



FACULDADE DE
ODONTOLOGIA
UFG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



LÍVIO BRÁULIO SILVA E CAMARGO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DESGASTE TERMOMECÂNICO
NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE FIOS ORTODÔNTICOS DE
NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADOS**

GOIÂNIA
2014

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: Dissertação Tese

2. Identificação da Tese ou Dissertação

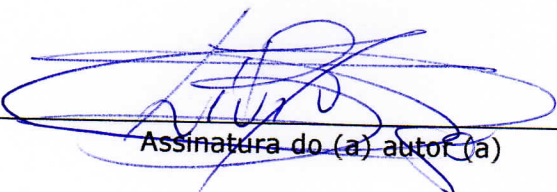
Nome completo do autor: **Lívio Bráulio Silva e Camargo**

Título do trabalho: **Avaliação da Influência do Desgaste Termomecânico nas Propriedades Mecânicas de Fios Ortodônticos de Níquel-Titânio Termoativados**

3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do (a) autor (a)

Data: 04/04/2017

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

LÍVIO BRÁULIO SILVA E CAMARGO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DESGASTE TERMOMECÂNICO
NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE FIOS ORTODÔNTICOS DE
NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica

Linha de Pesquisa: Avaliação do desempenho de materiais odontológicos

Orientador: Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza

Co-orientador: Prof. Dr. Rogério Reges

GOIÂNIA
2014

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação na (CIP)
GPT/BC/UFG**

Camargo, Lívio Bráulio Silva e.
C172a Avaliação da influência do desgaste termomecânico nas propriedades mecânicas de fios ortodônticos de níquel-titânio termoativados [manuscrito] / Lívio Bráulio Silva e Camargo. - 2014.
73 f. : il., figs, tabs.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza; Co-orientador: Prof. Dr. Rogério Vieira Reges.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia, 2014.

Bibliografia.

Inclui lista de figuras, abreviaturas, siglas e tabelas.

Apêndices.

1. Odontologia 2. Fios ortodônticos – Avaliação. I.
Título.

CDU: 616.314



Ministério da Educação
Universidade Federal de Goiás
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Ata de Defesa de Dissertação número 138

Aos **onze dias do mês de agosto de 2014**, às 08:00 horas, reuniu-se na sala 1003 da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, a Comissão Julgadora infranomeada para proceder ao julgamento da Defesa de Dissertação de **Lívio Bráulio Silva e Camargo** intitulada "Avaliação da influência do desgaste termomecânico nas propriedades mecânicas de fios ortodônticos termoativados", como parte de requisitos necessários à obtenção do título de **Mestre**, área de concentração **Clínica Odontológica**. Inicialmente, Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza apresentou a Comissão Examinadora da qual é presidente, e concedeu a palavra ao candidato, para exposição de sua dissertação em trinta minutos. A seguir, o senhor presidente concedeu a palavra aos examinadores, os quais passaram a arguir o candidato conforme os termos regimentais. Finalizada a arguição, a Comissão expressou seu julgamento em sessão secreta, conforme abaixo.

Comissão Examinadora

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza – Presidente _____

Prof. Dr. Cláudio Góis Nery - Membro _____

Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima - Membro _____

Em face do resultado obtido, a Comissão Examinadora considerou o candidato Lívio Bráulio Silva e Camargo

Aprovado – O candidato deverá fazer as modificações eventualmente sugeridas e apresentar a versão definitiva à Coordenadoria do Programa em no máximo trinta (30) dias após a defesa (artigo 57 da Resolução CEPEC 1136/2013 que regulamenta este Programa).

Reprovado – O candidato () poderá () não poderá submeter-se a outra defesa em um prazo de dias (mínimo 30, máximo 90 dias) (artigo 55, parágrafo 2º, Resolução CEPEC 1136/2013).

Observações que a Comissão Examinadora julgar importantes que constem em ata:

A comissão examinadora aprovou a seguinte alteração no título da Dissertação _____

Nada mais havendo a tratar eu, Gláucia Terra e Silva, secretária do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, lavrei a presente ata que segue assinada pelos membros da Comissão Examinadora, pelo candidato e por mim.

Comissão Examinadora

Assinatura

Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza – Presidente _____

Prof. Dr. Cláudio Góis Nery - Membro _____

Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima - Membro _____

Lívio Bráulio Silva e Camargo

Candidato

Gláucia Terra e Silva

Secretária

Ata homologada em Reunião da Coordenadoria de Pós-Graduação do dia ____/____/____.

Assinatura da Coordenadora do Programa: _____.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DA LITERATURA	12
2.1 HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DOS FIOS ORTODÔNTICOS	12
2.2 COMPOSIÇÃO E PROPRIEDADES DOS FIOS ORTODÔNTICOS.....	14
2.2.1 Fios de aço inoxidável (NiCr)	14
2.2.2 Fios de NiTi	15
2.2.3 Fios de TMA	17
2.2.4 Fios de TiMo/NiTi	17
2.3 O AMBIENTE BUCAL E SUA INFLUÊNCIA SOBRE OS MATERIAIS ODONTOLÓGICOS	17
2.4 A CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA	18
2.4.1 A Ciclagem Mecânica.....	19
2.4.2 A Ciclagem Térmica	20
2.5 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À DEFLEXÃO	21
2.6 AVALIAÇÃO POR AFM.....	22
3 MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1 MATERIAIS	23
3.2 MÉTODO.....	25
4 ARTIGO	29
4.1 RESUMO.....	30
4.2 INTRODUÇÃO	31
4.3 Materiais e Métodos	32
4.4 RESULTADOS	36
4.4.1 Carga-deflexão	36
4.4.2 Resultados do AFM	37
4.5 DISCUSSÃO	38
4.6 CONCLUSÃO.....	44
4.7 REFERÊNCIAS.....	44
4.8 LEGENDAS	48
4.9 TABELAS, FIGURAS E GRÁFICOS	49
CONCLUSÃO	60

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
ANEXOS	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1– Fios ortodônticos utilizados na amostra	49
Tabela 2– Distribuição dos fios nos grupos.....	49
Tabela 3– Distribuição dos testes nos grupos.....	50
Tabela 4 - Deflexão dos fios ortodônticos.....	50
Tabela 5 - Comparação entre as médias de força exercidas pelos fios aos 4mm	51
Tabela 6 - Rugosidade dos fios termoativados (medidas expressas em micrômetros)	51
Tabela 7 - Comparação entre os fios termoativados segundo a rugosidade.....	51

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo controle.....	55
Gráfico 2 – carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo da termociclagem	55
Gráfico 3 – carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo da ciclagem mecânica	56
Gráfico 4 – carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo da mecanotermociclagem.....	56
Gráfico 5 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da Morelli, entre os grupos.....	57
Gráfico 6 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da Abzil, entre os grupos.....	57
Gráfico 7 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da GAC, entre os grupos	58
Gráfico 8 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da AO, entre os grupos.....	58
Gráfico 9 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da Ormco, entre os grupos	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura cristalina dos metais. A – austenítica. B – martensítica. Fonte: Adaptado de Gurgel (2001).....	15
Figura 2- Tamanho e posição dos segmentos.....	24
Figura 3– Dimensões do porta-amostra (em milímetros).....	25
Figura 4 - Esquema da metodologia.....	28

