encontrados na literatura estudos que descrevessem ensaios para a avaliação da estabilidade de cor para fios ortodônticos estéticos. Assim, a metodologia

utilizada foi baseada em estudos precedentes de outros materiais de uso odontológico tais como braquetes e resinas restauradoras.

4.3 Exposição a fatores ambientais

4.3.1 Variação de temperatura – Termociclagem

VERONEZI, 2000 afirmou que existem inúmeros testes que visam testar as propriedades dos materiais dentários “*in vivo*” e “*in vitro*”. Entretanto algumas dificuldades nestes estudos surgem, principalmente quando a pesquisa é realizada “*in vitro*”, como a necessidade de reproduzir no laboratório as condições clínicas a que são submetidos esses materiais. Assim o autor descreve a termociclagem como o processo “*in vitro*” que reproduz as mudanças de temperaturas extremas compatíveis com as que ocorrem na cavidade oral.

AROLDI et. al., 1997, afirmou que a temperatura na cavidade oral altera-se pela ingestão de bebidas quentes e frias. Assim, os resultados clínicos podem modificar-se particularmente pela dieta ou hábitos do paciente. Em seu estudo utilizando fios de NiTi, concluiu que modificações no estado de tensão e consequentemente na força gerada durante o tratamento ortodôntico com fios de NiTi são esperados.

GALE & DARVEL, 1998 verificaram que a variação de regimes de ciclagem utilizados era grande, tornando a comparação difícil. Estudos que testavam os efeitos da ciclagem térmica eram muitas vezes contraditórios. No entanto, afirmaram que deve ser feito, o regime cíclico padrão definido: 35°C (28 s), 15°C (2 s), 35°C (28 s), 45°C (2 s). Em uma estimativa do número de ciclos descreveram que cerca de 10000 ciclos correspondem há um ano.

IMAI et. al., 1999 ao avaliarem a influência da imersão em água e a dependência de propriedades mecânicas de um fio estético FRP submetido à variação de temperatura. Observaram uma diferença na carga de flexão com mudanças de temperatura dentro do intervalo de 24 a 50°C, de no máximo 10gf, que é desprezível a partir de um ponto de vista clínico. Assim, o fio FRP foi considerado insensível à mudança de temperatura sendo vantajoso na prática clínica.

Conforme sugerido por BOTTINO, 2007 a ciclagem térmica deve ser realizada em água destilada nas temperaturas de 5°C e 50°C mantendo por 1min em cada, perfazendo 3000 ciclos, o que equivale a 3 meses de envelhecimento do material.

VERONEZI, 2000 e BOTTINO 2007, procuraram utilizar em seus estudos as temperaturas que foram descritas como as mais aceitáveis por pacientes “*in vivo*”, as de 5° e 55°C.

Nesta dissertação foram utilizadas na termociclagem as temperaturas mais frequentemente descritas na literatura como aceitáveis 5° e 55°C. O número de ciclos foi determinado para equivaler a 30 dias (1000 ciclos), tempo médio de uso de um fio ortodôntico. A partir dos resultados obtidos nos ensaios de flexão, pode-se afirmar que a variação de temperatura influenciou negatividade nos valores do módulo de ruptura e de tenacidade do material estudado. No entanto, quando foi avaliada a força de deflexão, não foi observada influência da variação de temperatura nos corpos de prova, o que corrobora o estudo de IMAI, 1999 realizado com fio compósito (FRP).

4.3.1.1 Variação de temperatura e sua influência nas propriedades dos compósitos

CUNHA, J.A.P. *et. al.*, 2006 afirmou em seu estudo sobre os efeitos hidrotérmicos na resistência à tração de compósitos poliméricos que estes materiais tem sua resistência à tração diminuída no sentido longitudinal e transversal, devido à degradação da matriz polimérica. Isto corrobora CUNHA, R. A.D., *et. al.*, 2010 que afirmou que os compostos poliméricos podem sofrer influência de temperatura e calor no seu comportamento mecânico bem como na sua fratura final.

Em um estudo mais abrangente de como a temperatura pode modificar as propriedades mecânicas, SINMAZÇELIK, 2008 realizou um trabalho submetendo o compósito de matriz termoplástica reforçado por fibra de vidro quando submetidos a ciclos térmicos nas propriedades de fadiga, as amostras foram imersas em água fervente (100°C) e depois à temperatura de 0°C, ocasionando então os ciclos térmicos. Os estudos do MEV feitos a fim de compreender a morfologia das amostras fraturadas após o carregamento de impacto permitiu dizer que, os ciclos térmicos causaram mudanças micro estruturais notáveis na matriz do polímero, resultando também em uma diminuição significativa na temperatura de transição vítrea.

Segundo os resultados obtidos nos estudos desta dissertação a temperatura mostrou influência significativa nas propriedades mecânicas do material compósito em teste, conforme descrito nos resultados do teste de flexão a 3 pontos e também pelas micrografias por MEV das amostras submetidas à variação de temperatura que mostrou alterações superficiais importantes.

4.3.2 Imersão em saliva artificial

Em seu estudo IMAI *et. al.*, 1999 objetivava avaliar os efeitos da imersão em água sobre as propriedades mecânicas do fio FRP. Os testes de flexão a 3 pontos foram realizados para obter o módulo de elasticidade à flexão, com uma deflexão de 1 mm, em condições de secos ou molhados. Os diâmetros dos corpos de prova foram medidas antes e 20 dias após a imersão. Os resultados mostraram que houve alterações no

módulo de elasticidade para as imersões até 10 dias e na carga de flexão até 20 dias após a imersão. Segundo o autor a absorção promoveu um inchamento nos corpos de prova, o que afetou o diâmetro do fio, embora este efeito não tenha sido significativo. Os resultados deste estudo sugeriram que as propriedades mecânicas do FRP são reduzidas por imersão em água.

JACAR & GOLDBERG, 1993 avaliaram o efeito da deterioração da matriz e da interface matriz/fibra, causada pela umidade, sobre as propriedades de flexão de um compósito reforçado por fibra. Concluíram que nenhuma redução significativa nas propriedades longitudinais, controladas pelo comportamento da fibra, resultou da exposição à água, o que vai contra as informações obtidas por IMAI, 1999.

Neste estudo os corpos de prova submetidos à imersão em saliva artificial, apesar de terem sofrido pequena variação de seu peso inicial, quando foram submetidos a ensaio de flexão não apresentaram nenhuma variação significativa quando comparados aos outros grupos amostrais analisados. Isso mostrou que o fio OPTIS® não sofre influência da exposição à umidade. Isso corrobora os estudos realizados por JACAR & GOLDBERG, 1993.

4.4 Ensaio de flexão

ELAYYAN *et al*, 2008; ELAYYAN *et al*, 2010 e IMAI, 1998 pesquisaram as características das forças de deflexão geradas pelos fios estéticos. No entanto, para o experimento, utilizaram um dispositivo com braquetes metálicos, diferentemente do fato clínico, onde o usual é utilizar os fios estéticos com braquetes estéticos.

SANTORO, 2011 em um recente estudo para avaliar as características das forças de deflexão dos diferentes tipos de fios estéticos, numa situação similar à prática clínica, desenvolveu um dispositivo com braquetes estéticos. Para isso, o autor testou fios estéticos dos diferentes tipos disponíveis no mercado inclusive o fio OPTIS®, em teste de curvatura de três pontos e comparados ao fio corriqueiramente utilizado, o fio níquel-titânio superelástico (Nitinol Super Elastic).

MIURA et. al., em 1986, seguiu a Norma Europeia para testes realizados em fios ortodônticos (Wires for use in orthodontics - ISO 15841: 2006) aprovada pelo Comité Européen de Normalisation (CEB). Apesar de a Norma indicar que os fios precisariam ficar soltos durante o ensaio, neste estudo, os fios foram presos aos braquetes do dispositivo metálico, a fim de simular a situação clínica ortodôntica.

A mesma metodologia foi utilizada por SANTORO *et al*, 2001, que citaram ainda que os fios não amarrados em teste de curvatura de três pontos poderiam proporcionar uma falsa característica de superelasticidade, sendo esta marcada pela presença da região de platô na curva de descarregamento.

KUSY & DILLEY, 1984 salientaram que algumas falhas na medição de forças poderiam incidir durante os ensaios para deflexões excessivas, em sequela do deslizamento e escorregamento dos fios sobre os pontos de apoio no teste de deflexão realizado com fios soltos.

Alguns autores investigaram as características mecânicas dos fios níquel-titânio superelásticos utilizando o teste de curvatura em três pontos, tais como: BARTZELA *et al*, 2007; BURSTONE *et al*, 1985, FUKUIZUMI *et al*, 1999; KUSY, 1997; LIM *et al*, 1994; MIURA *et al*; 1986; MOHLIN *et al*, 1991, NAKANO, 1999; SANTORO, 2001 e YONEYAMA *et al*, 1992. No entanto, apesar de utilizarem o mesmo teste, a

metodologia diferiu, quanto à distância interbraquetes, a quantidade de deflexão máxima e o número de corpos de prova empregados na em cada estudo.

Segundo CREEKMORE, 1976 a distância interbraquete se altera ao longo do tratamento ortodôntico em decorrência da própria movimentação dentária. Além disso, a distância interbraquete modifica-se em todo o arco pela própria diferença do tamanho dentário.

BARTZELA *et al.* 1970, ELAYYAN *et al.*, 2010; IMAI *et al* 1999; IMAI, 1998; QUINTÃO *et al.*, 2009; SANTORO *et al.*, 2001; YONEYAMA *et al.*, 1992 e SANTORO, 2011 empregaram a distância interbraquetes de 14mm, a mesma recomendada pela Norma Europeia. MOHLIN *et.al.* em 1991, entretanto utilizaram em seu ensaio mecânico a distância interbraquete de 17,5mm.

HINO, 1994 comprovou como a distância interbraquetes influencia na magnitude de força gerada. Recomendou desta maneira que seria de bom senso utilizar braquetes menores em pacientes que apresentam dentes pequenos, para impedir pequenas distâncias interbraquetes, pois a força, segundo seu estudo, aumentou cerca de 5 vezes quando a distância interbraquetes foi diminuída de 14 para 7mm. Em compensação, a força foi reduzida para aproximadamente pela metade com o aumento da distância de 14 para 21mm.

No que diz respeito à quantidade de deflexão máxima aplicada no teste de deflexão, existem algumas divergências na literatura. ELAYYAN *et al.*, 2008; FUKUIZYMI *et al.*, 1999; QUINTÃO *et al.*, 2009 e SANTORO *et al* 2001 utilizaram deflexões máximas de 2mm. Enquanto, outros estudos PARVIZI *et al.*, 2003; MOHLIN *et al.*, 1991 e ELAYYAN *et al.*, 2010 empregaram deflexões de 4mm. Apenas BARTZELA *et. al.*, 2007, utilizou a deflexão em 3mm. Segundo a Norma Europeia, os

fios deveriam ser defletidos até 3,1mm, a uma velocidade de 1mm/mim. SANTORO, 2011 utilizou a metodologia descrita pela Norma.

Para os ensaios descritos nesta dissertação optou-se por utilizar diferentes metodologias – segundo a norma ISO BSi 15941:2006 e a normatização modificada, conforme descrito no item 4.3.4, a fim de definir se estas são determinantes na avaliação das propriedades do material. Verificou-se uma diferença significativa quando as propriedades do material foram avaliadas por diferentes metodologias. Definindo-se assim que para determinar as propriedades intrínsecas do material, a norma ISO BSi 15841:2006 deve ser utilizada. Vale ressaltar que a norma foi criada para fios ortodônticos metálicos.

4.4.1 Avaliação da força de deflexão e constância da força

IBE & SEGNER, 1998; ANDREASEN, 1970; BURSTONE, 1994; BURSTONE, 1961; REITAN, 1957; REN *et al.*, 2003; ROCK & WILSON, 1988 e SCHWARZ, 1932 não tem um consenso no que diz respeito à magnitude de força considerada ideal ou ótima para gerar a movimentação dentária, embora inúmeras pesquisas tenham sido realizadas.

Para SCHWARZ, 1932 a força ideal ao longo o tratamento ortodôntico não deveria extrapolar a pressão capilar sanguínea (20 a 26g/cm²). REITAN, 1957, ressaltou, no entanto que a intensidade de força a ser aplicada varia de acordo com o dente envolvido e o tipo do movimento efetuado. Isto corrobora PROFFIT, 2001 que relatou que as forças preconizadas para gerar os movimentos de inclinação, verticalização radicular, rotação, extrusão e intrusão, durante a fase de alinhamento e nivelamento, necessitariam variar entre 10 a 100gf, dependendo do tipo de movimento dental.

QUINN & YOSHIKAWA, 1985; QUINTÃO *et al*, 2009; REN *et al*, 2003. e SCHWARZ, 1932 consideraram que a força ideal, não deveria ultrapassar 300gf. Estes, realizando uma revisão sistemática para averiguar a magnitude da força ótima para originar a movimentação dental, preconizam que as forças para movimentação de pré-molares deveriam variar entre 50 a 200gf e para molares de 100 a 500gf.

Pela variedade de valores de força deparada, verifica-se que não foi definido até o momento um valor do nível de força considerado ideal, pois este depende de algumas variáveis como: o dente envolvido e tipo de movimento realizado. SANTORO, 2011 considerou para fins comparativos que a força deveria estar próxima à produzida pelo fio metálico NiTi superelástico, em torno de 200gf, uma vez que este fio é indicado e utilizado corriqueiramente na prática ortodôntica. No entanto o autor retrata um problema, de que os resultados não puderam ser confrontados com outros estudos, em 3mm de deflexão, já que apesar da recomendação da Norma Europeia (Wires for use in orthodontics - ISO 15841: 2006) indicar que o teste de curvatura de três pontos seja realizado em 3,1mm de deflexão, os demais trabalhos utilizaram a deflexão de 2mm e 4mm.

SANTORO, 2011 enfatizou em seu estudo que o fio OPTIS® sofreu fratura após 1mm de deflexão, não havendo o rompimento completo dos fragmentos.

De modo diferente, IMAI *et. al.*, 1998 e 1999, não descreveram 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 obtiveram forças variando de 1,4N e 2,3N, dependendo da porcentagem de fibras presente no fio.