LISTA DE FIGURAS DO ARTIGO

Artigo Figura 1- Tamanho e posição dos segmentos.	52
Artigo Figura 2– Máquina de Desgaste Termomecânico ER 37000.....	52
Artigo Figura 3 – Máquina de Ensaio Universal Instron.....	52
Artigo Figura 4 - A – Porta-amostra, vista lateral.	53
Artigo Figura 4 - B – Porta-amostra, vista superior	53
Artigo Figura 5 – Ponta ativa e irrigador do equipamento de desgaste termomecânico.	53
Artigo Figura 6 – Ponta ativa da Instron	53
Artigo Figura 7 - Imagens do AFM com reconstrução 3D.....	54

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência do desgaste térmico e mecânico na resistência à deflexão, topografia e rugosidade superficial de fios ortodônticos de níquel titânio termoativados. **Materiais e Métodos:** Foram selecionados fios de secção redonda de calibre 0,018" (0,045mm) da liga de níquel-titânio termoativados das marcas: Dental Morelli, 3M/Abzil, American Orthodontics, Dentsply GAC, Ormco. As amostras foram submetidas ao teste de deflexão, na máquina de ensaio universal Instron, e ao microscópio de força atômica para verificação da rugosidade superficial, após serem termocicladas na máquina de desgaste termomecânico. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA e teste de Tukey, além do coeficiente de correlação de Spearman com significância $\alpha=0,05$. **Resultados:** Através da aplicação do teste de deflexão em três pontos pode-se observar que os grupos 1 e 4 obtiveram resultados semelhantes, enquanto os grupos 2 e 3 foram semelhantes entre si. As médias de força exercidas pelos fios mostrou-se mais pronunciada no grupo 1 (controle) do que no restante. O fio da Morelli foi o que apresentou a maior média de força enquanto o fio da AO desenvolveu a menor, para todos os grupos. Ao AFM, os fios da Abzil e da AO foram os que apresentaram ranhuras e crateras mais marcantes e o Morelli mostrou a superfície com menos irregularidades. Os demais fios se igualaram em quantidade e profundidade das alterações topográficas superficiais.

Conclusão: Houve semelhança nos resultados entre os grupos controle e o que foi submetido ao desgaste termo-mecânico. Os fios submetidos há apenas um desgaste, térmico ou mecânico, mostraram-se com liberação de força mais leve e contínua. Todos os fios termoativados estudados, submetidos ao AFM, apresentaram irregularidades na superfície, não havendo mudanças significativas entre os grupos. Os fios que apresentaram maior lisura de superfície foram os que desenvolveram maiores níveis de força no gráfico de carga-deflexão.

Palavras-Chave: Fios ortodônticos; Propriedades mecânicas; Desgaste termo-mecânico.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the influence of thermal and mechanical wear on the bending strength, topography and surface roughness of orthodontic NiTi wires Thermoset. Materials and Methods: round wire gauge section 0.018 "(0.045 mm) alloy NiTi (nickel titanium), termoativado (Dental Morelli, 3M/Abzil, American Orthodontics, Detsply GAC,Ormco) were selected. The samples were subjected to deflection test in a universal testing machine Instron 5965 model, and the atomic force microscope AFM model 5500, after being in thermocycled equipment Thermomechanical Wear Model ER 37000. Data were submitted to ANOVA statistical analysis and Tukey test, beyond the Spearman correlation coefficient with $\alpha = 0.05$ significance. **Results:** By applying the deflection test at three points we observed that groups 1 and 4 matching results obtained, while the 2 and 3 equaled each other. The average force exerted by the wire was more pronounced in group 1 (control) than the rest. The wire Morelli which was developed as a higher average strength of the wire AO less developed for all groups. By AFM, the wires of Thermoset Abzil and AO presented the most striking defects and Morelli termoativado showed less surface irregularities. The other wires were equal in quantity and severity of surface topographical, changes

Conclusion: The test deflection at three points proved to be very effective for the desired goals. Demonstrating the equivalence between the control group and the group that was subjected to thermo-mechanical wear. Wires subjected to for just one wear, thermal or mechanical, proved to release more linear force. All Thermoset wires studied and submitted to the AFM, showed irregularities on the surface, with no significant differences between groups. The wires had higher surface smoothness were those who developed higher levels of strength in the load-deflection graph.

Keywords: Orthodontic wires; Mechanical properties; Thermo-mechanical wear.

1 INTRODUÇÃO

Se a ortodontia atual tem alcançado padrões de excelência clínica inimagináveis a alguns anos atrás, muito se deve ao desenvolvimento e aperfeiçoamento dos fios ortodônticos. A evolução tecnológica dos fios, aliada à compreensão das propriedades mecânicas desses materiais por parte dos ortodontistas, foi fundamental para o aprimoramento da ortodontia. Nos últimos anos enormes progressos foram obtidos em relação ao desenvolvimento de novas ligas, ao processo de fabricação e controle da qualidade mecânica dos fios.¹

Para chegar a esse desenvolvimento, foram necessários os conhecimentos das propriedades físicas, mecânicas e biológicas dos materiais que compõe os fios ortodônticos, além da análise do comportamento dos fios sob a aplicação de forças, como flexão, tração e compressão. A efetividade do movimento ortodôntico envolve a interação adequada de fatores relacionados ao paciente, à mecânica aplicada aos dentes e suas estruturas de suporte, e é particularmente dependente da ação dos fios ortodônticos.² O conhecimento a respeito dos fios permite o profissional realizar movimentos mais eficientes e evitar danos aos dentes e tecidos de suporte.³

Partindo para a prática clínica, o ortodontista utiliza metais, mais propriamente dito, ligas metálicas.⁴ Apesar do grande número de marcas disponíveis no mercado e do grande apelo comercial, os fios ortodônticos mais utilizados atualmente se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável (NiCr); as ligas de níquel-titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos ou termoativados e com adição de cobre – CuNiTi); as ligas de titânio-molibdênio (TiMo, TMA[®] ou beta-titânio), e os fios estéticos de compósitos.³

Os fios ortodônticos começaram a se diversificar a partir da década de 1970, quando foram criadas novas ligas metálicas como a de níquel-titânio, proporcionando assim alterações no protocolo de tratamento, significativa redução ou ausência de dor.³ Dentre as ligas desenvolvidas, destacam-se ainda, pela elevada aceitação clínica, as ligas de TiMo, compostas por titânio e molibdênio criadas nos anos de 1980 e as ligas de níquel-titânio termoativado (ou superelástico), que surgiram nos anos de 1990.⁵

Estas novas ligas têm propiciado benefícios mais rápidos, encurtando o tempo de cadeira, bem como do tratamento como um todo.²

Mesmo com toda a evolução dos materiais e acesso à suas informações, muitos ortodontistas escolhem determinados fios ortodônticos com base em impressões clínicas. O ideal, entretanto, seria que a utilização deles estivesse diretamente relacionada ao conhecimento de

suas propriedades mecânicas.³ Neste contexto, deve-se considerar a extrema complexidade do meio bucal que abrange fatores que podem agir isoladamente ou em conjunto sobre as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos.⁶