Nesta dissertação, o estudo da força de deflexão foi realizado para a deflexão máxima de 1,6mm, pois em ensaios preliminares verificou-se que uma deflexão

superior a esta causava falha no material em teste. Foi medida a força de deflexão nas regiões de 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm. Desta forma obtiveram-se níveis de força de 53,4gf a 23,2gf para as amostras testadas segundo norma ISO BSi 15841:2006 e de 89,6gf a 15gf para amostras testadas segundo a normatização modificada. É importante destacar que a norma ISO BSi 15941:2006 estipula uma deflexão de até 3,1mm, e que esta norma é indicada para fios ortodônticos metálicos. Conforme descrito, para medir a força em deflexão do fio OPTIS®, os mesmos só foram defletidos até 1,6mm, pela limitação do material.

No entanto para a determinação das propriedades do material, a norma ISO BSi 15841:2006, foi fielmente seguida. Os ensaios realizados com a normatização modificada foram importantes para a determinação da melhor metodologia a ser seguida.

A curva de descarregamento informa de que maneira a força age no deslocamento dentário. Assim, esta parte da curva tem grande significado clínico. Para SACHDEVA, 1989 é ideal que a força no descarregamento se mantenha relativamente invariável sobre uma considerável faixa de intervalo de descarregamento do fio, pois esta força constante seria responsável por manter a tensão uniforme ao longo do ligamento periodontal e portanto originaria uma resposta biológica ótima.

YONEYAMA *et al*, 1992 relataram ao avaliar fios de NiTi superelásticos que a força na região platô variou de 0,58N a 1,47N.

NAKANO *et. al.*, 1999, utilizando fios de níquel-titânio 0.016”, obtiveram uma variação de constância de força entre 0,16N a 1,50N.

Entretanto, ELAYYAN *et. al.*, 2008, ao utilizar fios 0.016" revestidos, obtiveram uma constância de força menor, variando de 0,14N a 0,63N, em seu estudo onde os fios foram defletidos até 4mm com a região de platô de força entre 2 e 1mm.

Neste estudo, ao avaliar a constância de força das amostras do grupo controle (fio OPTIS®), observou-se que a região de platô na curva de descarregamento variou de 1 a 1,4mm com uma força média de 44gf para as amostras ensaiadas conforme a norma ISO BSi 15841:2006 e 0,6 a 1,2mm com força média de 33gf para as amostras ensaiadas com a norma modificada. Devido a ausência de estudos precedentes com o fio OPTIS® que descreva a região de constância de força e a força média de deflexão, não foi possível realizar nenhuma comparação com a literatura existente. Como os fios de NiTi são rotineiramente utilizados na ortodontia e os fios OPTIS® se propõem a ser uma alternativa estéticas a esses fios, decidiu-se comparar os fios de NiTi também avaliados com a mesma metodologia. Assim, observa-se um platô variando de 0,2 a 0,7mm e uma força média de 77gf, o que corrobora os estudos anteriores para os fios de NiTi.

5 Conclusões e trabalhos futuros

5.1 Conclusões finais

- Observou-se que os fios estéticos OPTIS®, tem uma boa condição estética assim como um bom acabamento superficial.

- O fio OPTIS® é composto de fibras longas e contínuas dispostas uniformemente em uma matriz polimérica. Estas fibras possuem diâmetro médio de 7,5µm.

- Quando exposto a agentes alimentares comuns (café e chá preto) sofre uma variação de tonalidade muito discreta.

- Pode-se afirmar que o fio OPTIS® não sofre influência da exposição à umidade.

- A norma preconizada (ISO BSi 15841:2006), não deve ser modificada para a determinação das propriedades intrínsecas do material.

- A variação cíclica de temperatura influencia nas propriedades do fio OPTIS®.

- O fio OPTIS® só deve ser defletido até 1,6mm, devido a sua natureza frágil.

- Na avaliação da força de deflexão o fio OPTIS® obteve níveis de força que correspondem a forças consideradas ideais, segundo a literatura, para a movimentação dentária.

- O material pode ser indicado como escolha de fio ortodôntico estético, para os casos onde seja necessário um pequeno alinhamento e nivelamento. Apresenta forças adequadas e constantes.

5.2 Sugestões de trabalhos futuros

Este trabalho se propôs a avaliar e caracterizar o fio ortodôntico OPTIS®, que começou a ser utilizado na prática ortodôntica. Observou-se que os fios estéticos OPTIS®, possuem condição estética satisfatória, no entanto com propriedades mecânicas que apesar de adequadas ainda precisam ser aprimoradas.

Recomenda-se que mais estudos sejam realizados, antes de empregá-lo corriqueiramente no dia a dia da clínica. Assim sugere-se:

- Tornar o material resistente a maiores deflexões.
- Por razões de segurança, seria indicado que o fio fosse radiopaco, pois em caso de ingestão de fragmentos pelo paciente este possa ser localizado no trato digestivo.
- Realizar estudos com fios de diferentes calibres.
- Investigar a possibilidade de fabricar um material não susceptível à variação de temperatura.
- Desenvolver acessórios que possam ser “colados” a este tipo de arco.
- Desenvolver uma técnica de fabricação nacional de um produto similar, de forma a ser economicamente competitivo com o material hoje importado
- Elaborar uma norma equivalente a norma ISO BSi 15841:2006 para fios confeccionados a partir de compósitos.

Referências Bibliográficas

- ALMEIDA, F. C.; MARIUZZO Jr, O.; FERREIRA, I. “Conceitos da área de engenharia e ciência dos materiais em ortodontia”. *J Bras Ortodontia Ortop Maxilar*, Curitiba, v. 1, n. 3, p 29-41, 1996.
- ANDREASEN, J. O. “Fractures of the alveolar process of the jaw. A clinical and radiographic follow-up study”. *Scand J Dent Res*, v. 78, n. 3, p. 263-72, 1970.
- ANUSAVICE, K.J., Phillips, *Materiais Dentários*. 10ªed., Rio de Janeiro, Elsevier, 1998.
- AROLDI, G. *et al.* “Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake”. *Am J Orthod and Dentofacial Ortop*, v.112, n.1, p.58-63, 1997.
- ASKELAND, D.R. PHULÉ, P.P. *Ciência e Engenharia dos Materiais*. 1ªed., São Paulo, Cengage Learnig, 2008.
- BANDEIRA, A.M.B. Avaliação da força de atrito de fios ortodônticos recobertos com resina epoxídica. *Dissertação de Mestrado – COPPE, UFRJ-RJ*, 2004
- BARTZELA, T. N.; SENN, C.; WICHELHAUS, A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*, v. 77, n. 6, p. 991-8, Nov 2007.
- BISHARA SE. Ceramic Brackets: A Clinical Perspective. *World J Orthod*. 2003; 4(1): 61-66.
- BOTTINO, M. A. *et al.* Influência da ciclagem térmica na resistência a flexão de renas laboratoriais. *Rev. Odonto Ciênc*, v.22, n.58, p.364-70, 2007
- BURSTONE, C. J. *Application of bioengineering to clinical orthodontics*. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. *Orthodontics: current principles and techniques*. 2nd ed. Saint Louis: Mosby, 1994, p. 235-267.
- BURSTONE, C. J. B., J. J; LAWLESS, D.T. . The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod*, v. 31, n. 1, p. 1-14, 1961.
- BURSTONE, C. J. Variable – modulus orthodontics. *Am J Orthod*, St. Louisv. 80, n. 1, p. 1-16, July 1981.
- BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, v. 87, n. 6, p. 445-52, Jun 1985.
- CALLISTER Jr, W.D., 2002, *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução*. 5ª edição, John Wiley & Sons, Inc.
- CHAWLA, K. K., *Composite Materials Science and Engineering*. 1ªed, New York, Springer – Verlag, 1997
- CREEKMORE, T. D. The importance of interbracket width in orthodontic tooth movement. *J Clin Orthod*, v. 10, n. 7, p. 530-4, Jul 1976.

CUNHA, J. A.P.; REZENDE, M.C.; COSTA, M. L.. Influência de diferentes condições higrotérmicas na resistência à tração de compósitos de fibra de carbono/epóxi modificada. *Polímeros: ciência e tecnologia*, v.16, n.3, p. 193-201, 2006.

CUNHA, R. A. D., et. al. Agentes externos influenciam o comportamento mecânico dos compósitos poliméricos –Estudo de caso. *Halos*, v.5, n.5, p.16-22, 2010.

ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod*, v. 30, n. 6, p. 661-7, Dec 2008.

ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 137, n. 2, p. 213-7, Feb 2010.

ELIADES T, KAKABOURA A.; ELIADES G, BRADLEY TG. Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod*. 2001; 23: 85-90.

ELIADES, T. *et al*, Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J of Orthod*. V22, n.1, p.317-26, 2001

ELIADES, T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 131, n. 2, p. 253-62, Feb 2007.

EVANS, T. J.; JONES, M. M. e NEWCOMBE, R. G. Clinical comparison and performance of tree aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. v.114, n.1, p.32-9, 1998

FALTERMEIER A, BEHR M, MÜBIG D. *In vitro* colour stability of aesthetic brackets. *Eur J Orthod*. 2007; 29: 354-358.

FIRAS, E.; SILIKAS N.; BEARN, D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *European Journal of Orthodontics* v.30, p.661-7, 2008.

FUJIIHARA, K., TEO, K., GOPAL, R., *et al*. “Fibrous composite materials in dentistry and orthopedics: review and applications”. *Composites science and technology*, v.64, pp.775-788, 2004.

FUKUIZUMI, M.; KAKIGAWA, H.; KOZONO, Y. Utility of Ni-Ti shape memory orthodontic wire. *Dent Mater J*, v. 18, n. 4, p. 413-24, Dec 1999.

GALE , M. S.; DARVEL, B.W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J.Dent.*, v.27, n.2, p. 89-99, 1998

GARCIA, A; SPIM, J.A; SANTOS, C.A. *Ensaio dos materiais*.1^a ed, Rio de Janeiro, LTC, 2000.

GHAFAARI, 1992 Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod.* V.62, n.2, p.145-52, 1992.

GOLDSTEIN, M. C.; BURNS, M. H.; YURFEST, P. Esthetic orthodontic appliances for the adult. *Dent Clin North Am*, v. 33, n. 2, p. 183-93, Apr 1989.

GUIGNONE, B. C. Avaliação *in vitro* da estabilidade de cor de braquetes cerâmicos imersos em soluções potencialmente corantes. *Dissertação de Mestrado – PUC-MG*, 2008.

HERSHEY, H. G. The orthodontic appliance: esthetic considerations. *J Am Dent Assoc*, v. 117, n. 4, p. 29E-34E, Sep 1988.

HIDALGO, L.A.R. “Fios Ortodônticos”. *Monografia de Pós Graduação - Especialização*. Centro Universitário do Norte Paulista, 2007.

HINO, C. T. Estudo Comparativo das Características Força X Deflexão, entre Fios Ortodônticos da liga Níquel-Titânio e Fios Trançados e Torcidos de Aço inoxidável: Análise da Superfície dos Fios e Avaliação da Ocorrência de Corrosão em Fios da Liga Níquel-Titânio, através do Microscópio Eletrônico de Varredura. *Dissertação de Mestrado -Umesp-SP*, 1995

HUANG, H. H Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *Dent. Mater* v.23, n.1, p.:24-33,2007

HUANG, H. H. Variation in corrosion resistance of nickel-titanium wires from different manufactures. *Angle Orthod.* v.75, n.4. p.661-5, 2005.

HUSMANN, P.; BOURAUDEL, C.; WESSINGER, M.; JAGER, A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop*, v. 63, n. 3, p. 199-211, May 2002.

IBE, D. M.; SEGNER, D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. *J Orofac Orthop*, v. 59, n. 1, p. 29-38, 1998.

IMAI, T.; WATARI, F.; YAMAGATA, S.; KOBAYASHI, M.; NAGAYAMA, K.; TOYOIZUMI, Y.; NAKAMURA, S. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. *Biomaterials*, v. 19, n. 23, p. 2195-200, Dec 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 116, n. 5, p. 533-8, Nov 1999.

JANCAR, J. D., A. T.; GOLDBERG, A. J. Thermoplastic fiber-reinforced composite for dentistry. Part II. Effect of moisture on flexural properties of unidirectional composite. *J Mater Sci Mater Med*, v. 4, n. 6, p. 562-568, 1993.

JUVVADI, S. R. *et al.* Physical, mechanical and flexural properties of 3 orthodontic wires. *Dent Mater J.* v 138, n.5, p.623-30, 2010.

KAO, C. T., *et al.* Comparison of frictional resistance after immersion of metal brackets and orthodontic wires in a fluoride-containing prophylactic agent. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* V.130, n.5, p.568 e 1-9, 2006

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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 98, n. 2, p. 117-26, Aug 1990.

KRISHNAN, V.; KUMAR, K. J. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod*, v. 74, n. 6, p. 825-31, Dec 2004.

KUSY RP, KENNEDY KC, inventors; “Novel pultruded fiber-reinforced plastic and related apparatus and method”. University of North Carolina at Chapel Hill, assignee. *US patent 5 869 178*. February 9, 1999.

KUSY, R. P., “Orthodontic Biomaterials: From the Past to the Present”. *Angle Orthodontist*, Vol 72, No 6, pp. 501-512, 2002.

KUSY, R. P.; DILLEY, G. J. Elastic modulus of a triple-stranded stainless steel arch wire via three- and four-point bending. *J Dent Res*, v. 63, n. 10, p. 1232-40, Oct 1984.

LEE , S.H. e CHANG, Y.I. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* V.120, n.6, p.539-43, 2007.

LIM, K. F.; LEW, K. K.; TOH, S. L. Bending stiffness of two aesthetic orthodontic archwires: an *in vitro* comparative study. *Clin Mater*, v. 16, n. 2, p. 63-71, 1994.

LUI, I. H, et al.. Effect of load deflection on corrosion behavior of NiTi wire. *J Dent Res.* v.86, n.6, p.539-43, 2007

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 90, n. 1, p. 1-10, Jul 1986.

MOHLIN, B.; MULLER, H.; ODMAN, J.; THILANDER, B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod*, v. 13, n. 5, p. 386-91, Oct 1991.

NAKANO, H.; SATOH, K.; NORRIS, R.; JIN, T.; KAMEGAI, T.; ISHIKAWA, F.; KATSURA, H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 115, n. 4, p. 390-5, Apr 1999.

NEUMANN, P.; BOURAUDEL, C.; JAGER, A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med*, v.13, n. 2, p. 141-7, Feb 2002.