Dessas propriedades, características de cada tipo de fio, dependem as ações dos aparelhos ortodônticos. Durante o tratamento, o fio sofre a ação dos fatores inerentes ao meio bucal, como pressão dos alimentos, acidez bucal, variações de temperatura, acúmulo de placa, e é necessário que ele resista a esses fatores para que execute a função que se deseja, sem que haja a fratura do material. Diante de tal circunstância, tem muita importância o conhecimento da influência desses fatores sobre a resistência à fratura dos fios ortodônticos, principalmente dos fatores que podem ser controlados como a variação de temperatura e a ação mecânica durante a mastigação.⁶

Esses fatores têm particular interesse na ortodontia por exercerem certa influência sobre alguns aspectos dos fios ortodônticos como: alteração da temperatura de transformação dos fios de NiTi,^{7,8} alteração no mecanismo de corrosão,^{6,9,10} e modificação superficial.¹¹ Sabe-se que estas alterações podem levar a uma alteração na resistência à fratura e deflexão dos fios ortodônticos.^{9,12}

A justificativa para a execução desse trabalho se estabelece nos seguintes aspectos:

- Importância de uma contínua avaliação das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos diante do grande desenvolvimento tecnológico que estes materiais têm passado, principalmente no processo de fabricação. Mesmo as ligas tradicionalmente usadas e estudadas, evoluíram, permitindo novos estudos;
- Escassez de trabalhos publicados nos últimos anos referentes à avaliação dos efeitos da ciclagem térmica e mecânica dos fios ortodônticos na resistência à deflexão, topografia superficial e rugosidade;
- Importância do conhecimento da influência do desgaste térmico e mecânico nas propriedades mecânicas, na topografia superficial e na rugosidade dos fios ortodônticos, as quais ditam a ação dos aparelhos ortodônticos. Diante deste contexto, trata-se de um estudo que trará novas e importantes informações para a prática clínica.

O objetivo do trabalho é avaliar a influência do desgaste térmico e mecânico na resistência à deflexão, na topografia e rugosidade de fios ortodônticos de NiTi termoativados. Além de avaliar:

- A resistência à deflexão, topografia e rugosidade dos fios ortodônticos sem a ação de nenhum fator;
- A resistência à deflexão, topografia e rugosidade dos fios ortodônticos submetidos à ciclagem térmica;
- A resistência à deflexão, topografia e rugosidade dos fios ortodônticos submetidos à ciclagem mecânica;
- A resistência à deflexão, topografia e rugosidade dos fios ortodônticos submetidos à ciclagem térmica e mecânica ao mesmo tempo;

2 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta revisão, inicialmente foram abordados os aspectos históricos do desenvolvimento dos fios ortodônticos, além de algumas propriedades e indicações dos principais tipos de ligas: aço inoxidável, níquel-titânio, titânio-molibdênio. Em seguida, foram abordados aspectos relativos ao ambiente bucal, sua influência sobre os fios ortodônticos e foram apresentadas as metodologias comumente usadas para simular as condições térmicas e a ação mecânica bucal. Por fim, são apresentados alguns trabalhos relacionados e o panorama atual sobre o assunto.

2.1 HISTÓRICO DO DESENVOLVIMENTO DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Até 1930, metais preciosos eram utilizados em aparelhos ortodônticos, pois nenhum outro material disponível na época apresentava melhor biocompatibilidade. Ligas de ouro associadas ao cobre, platina, paládio e níquel eram bastante utilizadas.¹³ O ouro de 14 a 18 quilates foi rotineiramente utilizado, naquela época, para fios, bandas, ganchos e ligaduras, assim como as bandas e os arcos de irídio-platina. A vantagem das ligas de ouro residia no fato de serem tratadas termicamente, de forma a variar sua rigidez em cerca de 30%, e possuírem excelente resistência à corrosão.¹⁴ No Brasil, as ligas de ouro foram utilizadas pelos pioneiros da Ortodontia brasileira, professores da Universidade Federal do Rio de Janeiro, até o início da década de 1950.³ Devido a algumas crises internacionais iniciadas na década de 30, e principalmente, devido ao alto custo, as ligas de ouro foram substituídas por materiais alternativos, dentre os quais se destacavam pela sua diversidade de uso, as ligas de Níquel-Cromo (NiCr), também chamadas aço inoxidável.^{13,15}

Os aços inoxidáveis foram introduzidos na ortodontia em 1929, quando a empresa americana Renfert Company começou a vender fios dessa liga, produzida pela empresa alemã Krupp.¹⁶ Em 1933, o fundador da empresa Rocky Mountain, Archie Brusse, sugeriu o primeiro sistema de aplicação clínica do aço inoxidável em ortodontia, durante o encontro da Sociedade Americana na cidade de Oklahoma. A partir de então, a rivalidade entre o ouro e o aço se iniciou formalmente. Fatores econômicos, indubitavelmente, influenciaram em todo o mundo esta vasta aceitação do aço em relação ao ouro.¹⁴ Devido a sua versatilidade, esta liga metálica tornou-se tradicional para a ortodontia. Com uma ótima formabilidade, permite a execução de dobras com facilidade e precisão. Apresenta ainda ótima soldabilidade e baixo

atrito, além do baixo custo.¹⁷ No Brasil, o aço inoxidável passou a ser utilizado para acessórios ortodônticos no final da década de 40. Até essa época, os aparelhos ortodônticos fixos eram ainda confeccionados em ouro.¹⁸

Na década de 60, as ligas de cobalto-cromo foram introduzidas na ortodontia e patenteadas como Elgiloy[®], pela Rocky Mountain Orthodontics. Essas apresentam propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável e, para fios com iguais dimensões, geram forças de magnitude semelhante. Entretanto, para que se possa utilizar seu pleno potencial de resposta, torna-se necessário realizar tratamento térmico após a confecção de dobras, antes de se amarrar o fio aos bráquetes. A maioria dos ortodontistas nunca explorou essa liga no seu total potencial e muitas vezes sequer conseguem distingui-las das de aço, devido à semelhança física entre as mesmas.¹⁴

Em 1963, as ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs – Maryland, pelo pesquisador Willian Buehler. Ele observou pela primeira vez o chamado “efeito memória de forma” desse material. Não havia ainda aplicação dessa liga na Ortodontia. Em 1972, a Unitek Corporation produziu essa liga para uso clínico, sob o nome comercial de Nitinol[®], composta por 55% de níquel e 45% de titânio. Entretanto, naquela época, a liga não possuía efeito memória de forma ou superelasticidade. Mesmo assim, foi considerada como um avanço para a obtenção de forças leves sob grandes ativações, além de alta recuperação elástica e baixa rigidez, ganhando vasta aceitação clínica por essas propriedades.¹⁹

As ligas de beta-titânio são constituídas de titânio e molibdênio, e quando submetidas ao tratamento térmico, apresentam alteração no rearranjo estrutural de seus átomos, sendo referidas como ligas de titânio em fase “beta”. As primeiras aplicações clínicas dessa liga para a ortodontia ocorreram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, chamado “de alta temperatura”, foi sugerida. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo comercialmente disponibilizados como TMA[®] (Titanium Molybdenum Alloy) e, durante muitos anos, apenas uma empresa possuía o direito de fabricação.¹⁹