- NORMALISATION, C. E. D. *Wires for use in orthodontics - ISO BSi 15841, 2006.*
- PARVIZI, F.; ROCK, W. P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod*, v. 25, n. 4, p. 417-21, Aug 2003.
- PEDRO, A. C. Análise microscópica e da rugosidade de superfície de fios ortodônticos estéticos, antes e após deflexão. *Dissertação de Mestrado*. Umesp-SP, 2008.
- PHILIPS, R.W. *Materiais dentários de Skinner*. 6ed, Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1986
- PROFFIT, W. R. *Ortodontia Contemporânea*. 2002.
- PROFFITT, D. R.; CREEM, S. H.; ZOSH, W. D. Seeing mountains in mole hills: geographical-slant perception. *Psychol Sci*, v. 12, n. 5, p. 418-23, Sep 2001.
- QUINN, R. S.; YOSHIKAWA, D. K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. *Am J Orthod*, v. 88, n. 3, p. 252-60, Sep 1985.
- QUINTÃO CC, C.-N. J., MENEZES LM, ELIAS CN. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod*, v. 10, n. 1, p. 29-32, 2009.
- REITAN, K. N., O. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*, v. 43, n. 1, p. 32-45, 1957.
- REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*, v. 73, n. 1, p. 86-92, Feb 2003.
- ROCK, W. P.; WILSON, H. J. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *Br J Orthod*, v. 15, n. 4, p. 255-9, Nov 1988.
- RUSSELL, J. S. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod*, v. 32, n. 2, p. 146-153, Jun 2005.
- SACHDEVA R, MIYAZAKI S. Applications of shape memory nickel-titanium alloys to orthodontics. In: *Material Research Society International Meeting on Advanced Materials*. Tokyo,1989. Pittsburgh, MRS,1989;9:605-610.
- SANTORO, M. Z. Comparação das forças de deflexão liberadas entre os fios ortodônticos estéticos e sua relação com o revestimento. *Dissertação de Mestrado*, Umesp-SP, 2011
- SANTORO, M.; NICOLAY, O. F.; CANGIALOSI, T. J. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 119, n. 6, p. 594-603, Jun 2001.
- SCHWARZ, M. D. Tissues changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int. J. Orthod. Oral Surg & Radiography*, v. 18, p. 331-352, 1932.
- SILVA, L. K. Avaliação do grau de manchamento em braquetes de policarbonato: estudo *in vitro*. *Dissertação de Mestrado*. PUC-MG, 2008.

SINMAZEÇELİK T.; ÇOBAR O.; BORA Ö. M.; GÜNAY V.; CÜRGÜİL İ. - The Effects of Thermal Cycles on the Impact Fatigue Properties of Thermoplastic Matrix Composites. *Applied Composite Materials*, v.15, n.2, p. 00-113, Jul 2008.

SUAREZ, C., *et al.* In vitro evaluation of surface topographic changes and nickel release of lingual orthodontic archwires. *J Mater Sci Mater Med.* v.21, n.2, p675-83, 2010.

VALIATHAN, A.; DHAR, S. "Fiber Reinforced Composite Arch-Wires in Orthodontics: Function Meets Esthetics". *Trends Biomater. Artif. Organs*, v. 20, pp 16-19, 2005.

VERONEZI, M. C. Influência da ciclagem térmica e do método de avaliação na determinação da microinfiltração em restaurações de resina composta – *Tese de Dissertação de Doutorado*. USP- SP, 2000.

WALKER, M. P., *et al.* Mechanical properties and surface characterization of beta titanium and stainless steel orthodontic wire following topical fluoride treatment. *Angle Orthod.* V.123, n.6, p.653-6, 2003

WALTERS, R.D. Facial changes in the macaca mulatta monkey by orthopedic opening of the midpalatal suture. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, St. Louis, v. 45, n. 3, p. 169-79, 1975.

WATERS, N. E. Superelastic nickel-titanium wires. *Br J Orthod*, v. 19, n. 4, p. 319-322, Nov 1992.

YANNIKAKIS SA, ZISSIS, AJ, POLYZOIS, GL, CARONI, C. Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1998 Nov; 80(5): 533-539.

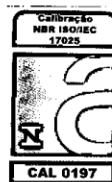
YONEYAMA, T.; DOI, H.; HAMANAKA, H.; OKAMOTO, Y.; MOGI, M.; MIURA, F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J*, v. 11, n. 1, p. 1-10, Jun 1992.

ZUFALL, S. W.; KUSY, R. P. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod*, v. 70, n. 1, p. 34-47, Feb 2000.

Anexo A

Emic-Dcane

Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número 197



Certificado de Calibração

número: **675/11**

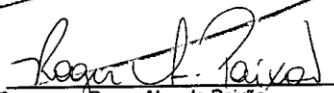
emissão: 25/08/11

cliente: Dental Morelli Ltda
Alameda Jundiá, 230/250 - Jardim Saira - Sorocaba - SP - CEP: 18085-090

item calibrado: Máquina Universal de Ensaio
identificação: modelo DL500; NO 8619; NS 524; Marca Emic; Ident.MT-003; Patr.20687
escalas calibradas: 100N; 500N - Tração
procedimento: PQ04 - procedimento baseado na norma NBR NM-ISO 7500

local da calibração: Instalações do Cliente - Laboratório
data da calibração: 16/08/11
temperatura (°C): 23,2 a 23,4
ordem de serviço nº: 3135/11

técnico: Mário E. Kuriqi


(Roger Alan da Paixão)
Técnico

- Este certificado é válido exclusivamente para o equipamento calibrado nas condições desta ocasião, não sendo estendido a quaisquer outros lotes, mesmo que similares.
- Este certificado só deve ser reproduzido completo. Reprodução de partes requer aprovação escrita do laboratório.
- Este certificado atende aos requisitos de acreditação pela Cgcre que avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida.
- A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t com ν graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95,45%. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.
- A Cgcre é signatária do Acordo de Reconhecimento Mútuo da ILAC - International Laboratory Accreditation Cooperation.
- A Cgcre é signatária do Acordo Bilateral de Reconhecimento Mútuo com a EA - European Co-operation for Accreditation.

RQ 05.1 revisão 12

EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda
Rua Quirino Zagonel, Nº: 257 - Bairro: Braga
CEP: 83020-250 - São José dos Pinhais - PR
Fone: 0XX41-3035-9400 - Fax: 0XX41-3035-9403
E-mail: emic@emic.com.br - WEB-SITE: www.emic.com.br

página 1 de 3



Emic-Dcame

Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número 197

Certificado de Calibração

número: **675/11**

emissão: 25/08/11

escala calibrada: 100			unidade: N		sentido: tração						
identificação do transdutor: 967049			classificação conforme NBR NM-ISO 7500: Classe 0,5								
% do fim de escala	VVC	resolução da escala	média das indicações na máquina	erro relativo de exatidão	erro relativo de repetitividade	erro relativo de reversibilidade	resolução relativa	incerteza U		graus de liberdade efetivo	fator de abrangência
N	N	N	N	%	%	%	%	N	%	v_{eff}	k
20	20,00	0,01	20,033	0,167	0,050	não solicitado	0,050	0,015	0,075	30	2,09
40	40,00	0,01	40,027	0,067	0,025	não solicitado	0,025	0,015	0,037	33	2,08
60	60,00	0,01	60,007	0,011	0,017	não solicitado	0,017	0,035	0,058	5	2,65
80	80,00	0,01	79,980	-0,025	0,025	não solicitado	0,013	0,020	0,025	10	2,28
100	100,00	0,01	99,943	-0,057	0,010	não solicitado	0,010	0,030	0,030	8	2,37
erro relativo de zero [%]:			série 1 $f_0 = 0,010$	série 2 $f_0 = 0,010$			série 3 $f_0 = 0,000$				
padrões utilizados na calibração											
padrão	capacidade	identificação	certificado	classe NBR6874		calibração		validade			
célula de carga	200N	1062518-1	103198-101	classe 0,5		23/06/10		22/08/12			

escala calibrada: 100			unidade: N		sentido: tração		classificação conforme NBR NM-ISO 7500: Classe 0,5					
identificação do transdutor: 1129379												
% do fim de escala	VVC	resolução da escala	média das indicações na máquina	erro relativo de exatidão	erro relativo de repetitividade	erro relativo de reversibilidade	resolução relativa	incerteza U		graus de liberdade efetivo	fator de abrangência	
N	N	N	N	%	%	%	%	N	%	v_{eff}	k	
20	20,00	0,01	20,013	0,067	0,050	não solicitado	0,050	0,015	0,075	30	2,09	
40	40,00	0,01	40,017	0,042	0,050	não solicitado	0,025	0,022	0,056	7	2,43	
60	60,00	0,01	59,997	-0,006	0,033	não solicitado	0,017	0,036	0,061	6	2,52	
80	80,00	0,01	80,000	0,000	0,000	não solicitado	0,013	0,013	0,016	181	2,01	
100	100,00	0,01	99,960	-0,040	0,020	não solicitado	0,010	0,031	0,031	9	2,32	
erro relativo de zero [%]:			série 1 $f_0 = 0,010$	série 2 $f_0 = -0,010$			série 3 $f_0 = 0,000$					
padrões utilizados na calibração												
padrão	capacidade	identificação	certificado	classe NBR6874		calibração		validade				
célula de carga	200N	1062518-1	103198-101	classe 0,5		23/06/10		22/08/12				

EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda
Rua Quirino Zagonel, Nº: 257 - Bairro: Braga
CEP: 83020-250 - São José dos Pinhais - PR
Fone: 0XX41-3035-9400 - Fax: 0XX41-3035-9403
E-mail: emic@emic.com.br - WEB-SITE: www.emic.com.br

página 2 de 3



Emic-Dcame

Laboratório de calibração acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número 197

Certificado de Calibração

número: **675/11**

emissão: 25/08/11

escala calibrada: 500			unidade: N		sentido: tração		aceleração da gravidade média gm = 9,78762 m/s²				
identificação do transdutor: 960528			classificação conforme NBR NM-ISO 7500: Classe 1								
% do fim de escala	VVC	resolução da escala	média das indicações na máquina	erro relativo de exatidão	erro relativo de repetitividade	erro relativo de reversibilidade	resolução relativa	incerteza U		graus de liberdade efetivo	fator de abrangência
N	N	N	N	%	%	%	%	N	%	veff	k
20	100,0	0,1	100,000	0,005	0,000	não solicitado	0,100	0,058	0,058	> 501	2,00
40	200,0	0,1	200,07	0,033	0,050	não solicitado	0,050	0,19	0,095	63	2,04
60	300,0	0,1	300,03	0,011	0,033	não solicitado	0,033	0,20	0,066	71	2,04
80	400,0	0,1	400,03	0,008	0,025	não solicitado	0,025	0,20	0,049	71	2,04
100	500,0	0,1	500,07	0,013	0,040	não solicitado	0,020	0,29	0,057	15	2,18
erro relativo de zero [%]:			série 1 f₀ = 0,000		série 2 f₀ = -0,020			série 3 f₀ = 0,000			
padrões utilizados na calibração											
padrão	capacidade	identificação		certificado		classe NBR6874		calibração		validade	
peso padrão	1 a 50g	RF 30 a 37		07005068		não aplicável		17/01/08		17/01/12	
peso padrão	0,1 a 10kg	RF 71 a 79		10007912		não aplicável		31/08/10		30/08/14	
célula de carga	2kN	1007345-1		109894-101		classe 1		27/05/11		26/07/13	

EMIC

EMIC - Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda
Rua Quirino Zagonel, Nº: 257 - Bairro: Braga
CEP: 83020-250 - São José dos Pinhais - PR
Fone: 0XX41-3035-9400 - Fax: 0XX41-3035-9403
E-mail: emic@emic.com.br - WEB-SITE: www.emic.com.br

página 3 de 3

Anexo B

Listagem do programa escrito em MATLAB® utilizado para a determinação das propriedades mecânicas do fio OPTIS® a partir dos dados obtidos nos testes de flexão à 3 pontos:

```
clear;
%Pega conteudo do diretorio
m = dir;
dim = size(m);
dim = dim(1);
narq = 1;
x1=0;y1=0;x2=0;y2=0;P=0;

%Abir arquivo de saida
fid = fopen('Resultados.dat','w');
fprintf(fid,'Resultados obtidos\n');
fprintf(fid,'\n');
fprintf(fid,'(NOME----)      (COEF-)      (MAX---)\n');
while (1) %Para cada arquivo
    if ~m(narq).isdir
        t = max(size(m(narq).name));
        j = 1;
        if strcmp('.txt',m(narq).name(t-3:t)) %verifica se eh txt
            clear dados x1 y1 x2 y2 P
            fid2 = fopen(m(narq).name,'r');
            while (~feof(fid2))                %muda ',' por '.'
                linha = fgetl(fid2);
                linha = strrep(linha,',','.');
                if j > 2
                    d = sscanf(linha,'%f');
                    dados(j-1,1) = d(1);
                    dados(j-1,2) = d(2);
                    dados(j-1,3) = d(3);
                end
                j = j+1;
            end
            fclose(fid2);

            %dados = dlmread(m(narq).name,' ',' ');
            plot(dados(:,2),dados(:,3),'blue');
            grid on;
            title(strcat(m(narq).name,': Clique num ponto da parte
liner')));
            [x,y] = ginput(1);
            i = 1;
            while (dados(i,2) < x),
                y1(i) = dados(i,3);
                x1(i) = dados(i,2);
                i = i+1;
            end
            %figure;
            hold on;
```

```

        plot(x1,y1,'green');
        [P] = polyfit(x1,y1,1);
        title(strcat(m(narq).name,': Clique até onde a reta deve
ir')));
        [x,y] = ginput(1);
        xmax = x;%max(dados(:,2));
        x2 = 0:0.1:xmax;
        y2 = polyval(P,x2);
        hold on;
        plot(x2,y2,'red');
        title(strcat(m(narq).name,': Clique no maximo'));
        [x,y] = ginput(1);
        x3 = [x x];
        y3 = [0 y];
        plot(x3,y3,'black','LineWidth',2);
        ButtonName = questdlg('O que você quer fazer?', ...
                                'Determinação de parâmetros do ensaio',
...
                                'Proxima', 'Novamente', 'Sair',
'Proxima');
        switch ButtonName,
            case 'Proxima',
                fprintf(fid, '%s    %1.5f\n',m(narq).name,P(1),x);
                narq=narq+1;
            case 'Novamente',
                %NADA
            case 'Sair',
                break;
        end % switch

        close all;
    else
        narq=narq+1;
    end;
else
    narq=narq+1;
end;
if narq > dim
    break;
end
end
fclose(fid);
close;