Em 1985, foi relatado o uso clínico e laboratorial de uma nova liga superelástica de níquel-titânio, chamada “Chinese NiTi”, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia. O termo “superelasticidade” ainda não havia sido empregado até aquela época. O fio de níquel-titânio chinês foi o primeiro a exibir potencial superelástico. Estes fios apresentam boa formabilidade e grande recuperação elástica.²⁰

As ligas termoativadas de níquel-titânio surgiram para fins comerciais na década de 90. Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, os fios

de níquel-titânio termoativados possuem a característica adicional da ativação pela temperatura bucal.¹³

A demanda pela estética fez com que diversas empresas começassem a produzir, no final da década de 70, bráquetes não-metálicos, de policarbonato ou cerâmicos. Entretanto, o mesmo não ocorreu em relação aos fios estéticos, que foram pouco relatados na literatura ortodôntica até meados da primeira década do século XXI. Diferentes tipos de fios ortodônticos estéticos já foram lançados no mercado, tais como: fios metálicos com cobertura de teflon, fios metálicos recobertos por resina epóxica, fios ortodônticos compostos por uma matriz à base de nylon contendo fibras de silicone para reforço, e fios ortodônticos feitos de material compósito polimérico reforçado com fibra de vidro.²¹

2.2 COMPOSIÇÃO E PROPRIEDADES DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Os fios ortodônticos metálicos (NiCr, NiTi e TiMo), possuem uma estrutura cristalina, na qual os átomos estão organizados em forma de uma estrutura regular tridimensional, com posições definidas entre si. As redes cristalinas encontradas na maioria dos metais são de forma cúbica (cúbica de corpo centrado - CCC ou cúbica de faces centradas - CFC) ou hexagonal (hexagonal compacta - HC). A seguir, serão detalhadas as características dos tipos de ligas relatadas anteriormente.²²

2.2.1 Fios de aço inoxidável (NiCr)

É uma liga a base de ferro, com cromo e níquel como principais elementos de liga. Existe uma grande variedade de aços inoxidáveis, sendo que as principais diferenças entre eles se referem à composição química (teores dos elementos de liga) e a estrutura cristalina. As ligas de aço inoxidável são classificadas em função da sua estrutura cristalina em: ferríticas (com estrutura cristalina cúbica de corpo centrado); austeníticas (com estrutura cristalina cúbica de faces centradas, ou seja, apresenta um átomo de carbono centrado em cada face); martensíticas (com estrutura tetragonal de corpo centrado, onde se tem um átomo de carbono centrado entre os 4 átomos de ferro dos vértices da estrutura).² (Figura 01)

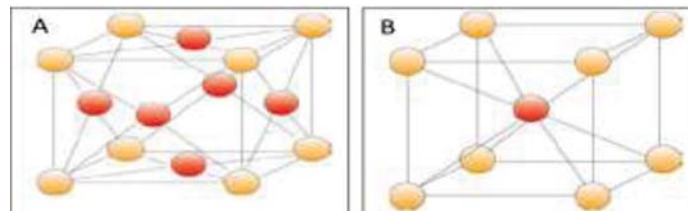


Figura 1 - Estrutura cristalina dos metais. A – austenítica. B – martensítica. Fonte: Adaptado de Gurgel (2001).

O aço inoxidável utilizado na ortodontia é do tipo austenítico. Sua composição média é de 18% de Cromo, 8% de Níquel, 0.08 a 0.15% de Carbono e o restante (maioria) de Ferro. As porcentagens de Cromo e Níquel dão nome a este tipo de “aço 18-8”.²

O cromo é o elemento responsável pela resistência à corrosão apresentada por esses tipos de fios.²³ A resistência à corrosão dos aços inoxidáveis se deve a formação de uma finíssima camada de óxido de cromo sobre a superfície, porém essa camada pode ser destruída por agressões mecânicas ou químicas, como ação direta dos alimentos durante a mastigação ou efeito da acidez bucal, ocasionando perda da proteção contra corrosão.²⁴ O níquel estabiliza a estrutura austenítica na temperatura ambiente.¹⁶

A excelente formabilidade ou plasticidade desta liga permite sua versatilidade para o uso ortodôntico. A fácil manipulação deste material o indica para a aplicação em diferentes estágios do tratamento ortodôntico. Atualmente o aço é empregado nas etapas do tratamento cujo contorno dos arcos deva ser estável, visando à manutenção das dimensões transversais dos arcos dentários. A combinação da alta rigidez com o menor atrito na interface fio /canaleta do bráquete, quando comparado às demais ligas, faz do aço o fio de eleição para fechamento de espaços por deslizamento.²

Como limitação de uso, a alta rigidez desta liga é um fator que deve ser controlado pela redução dos calibres dos fios ou confecção de alças quando objetiva-se movimentos dentários individuais. Além de estender o tempo de trabalho profissional, a falta de controle sobre sua rigidez pode gerar forças excessivas durante o movimento ortodôntico.^{1,2}

2.2.2 Fios de NiTi

A liga de NiTi apresenta aproximadamente 52% de níquel, 45% de titânio e 3% de cobalto.¹³ Esta liga também apresenta disposições cristalográficas típicas que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico. Diferentemente do aço, a grade espa-

cial de forma cúbica de corpo centrado indica a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga de NiTi.² Quando os fios de NiTi são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada. O fio NiTi passará a apresentar-se numa fase austenítica inicial, entretanto, com a capacidade de transformação martensítica, com estrutura cristalina hexagonal.²²

A transformação martensítica é, portanto, uma particularidade da liga de NiTi e implica na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura e da tensão. Sob temperatura reduzida estabelece-se a fase martensítica e com o aumento da temperatura ocorre novamente uma transformação progressiva para a fase austenítica. Para os fios de NiTi termoativados o intervalo de transformação térmica (ITT) deve encontrar-se próximas à temperatura corpórea (36° C), para induzir maior ou menor tensão ao movimento dentário. Como relatado anteriormente, a tensão também induz a esta mudança de fase. A estrutura da fase austenítica, em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação da conformação do cristal, prolongando a capacidade elástica deste material. Ao final da transformação a liga está completamente na fase martensítica, portanto em seu estado menos rígido.²²

A transformação martensítica pode sofrer reversão do processo com a redução da tensão, partindo da conformação hexagonal para a cúbica e devolvendo maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do NiTi em fase austenítica. Este processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura, confere ao fio o efeito memória de forma. A partir desses conceitos surgiram as ligas termodinâmicas ou termoativadas de níquel-titânio na década de 90.^{3,22}

Segundo Sawagushi *et al.*²⁵ (2003), para vários tipos de aplicações da memória de forma, as propriedades estruturais são muito importantes, particularmente a resistência à fadiga.