```

Listagem do programa escrito em MATLAB® utilizado para a determinação da região de platô dos fios ortodônticos, a partir dos dados obtidos na curva de deflexão dos ensaios de flexão de 3 pontos:

```
clear;
close;
%Pega conteudo do diretorio
m = dir;
dim = size(m);
dim = dim(1);
narq = 1;
x1=0;y1=0;x2=0;y2=0;P=0;

%Abir arquivo de saida
fid = fopen('Platos.dat','w');
fprintf(fid,'Regiao de Plato e forcas\n');
fprintf(fid,'\n');
fprintf(fid,'(NOME----) (PDE---) (PATE--) (FORCA-)\n');
while (1) %Para cada arquivo
    if ~m(narq).isdir
        t = max(size(m(narq).name));
        j = 1;
        if strcmp('.txt',m(narq).name(t-3:t)) %verifica se eh txt
            clear dados x1 y1 x2 y2 P
            fid2 = fopen(m(narq).name,'r');
            while (~feof(fid2)) %muda ',' por '.'
                linha = fgetl(fid2);
                linha = strrep(linha,',','.');
                if j > 2
                    d = sscanf(linha,'%f');
                    dados(j-1,1) = d(1);
                    dados(j-1,2) = d(2);
                    dados(j-1,3) = d(3);
                end
                j = j+1;
            end
            fclose(fid2);

            %dados = dlmread(m(narq).name,' ',' ');
            plot(dados(:,2),dados(:,3),'blue');
            hold on;
            AXIS([0 2 0 4])
            grid on;
            title(strcat(m(narq).name,': Clique no ponto de do
plato')));
            [xde,yde] = ginput(1);
            plot(xde,yde,'red+');
            title(strcat(m(narq).name,': Clique no ponto ate do
plato')));
            [xate,yate] = ginput(1);
            y = (yde+yate)/2;
            plot(xate,yate,'red+');
            plot([xde xate],[y y],'red');
```

```

        ButtonName = questdlg('Tem plato?', ...
                               'Determinação de pratos e forças', ...
                               'Sim', 'Nao', 'Novamente', 'Sim');
        switch ButtonName,
            case 'Sim',
                fprintf(fid, '%s    %1.5f    %1.5f\n', m(narq).name, xde, xate, y);
                narq=narq+1;
            case 'Nao',
                narq=narq+1;
            case 'Novamente'
                %NADA
            case 'Sair',
                break;
        end % switch

        close all;
    else
        narq=narq+1;
    end;
else
    narq=narq+1;
end;
if narq > dim
    break;
end
end
fclose(fid);
close;

```

Anexo C

Tabela C-1: Resultados do ensaio de flexão para o fio do grupo controle segundo a norma modificada.

Corpo	Coef. Reta	P _{máx}	F _{máx}	Módulo Ruptura (MPa)	Módulo Elasticidade (MPa)	Módulo Resiliência (MPa.mm)	Tenacidade (N/mm)
1	1,513	1,28728	0,87500	726,54604	2,89677E-06	8,04659E-07	0,75440
2	1,605	1,47807	0,95161	834,22869	3,07359E-06	8,53776E-07	0,94205
3	2,100	1,86915	0,93145	1054,95583	4,02185E-06	1,11718E-06	1,16606
4	1,478	1,90351	1,26498	1074,34875	2,82952E-06	7,85979E-07	1,61272
5	1,897	1,58333	0,83180	893,63786	3,6321E-06	1,00892E-06	0,88208
Média:				916,74344	3,29077E-06	9,14103E-07	1,07146
DV:				147,86793	5,1627E-07	1,43408E-07	0,33728607

Tabela C-2: Resultados do ensaio de flexão para o fio do grupo de controle segundo a norma ISO BSi 15841:2006.

Corpo	Coef. Reta	P _{máx}	F _{máx}	Módulo Ruptura (MPa)	Módulo Elasticidade (MPa)	Módulo Resiliência (MPa.mm)	Tenacidade (N/mm)
1	0,423	0,67924	1,59677	383,36581	8,10698E-07	2,25194E-07	0,72641
2	0,524	0,73538	1,33871	415,05145	1,00431E-06	2,78975E-07	0,65935
3	0,469	0,65292	1,38998	368,51069	8,97518E-07	2,49311E-07	0,60784
4	0,547	0,72018	1,26555	406,47251	1,04701E-06	2,90837E-07	0,61043
5	0,407	0,64532	1,51382	364,22122	7,78815E-07	2,16338E-07	0,65429
Média:				387,52433	9,0767E-07	2,52131E-07	0,65167
DV:				22,57555323	1,17117E-07	3,25325E-08	0,048151431

Tabela C-3: Resultados do ensaio de flexão para o fio do grupo imerso em saliva segundo a norma ISO BSi 15841:2006.

Corpo	Coef. Reta	P _{máx}	F _{máx}	Módulo Ruptura (MPa)	Módulo Elasticidade (MPa)	Módulo Resiliência (MPa.mm)	Tenacidade (N/mm)
1	0,600	0,57690	0,94240	325,60470	1,14846E-06	3,19017E-07	0,36413
2	0,491	0,76404	1,50461	431,22727	9,393E-07	2,60917E-07	0,76994
3	0,454	0,75994	1,65668	428,91321	8,68393E-07	2,4122E-07	0,84321
4	0,489	0,78860	1,56912	445,08903	9,36562E-07	2,60156E-07	0,82877
5	0,531	0,80497	1,49539	454,32833	1,0175E-06	2,8264E-07	0,80622
Média:				417,03251	9,82044E-07	2,7279E-07	0,72245
DV:				52,15322128	1,06963E-07	2,97119E-08	0,202208857

Tabela C-4: Resultados do ensaio de flexão para o fio do grupo termociclado segundo a norma ISO BSi 15841:2006.

Corpo	Coef. Reta	P _{máx}	F _{máx}	Módulo Ruptura (MPa)	Módulo Elasticidade (MPa)	Módulo Resiliência (MPa.mm)	Tenacidade (N/mm)
1	0,519	0,60848	1,07488	343,42858	9,93817E-07	2,7606E-07	0,43805
2	0,493	0,51257	0,96486	289,29658	9,4493E-07	2,62481E-07	0,33124
3	0,892	0,63713	0,68433	359,59875	1,70741E-06	4,74281E-07	0,29202
4	0,551	0,60439	1,02304	341,12016	1,05588E-06	2,93299E-07	0,41412
5	0,617	0,64123	0,92339	361,91281	1,1814E-06	3,28166E-07	0,39657
Média:				333,93953	1,04401E-06	2,90001E-07	0,39499
DV:				31,18279686	1,02229E-07	2,83969E-08	0,045780341

Tabela C-5: Resultados da força em deflexão em Newton dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 .

GRUPOS AMOSTRAIS				
Deflexão (mm)	Número do Corpo de prova	Termocicladas	Imerso em saliva	Controle
1,5	1	0,56	0,45	0,52
	2	0,46	0,51	0,42
	3	0,54	0,46	0,46
	4	0,59	0,63	0,63
	5	0,5	0,56	0,64
1,0	1	0,41	0,41	0,44
	2	0,33	0,33	0,34
	3	0,45	0,45	0,36
	4	0,46	0,46	0,44
	5	0,32	0,32	0,53
0,5	1	0,21	0,21	0,27
	2	0,16	0,21	0,18
	3	0,24	0,18	0,19
	4	0,24	0,29	0,24
	5	0,21	0,2	0,28

Tabela C-6: Resultados da força em deflexão em Newton dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a normatização modificada.