A liga de NiTi do grupo estável, também referida como NiTi trabalhado a frio, não aceita mudança de fase, apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de M-NiTi.²⁶ A principal característica dos clássicos M-NiTi é a boa elasticidade, e como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado.²⁷

Os fios ortodônticos dos anos 90 certamente foram os fios de NiTi do grupo ativo (A-NiTi), suplantando os M-NiTi por oferecerem a singular vantagem da superelasticidade. Para MIURA²⁸ (1986) e BURSTONE²⁹ (1985), estes fios oferecem a melhor adaptação na canaleta

do bráquete, mesmo para fios com calibre próximo a dimensão da canaleta. Isto propicia maior simplicidade e rapidez ao tratamento, por facilitar o desenvolvimento da fase de alinhamento e nivelamento. Detalhes na produção da liga A-NiTi determinam algumas particularidades aos fios comercializados como superelásticos ou termoativados. Os fios A-NiTi podem ser encontrados em diferentes temperaturas de transição indicando a ação em intervalos de forças previamente estabelecidos. Isto possibilita o uso destes fios em diferentes situações clínicas, que podem requerer maior ou menor rigidez.²

2.2.3 Fios de TMA

A liga de Titânio-Molibdênio (TiMo) é mais conhecida na ortodontia pela marca comercial “TMA[®]” (Titanium Molybdenum Alloy - Ormco Corp.). Os fios desta liga são compostos aproximadamente por 79% de titânio, 11% de molibdênio, 6% de zircônio e 4% de estanho.²

A grande vantagem desta liga é a resiliência, associada a uma moderada formabilidade. Em comparação ao aço inoxidável, o “TMA” apresenta a metade da rigidez, consequentemente o dobro de resiliência. A sua vantagem em relação ao fio de NiTi encontra-se na formabilidade e soldabilidade. O TMA tem sido aplicado para confecção de molas de correção radicular, molas de retração, molas de verticalização de molares, “cantilever” para intrusão segmentada, utilizando fios retangulares de calibre 0,017 x 0,022” ou 0,019 x 0,025”. A grande desvantagem é o alto atrito da superfície desta liga, até oito vezes maior que o aço.^{2,3}

2.2.4 Fios de TiMo/NiTi

Recentemente, a empresa Orthometric lançou no mercado um fio composto pelas ligas de TiMo e NiTi, com o nome comercial Flexy Multi[®]. Segundo a indústria, este fio traz como resultado a união das características essenciais dos dois tipos de ligas: formabilidade e resiliência das ligas de TiMo, flexibilidade e lisura de superfície do NiTi. Permite a construção de alças e acessórios com melhor controle de forças.

2.3 O AMBIENTE BUCAL E SUA INFLUÊNCIA SOBRE OS MATERIAIS ODONTOLÓGICOS

O meio bucal é um ambiente extremamente complexo, com mudanças de temperatura,

pH, ação de forças dos músculos, dentes e dos alimentos, ação da saliva e de seus componentes, além de abrigar uma microbiota diversificada. Dentre os vários fatores que distinguem a cavidade oral dos testes *in vitro* é a presença de complexa microbiota formando biofilme na superfície e interior dos materiais¹². Quando se coloca um material odontológico neste ambiente, deve-se considerar a ação de todos esses fatores. Diante disso, há muito se busca evidências dos efeitos desse ambiente sobre os materiais no intuito de conhecer melhor suas propriedades e poder aperfeiçoá-las.^{6,30}

A temperatura oral, quando a boca está fechada é estimada em aproximadamente 36°C²². No que diz respeito à variação de temperatura que normalmente ocorre com a ingestão de bebidas e alimentos quentes e frios, Gale³¹ (1999) e Ernst³² (2004) apontam que pode variar entre 10°C (\pm 5°C) para a temperatura mais baixa e 50°C (\pm 5°C) para a temperatura mais alta, dependendo da região bucal. Já Santoro²⁰ (2000) relata que usualmente a temperatura bucal varia entre 4°C e 60°C durante a respiração e introdução de alimentos frios ou quentes. O que muitos trabalhos mostram é que a temperatura varia muito rapidamente entre o normal e o quente e entre o normal e o frio.³¹⁻³³

Quanto à ação das forças mastigatórias, apesar dos fios não estarem diretamente na linha de ação da mastigação, nos é relevante o efeito da tensão que os alimentos exercem sobre os fios durante a mastigação. Sabe-se que a carga aplicada aos fios pelos alimentos durante a mastigação é muito menor do que a carga aplicada na trituração dos alimentos.³⁴ Porém, em pelo menos um trabalho *in vivo* com fios de NiTi, notou-se que o sítio mais comumente sujeito a fraturas dos fios é na região entre o pré-molar e o primeiro molar, coincidindo com o local de maior carga mastigatória⁹.

Esses fatores têm particular interesse na ortodontia por exercerem certa influência sobre alguns aspectos dos fios ortodônticos como: alteração da temperatura de transformação dos fios de NiTi,^{7,8} alteração no mecanismo de corrosão,^{6,9,10} e modificação superficial.¹¹ Sabe-se que estas alterações podem levar a uma alteração no coeficiente de elasticidade e na resistência à fratura dos fios ortodônticos.^{9,12}

2.4 A CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA

É difícil reproduzir *in vitro* as condições da cavidade oral, bem como transpor seus resultados para a prática clínica. Apesar disso, atualmente têm sido utilizadas metodologias que se aproximam muito da situação clínica real, e que podem servir como orientação para um

estudo clínico mais aprofundado.^{30,33}

2.4.1 A Ciclagem Mecânica

A respeito da metodologia da ciclagem mecânica, devemos considerar três aspectos: o número de ciclos, a carga e frequência. Quanto ao primeiro, alguns trabalhos apontam que 20.000 ciclos corresponderiam à 1 mês de tempo clínico.^{33,35-38} Como o tempo médio de utilização de um fio ortodôntico na boca do paciente é também de 1 mês, pode-se com isso avaliar o resultado do desgaste no tempo que é previsto para intervalo entre reativações. Quanto à carga, Prymak³⁴ (2004) e Peitsch³⁹ (2007) utilizaram uma carga de aproximadamente 4 N para tal simulação. É claro que, dependendo do tipo de liga, a deflexão no fio será diferente, no entanto, o mais próximo da situação clínica real corresponde a uma carga constante e não a deflexão.³⁴ A carga de 4N representaria a força média exercida pelos alimentos sobre o fio ortodôntico quando em uso na boca. Por fim, a frequência utilizada nos trabalhos tem variado entre 1,2 Hz e 2 Hz, sendo esta a mais indicada para o ambiente bucal. Essa frequência significa que a carga estabelecida incide sobre a amostra duas vezes à cada segundo.^{12,36,37,40}

Prymak (2004)³⁴ simulou desgaste mecânico em fios de aço inoxidável e NiTi sob diferentes fluidos. Verificou-se que os fios de NiTi fraturavam com menos ciclos que os de aço e ainda o mesmo fato ocorria quando estavam imersos em fluidos quando comparados com o ar.

Peitsch (2007)³⁹, avaliou a liberação de íons de níquel de dois fios de NiTi superelásticos (um com superfície tratada com nitrogênio e o outro não) sob ação e ciclagem mecânica e sem ciclagem. Verificou-se que a liberação de íons foi maior para os dois fios quando submetidos à ação mecânica e o fio tratado com nitrogênio não reduziu significativamente a liberação de íons de níquel.

Bourauel (2008)¹² avaliou a resistência à fratura de fios ortodônticos de NiTi recolhidos de pacientes e comparou com fios novos através de ciclagem mecânica até a fratura. Verificou-se que os fios recuperados de pacientes fraturavam em um número de ciclos menor do que os fios novos. Apesar de tal abordagem analisar as reais influências do meio bucal sobre os fios, não nos permite analisar os fatores separadamente, além da amostra não ser completamente homogênea.

2.4.2 A Ciclagem Térmica

A respeito da metodologia da ciclagem térmica, devemos considerar quatro aspectos: o número de ciclos, a temperatura baixa e alta, o tempo de cada ciclo, e a presença ou não de uma temperatura intermediária (normalmente igual à temperatura corpórea de 35-37°C). Gale³¹ (1999) em sua revisão já destacava a existência de muitas variações nesses aspectos. Além disso, a maioria dos trabalhos envolve aplicação da ciclagem térmica para avaliar restaurações e sistemas adesivos e durante a revisão, foi encontrado somente um trabalho que avalia os efeitos em fios ortodônticos.⁸ O que se observa nesses trabalhos da área da dentística é que 100 ciclos corresponderia a 1 mês de tempo clínico.^{33,41} O ambiente bucal estaria sujeito a variações de temperatura entre os extremos algumas vezes ao dia, propiciando uma média de 100 ciclos mensais, o fio ortodôntico está sujeito às variações térmicas pelo tempo de uso clínico que na média é de 1 mês. Gale³¹ (1999) preconiza que a ciclagem térmica deva ser executada no regime de 35°C (28 segundos), 15°C (2 segundos), 35°C (28 segundos), 45°C (2 segundos) em água destilada. Fischer⁴¹ (2009) realizou uma ciclagem térmica nas temperaturas de 5°C e 55°C em água destilada, sendo 20 segundos em cada temperatura e 10 segundos para transição entre uma e outra, resultando em 1 ciclo/minuto. Rosentritt³³ (2009) e Naumann³⁸ (2010) também realizaram um protocolo semelhante, mas com 1 ciclo a cada 2 minutos. Para Salazar⁴² (2007) e Penido⁴³ (2008), o ciclo durou um minuto, sendo 30 segundos em cada temperatura (5-55°C). Perinetti⁴⁴ (2010) trabalhou com ciclo de 30 segundos à temperatura de 5°C, 2 segundos em temperatura ambiente, e mais 30 segundos a 55°C. As temperaturas variam rapidamente entre os extremos, tendo a temperatura corpórea como a temperatura de passagem para a máxima ou para a mínima, para isso os testes devem ser realizados sempre à temperatura da boca, aproximadamente 37°C. Com isso tem-se a garantia de que a amostra estará sob a ação dessa temperatura, isso quando não estiver sob a ação das temperaturas extremas determinadas.

Berzins (2010)⁸ investigou o efeito da ciclagem térmica sobre as fases de transformação dos fios de NiTi. Verificou-se que as flutuações de temperatura contribuíram qualitativa e quantitativamente nas mudanças de fase de alguns dos fios analisados.

Pernier (2005)⁵² determinou não haver interferência da temperatura de autoclavagem, de 134°C por 18 minutos, na superfície de fios ortodônticos e nas propriedades mecânicas dos fios de aço, níquel-titânio e TMA testados. Sugere-se assim que temperaturas elevadas não modificam a estrutura, as propriedades e uso clínico dos fios ortodônticos.

2.5 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À DEFLEXÃO

Para a determinação da resistência à deflexão o teste mais utilizado é o teste de deflexão em três pontos²⁸, onde os fios da amostra são fixados em porta-amostras especialmente fabricados, com dois pontos de apoio, onde o fio é fixado, e um ponto de aplicação da força de deflexão, no centro do fio, tentando simular o movimento dentário²⁸, a distância interbráquetes e a dimensão da deflexão sofrida pelo fio durante a mastigação. De acordo com a literatura, essa deflexão pode ser de 2mm⁴⁵, 3,5mm⁴⁶, 5mm¹² ou 4mm^{11,47}. A deflexão de 4mm seria um valor médio do que se observa no meio bucal quando os fios ortodônticos estão sujeitos à ação mecânica dos alimentos na mastigação. Já a distância entre os pontos de fixação da amostra no porta-amostra, onde a força de deflexão realmente será aplicada, varia de 12,5mm^{20,46} a 14mm^{28,45}, mas para Parvizi⁴⁷ (2003) foi de 15 mm. Supondo ser a distância interbráquetes o local onde o fio estará susceptível à ação das forças mastigatórias, uma distância média seria de 10mm. Para Cornelis⁴⁶ (2008) e Pelsue⁴⁸ (2009) a velocidade de aplicação da força deflectora foi de 5 mm/minuto, enquanto para Acharya⁴⁵ (2005) foi de 2 mm/minuto.

Parvizi (2003)⁴⁷ investigou a curva de carga/deflexão de três fios ortodônticos de NiTi termoativados comparando com um fio de NiTi convencional. O teste utilizado foi o de deflexão de três pontos, com a deflexão variando entre 2 e 4 mm. Também variou a temperatura do teste entre 20 e 40°C. Assim pode observar que os fios NiTi termoativados produziam menos força que o NiTi convencional e que a variação da temperatura também alterou de forma significativa a força exercida.

Para Elda Gatto (2013)⁶⁷ o teste de deflexão em três pontos foi utilizado para esclarecer as propriedades mecânicas dos fios de NiTi, a fim de facilitar na escolha clínica do arco correto. Para isso comparou fios ortodônticos de Niti termoativados e superelásticos, no regime de 2 e 4 mm de deflexão. Os fios termoativados desenvolveram menor força de trabalho que os superelásticos.

Diante do apresentado na literatura, podemos notar que são poucos os trabalhos que avaliam os efeitos do desgaste térmico e mecânico sobre os fios ortodônticos. Além disso, são escassos os trabalhos avaliando estes efeitos sobre a topografia superficial e a rugosidade.

Além disso, tal avaliação pode, com as devidas restrições, ajudar o profissional a prever o comportamento clínico dos fios termoativados. Outra contribuição é que se pode conhecer a influência desses efeitos nas propriedades mecânicas desses materiais como topografia e rugosidade.

O que se observa é que o assunto ainda é pouco explorado e os estudos já realizados são muito restritos, dando oportunidade a mais investigação.

2.6 AVALIAÇÃO POR AFM

O que se espera do comportamento de um fio ortodôntico no meio bucal é que seja capaz de suportar os desgastes térmicos, mecânicos e químicos sem perder ou alterar suas propriedades, de forma que não haja influência negativa sobre o tratamento ortodôntico⁴⁹. Essa capacidade é determinada por fatores como: composição química, tipo de liga, processo de fabricação e tratamento superficial⁵⁰⁻⁵². A avaliação superficial dos fios ortodônticos tem sido assunto de vários trabalhos. Eles têm analisado a superfície dos fios ortodônticos utilizando: análise da composição química^{53,54-57}; Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e Microscopia de Força Atômica (AFM)^{58,53,59,60,54-56,61,62}; e rugosimetria^{50,52,59,54,55,57,62,63}.