GRUPOS AMOSTRAIS				
Deflexão (mm)	Número do Corpo de prova	Termocicladas	Imerso em saliva	Controle
1,5	1	1,32	1,29	1,01
	2	1,08	0,69	0,73
	3	0,97	0,64	0,81
	4	1,26	1,08	0,77
	5	1,08	1,15	1,16
1,0	1	0,68	0,5	0,38
	2	0,55	0,1	0,26
	3	0,42	0,13	0,27
	4	0,62	0,5	0,39
	5	0,45	0,46	0,61
0,5	1	0,3	0,27	0,14
	2	0,24	0	0,12
	3	0,19	0	0,06
	4	0,33	0,25	0,19
	5	0,15	0,15	0,24

Tabela C-7: Resultados da força em deflexão em Newton das amostras de fio de NiTi *thermo-plus®* da Morelli ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006.

Deflexão (mm)	Número do Corpo de prova	Força deflexão
1,5	1	1,16
	2	1,13
	3	1,15
	4	1,16
	5	1,18
1,0	1	0,8
	2	0,8
	3	0,85
	4	0,81
	5	0,8
0,5	1	0,74
	2	0,74
	3	0,77
	4	0,74
	5	0,74

Tabela C-8: Resultados da força em deflexão em Newton das amostras de fio de NiTi *thermo-plus®* da Morelli ensaiados com a normatização modificada.

Deflexão (mm)	Número do Corpo de prova	Força deflexão
1,5	1	2,02
	2	2,14
	3	2,06
	4	2,15
	5	2,07
1,0	1	1,25
	2	1,11
	3	1,18
	4	1,22
	5	1,24
0,5	1	1,05
	2	0,98
	3	0,96
	4	1,05
	5	1,02

Tabela C-9: Região de platô com a menor deflexão mensurada em mm, das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006, dos diferentes grupos amostrais.

Corpo de prova	Grupo Termociclado	Grupo lmerso em Saliva	Grupo Controle
1	1,14617	1,14819	1,15222
2	1,1502	1,16633	1,10585
3	1,02923	1,09375	1,17843
4	1,05343	1,1502	1,20262
5	1,22077	1,15423	1,05141

Tabela C-10: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a região de platô com a menor deflexão mensurada.

RESUMO						
Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância		
Termociclagem	5	5,5998	1,11996	0,006106		
Saliva	5	5,7127	1,14254	0,000793		
Controle	5	5,69053	1,138106	0,003636		
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,001431	2	0,000716	0,203796	0,818394	3,885294
Dentro dos grupos	0,04214	12	0,003512			
Total	0,043571	14				

Tabela C-11: Região de platô com a maior deflexão mensurada em mm, das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006, dos diferentes grupos amostrais.

Corpo de prova	Grupo Termociclado	Grupo Imerso em Saliva	Grupo Controle
1	1,38206	1,36794	1,47681
2	1,33367	1,38407	1,3881
3	1,24294	1,2873	1,45262
4	1,27319	1,3377	1,42036
5	1,4244	1,40222	1,29738

Tabela C-12: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a região de platô com a maior deflexão mensurada.

RESUMO						
Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância		
Termociclagem	5	6,65626	1,331252	0,005609		
Saliva	5	6,77923	1,355846	0,00203		
Controle	5	7,03527	1,407054	0,004877		
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,014955	2	0,007478	1,792386	0,208394	3,885294
Dentro dos grupos	0,050062	12	0,004172			
Total	0,065017	14				

Tabela C-13: Força mensurada na região de platô (N), das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma ISO BSi 15841:2006, dos diferentes grupos amostrais.

Corpo de prova	Grupo Termociclado	Grupo Imerso em Saliva	Grupo Controle
1	0,46237	0,37634	0,48746
2	0,41219	0,44803	0,39785
3	0,49104	0,2724	0,44803
4	0,49821	0,55914	0,56989
5	0,46237	0,49821	0,54122

Tabela C-14: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma ISO BSi 15841:2006 para a força mensurada na região de platô.

RESUMO

Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância
Termociclagem	5	2,32618	0,465236	0,001146
Saliva	5	2,15412	0,430824	0,012342
Controle	5	2,44445	0,48889	0,004815

ANOVA

Fonte da variação	SQ	Gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	0,008526	2	0,004263	0,698711	0,516369	3,885294
Dentro dos grupos	0,073211	12	0,006101			
Total	0,081737	14				

Tabela C-15: Região de platô com a menor deflexão mensurada em mm, das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma MODIFICADA, dos diferentes grupos amostrais.

Corpo de prova	Grupo Termociclado	Grupo Imerso em Saliva	Grupo Controle
1	0,7006	0,83165	0,60181
2	0,87601	0,5998	0,74899
3	1,05343	0,6502	0,9244
4	0,75504	0,8256	0,85988
5	1,05544	1,01109	

Tabela C-16: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma MODIFICADA para a região de platô com a menor deflexão mensurada.

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Termociclagem	5	4,44052	0,888104	0,027086
Saliva	5	3,91834	0,783668	0,026851
Controle	4	3,13508	0,78377	0,019963

ANOVA

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	0,035027	2	0,017514	0,698934	0,517906	3,982298
Dentro dos grupos	0,275635	11	0,025058			
Total	0,310663	13				

Tabela C-17: Região de platô com a maior deflexão mensurada em mm, das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma MODIFICADA, dos diferentes grupos amostrais.

<i>Corpo de prova</i>	<i>Grupo Termociclado</i>	<i>Grupo Imerso em Saliva</i>	<i>Grupo Controle</i>
1	0,79335	1,02117	0,84778
2	0,97883	0,9869	0,91028
3	1,15423	0,8881	1,2752
4	0,8881	1,00302	1,02319
5	1,1502	1,09778	

Tabela C-18: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma MODIFICADA para a região de platô com a maior deflexão mensurada.

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Termociclagem	5	4,96471	0,992942	0,025443
Saliva	5	4,99697	0,999394	0,005677
Controle	4	4,05645	1,014113	0,035566

ANOVA

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	0,001024	2	0,000512	0,024364	0,975983	3,982298
Dentro dos grupos	0,231178	11	0,021016			
Total	0,232202	13				

Tabela C-19: Força mensurada na região de platô (N), das amostras do fio OPTIS® ensaiadas com a norma MODIFICADA, dos diferentes grupos amostrais.

Corpo de prova	Grupo Termociclado	Grupo Imerso em Saliva	Grupo Controle
1	0,50538	0,49104	0,17204
2	0,49821	0,05735	0,19713
3	0,49821	0,05376	0,39785
4	0,49104	0,49821	0,56989
5	0,49821	0,48387	

Tabela C-20: Resultado do teste ANOVA dos diferentes grupos amostrais ensaiados com a norma MODIFICADA para a força mensurada na região de platô.

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
Termociclagem	5	2,49105	0,49821	2,57E-05
Saliva	5	1,58423	0,316846	0,056921
Controle	4	1,33691	0,334228	0,034895

ANOVA

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	0,097584	2	0,048792	1,614291	0,242812	3,982298
Dentro dos grupos	0,332474	11	0,030225			
Total	0,430057	13				