Sabendo que as características superficiais dos fios ortodônticos são resultado dos fatores citados, nota-se a relevância do conhecimento da topografia desses fios, através da visualização pelo Microscópio de Força Atômica (AFM)^{58,53,59,60,54-56,61,62}. De acordo com Bou-rauel et al (1998)⁵⁰, o AFM é uma técnica não-invasiva de avaliação tridimensional de superfícies, caracterizando com boa precisão o perfil superficial além de ter a capacidade de realizar medições. Por ser técnica não invasiva, tem a capacidade de manter intacta a topografia superficial durante o exame⁵⁰. De acordo com os mesmos autores, apesar de existirem técnicas modernas de avaliação, a rugosimetria ainda é um dos principais métodos de análise quantitativa da rugosidade superficial, ainda que o rugosímetro, por ter um caráter invasivo, apresenta a capacidade de alterar a superfície do fio ortodôntico durante a avaliação. Uma forma de contornar o caráter invasivo dos testes realizados pelo rugosímetro é a obtenção dessas medidas através do AFM. Assim, alguns trabalhos mostram não haver diferenças significantes entre os resultados de rugosidade obtidos por meio do AFM e rugosímetro^{50,55}, e também, segundo Juvvadi et al. (2010)⁵⁵, os resultados obtidos pelo MEV e rugosímetro foram compatíveis.

A avaliação topográfica dos fios ortodônticos nos permite verificar a influência dos processos de desgaste térmico e mecânico sobre a superfície dos fios e sua correlação com a resistência à corrosão^{53,58}, capacidade de propagação de trincas e ruptura do material^{12,64}, acúmulo de biofilme^{49,51,59,65} e atrito na interface fio-bráquete^{50,12,60,64-66}.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este é um estudo experimental em laboratório a fim de se avaliar os efeitos do desgaste térmico e mecânico na resistência à deflexão, topografia superficial e rugosidade de diferentes fios ortodônticos de NiTi Termoativados de diferentes marcas, submetendo-os ao teste de deflexão em três pontos e microscopia de força atômica. O teste de deflexão em três pontos realizado neste trabalho não é o teste convencional preconizado pela literatura, no qual a amostra fica solta em suas extremidades, sem estar apoiada em bráquetes. Quando se utiliza bráquetes tanto para o apoio quanto para o movimento de deflexão o teste é chamado de deflexão em três bráquetes, não sendo este o utilizado neste trabalho. O que foi achado apropriado para este trabalho foi uma mistura dos testes de deflexão em três pontos clássico e o de deflexão em três bráquetes, com utilização de 2 bráquetes como apoios para a amostra.

3.1 MATERIAIS

Foram utilizados 10 arcos ortodônticos de calibre 0,018" (0,45 mm de diâmetro), seção redonda, de cada uma das 5 marcas escolhidas para o trabalho. De cada arco pré-contorneado foram cortadas duas amostras da extremidade mais retificada, perfazendo um total de 100 amostras, distribuídas segundo a metodologia apresentada. A escolha do calibre do fio baseou-se no encontrado na literatura, para que se pudesse ter o efeito comparativo entre trabalhos que utilizassem fios de mesmo calibre. Também por motivo de encontrar um calibre em comum entre as marcas avaliadas, visto que nem todas apresentavam calibres de fios em comum, o 0,018" foi o que contemplou essa busca. É sabido que para as fases iniciais do alinhamento esse calibre de fio não é o mais indicado, mas sabe-se também que o comportamento de determinado fio é mais importante que seu calibre para efeitos comparativos do conhecimento das propriedades mecânicas e sua resposta frente a testes específicos, o que está mais ligado à composição e disposição cristalográfica atômica e menos à espessura do fio. Foram testados os fios de níquel-titânio termoativados das seguintes marcas: Dental Morelli, 3M/Abzil, American Orthodontics, Dentsply GAC, Ormco (Tabela 1). A amostra foi composta por segmentos de 20 mm, cortados da região posterior dos arcos (região mais retificada) (Figura 2).

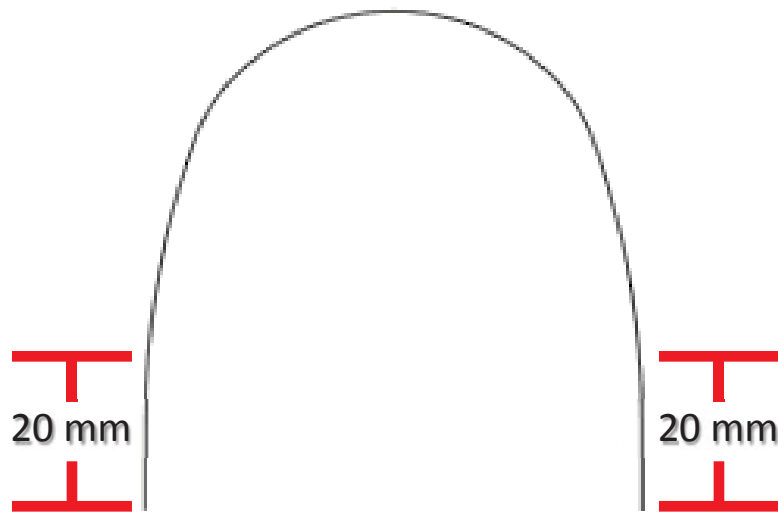


Figura 2- Tamanho e posição dos segmentos.

Para o ensaio de deflexão foi confeccionada uma base de aço inoxidável, chamada aqui de porta-amostra (Figura 3), na qual foram fixados bráquetes ortodônticos autoligantes passivos (Easy Clip, ADTEK[®]). O bráquete escolhido foi do incisivo central inferior, por sua reduzida dimensão, o que facilitou sua colagem no porta-amostra. Além do motivo da dimensão reduzida a escolha desse bráquete se deu por conta de mais um fator. A prescrição para bráquetes de incisivo inferior é angulação e inclinação de 0°, ou seja, não apresenta angulação nem inclinação, permitindo que o fio amostral pudesse se deslocar no sentido da força de deflexão sem impedimentos ou travamentos, o que geraria o “biding” e o “notching”, forças que poderiam interferir nos resultados. A colagem foi feita utilizando um adesivo para metais Araldite Profissional 90 minutos (Brascola Ltda, Joinvile – SC, Brasil). No ato da colagem, os bráquetes foram alinhados e nivelados com fio retangular de aço (Dental Morelli, Brasil), de dimensão 0,021" x 0,025", e então aguardado o tempo para secagem completa da cola, quer seja de 90 minutos. O alinhamento com arco de grosso calibre no ato da colagem tem por finalidade diminuir qualquer possibilidade de desalinhamento entre os bráquetes, o que poderia gerar interferência, como aumento do atrito, durante a deflexão do fio. O segmento do arco para o ensaio foi posicionado e centralizado na canaleta dos bráquetes e o clip fechado com instrumental próprio. As dimensões da base do porta-amostra bem como a altura dos apoios para os bráquetes e a distância interbráquetes de 10mm (Figura 3), tiveram como referência as dimensões do encaixe para porta-amostra da máquina para ciclagem termomecânica ER 37000, da Erios. Um porta-amostra piloto foi construído seguindo as medidas do manual da máquina de ciclagem termomecânica, testes foram realizados e ajustes implementados até que pudesse haver o encaixe perfeito do porta-amostra com seu nicho na máquina, sem chances de haver qualquer movimentação indesejada para as laterais, o que faria com que houvesse o

escape do fio, quando a força de deflexão fosse aplicada.

Todo o experimento foi realizado à temperatura de 37°C, sendo conseguida pela acoplagem à máquina de ensaio universal (Instron) de uma caixa contendo uma resistência e um termômetro digital ligados a um sistema de controle da temperatura, que tem a função de evitar flutuações da temperatura.

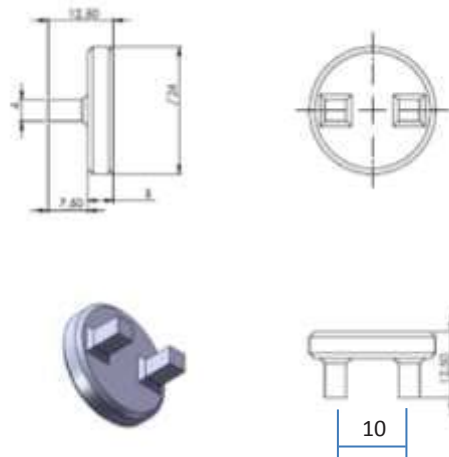


Figura 3– Dimensões do porta-amostra (em milímetros)

3.2 MÉTODO

Os arcos pré-contorneados das 5 marcas de fios ortodônticos termoativados selecionados para este experimento foram cortados em sua parte posterior mais retificada, perfazendo um total de 100 amostras. Esse total é formado por 20 segmentos/amostras de cada um dos 5 tipos de fios testados. Os 20 segmentos/amostras de cada um dos 5 tipos de fios testados foram distribuídos em 4 grupos, com cada grupo contendo 5 amostras referentes à cada um dos 5 tipos de fios testados, ou seja, cada grupo contém 25 amostras, 5 de cada um dos 5 fios testados, como apresentado a seguir:

- **Grupo 1:** amostras consideradas “controle” as quais passaram pela avaliação da resistência à deflexão (1 mm/min) na máquina de ensaio universal, se m ciclagem térmica e mecânica prévia; também foram submetidas ao AFM para avaliação da topografia e rugosidade superficial (n=25)

- **Grupo 2:** passou por ciclagem térmica nas temperaturas de 5°C (30 segundos) e 55°C (30 segundos) por 100 ciclos, e em seguida foi submetido a avaliação do Grupo 1; (n=25)
- **Grupo 3:** passou por ciclagem mecânica com frequência de 2 Hz em uma carga fixa (4 N) em 20.000 ciclos, com temperatura de 37°C, em seguida passou pela mesma avaliação do Grupo 1; (n=25)
- **Grupo 4:** passou, ao mesmo tempo, pela ciclagem térmica do Grupo 2 e pela ciclagem mecânica do Grupo 3, e em seguida pela avaliação do Grupo 1; (n=25)

Cada fio foi testado em cinco segmentos, em cada grupo, para o cálculo estatístico.

Todos os testes tiveram um controle de temperatura rígido, visto a importância que esta representa para os fios termoativados. O respeito ao controle de temperatura tem como parâmetro a temperatura que os fios estão sujeitos no ambiente bucal, 37°C, sendo esta a temperatura de transformação térmica dos fios ortodônticos termoativados. Sob ação dessa temperatura os fios mudam de fase, alterando a conformação cristalográfica e mudando a rigidez e o comportamento mecânico.

Desta forma, consegue-se avaliar a influência que a variação de temperatura e a ação de forças mecânicas, exercem na resistência à deflexão, topografia e rugosidade superficial de fios ortodônticos. Além disso, pode-se avaliar a influência de cada efeito isoladamente e em conjunto. Um esquema desta metodologia é mostrado na Figura 4.

O Equipamento de Desgaste Termomecânico modelo ER 37000 (ERIOS®, Equipamentos técnicos e científicos Ltda. São Paulo, SP, Brasil) que foi utilizado para a ciclagem termomecânica, pertence ao Departamento de Odontologia Infantil da Faculdade de Odontologia da Unicamp, em Piracicaba.

Para a realização do ensaio de resistência à deflexão foi utilizada a Máquina de Ensaio Universal da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás modelo Instron 5965 (Instron Corporation, Canton, Estados Unidos) equipada com uma célula de carga de 2 kN.

A avaliação pelo microscópio de força atômica (AFM) foi realizada no Laboratório Multiusuário de Microscopia de Alta Resolução – LabMic, localizado no Instituto de Física da Universidade Federal de Goiás. O equipamento utilizado foi o AFM 5500 (Agilent Technologies Inc., Chandler, Estados Unidos).

Para a obtenção das imagens no microscópio de força atômica, AFM, foram utilizadas um total de 20 amostras de fios termoativados das marcas já mencionadas, sendo uma amostra

de cada fio, provenientes de cada um dos 4 grupos avaliados. Essas amostras foram limpas com álcool e fixadas ao porta-amostra do dispositivo individualmente, com sistema próprio de adaptação. A área pré-determinada para a visualização situou-se há 5mm de uma das extremidades, com isso tentou-se conseguir uma imagem de uma área não submetida a nenhum tipo de desgaste por atrito que eventualmente possa ter acontecido. As extremidades estiveram em contato com os bráquetes do porta-amostra das máquinas de ensaio universal e ciclagem termomecânica, podendo ter sofrido alguma alteração superficial pelo atrito. E o centro da amostra pode ter sofrido alguma mudança superficial por ser o ponto de incidência da força de deflexão. Evitando-se esses locais pudemos observar uma região livre de qualquer modificação que não tenha sido previamente programada. O equipamento realizou a leitura de uma área de 40 x 40 μm no modo de contato e com velocidade de 1 linha/s. Foram obtidas imagens com 512 x 512 pixels de resolução e o processamento das mesmas foi realizado utilizando o programa Gwyddion 2.25 para a reconstrução das imagens em três dimensões e obtenção de gráficos. A determinação das características topográficas da superfície de cada fio termoativado obtida pelo AFM foi baseada na visualização de irregularidades e comparação entre as amostras, tendo o grupo controle como único parâmetro de comparação. Mesmo com a substituição do rugosímetro pelo AFM para a obtenção dos valores de rugosidade superficial, o parâmetro utilizado foi o mesmo, o *Ra* (*Roughness Average*), que mede a rugosidade média do material e é uma medida frequentemente usada em diversos trabalhos com fios ortodônticos^{50,52,55,57,59,62,63}. Através do manuseio da imagem obtida pelo AFM, utilizando o programa Gwyddion 2.25, pôde-se obter os resultados de rugosidade superficial dos fios termoativados.

Para a análise dos dados colhidos foi feita uma tabulação no programa SPSS[®] Statistics 17.0 para Windows, para a geração de tabelas de comparação. Ainda foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) entre os grupos, entre os tipos de fios ortodônticos. As médias serão contrastadas pelo teste de Tukey com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

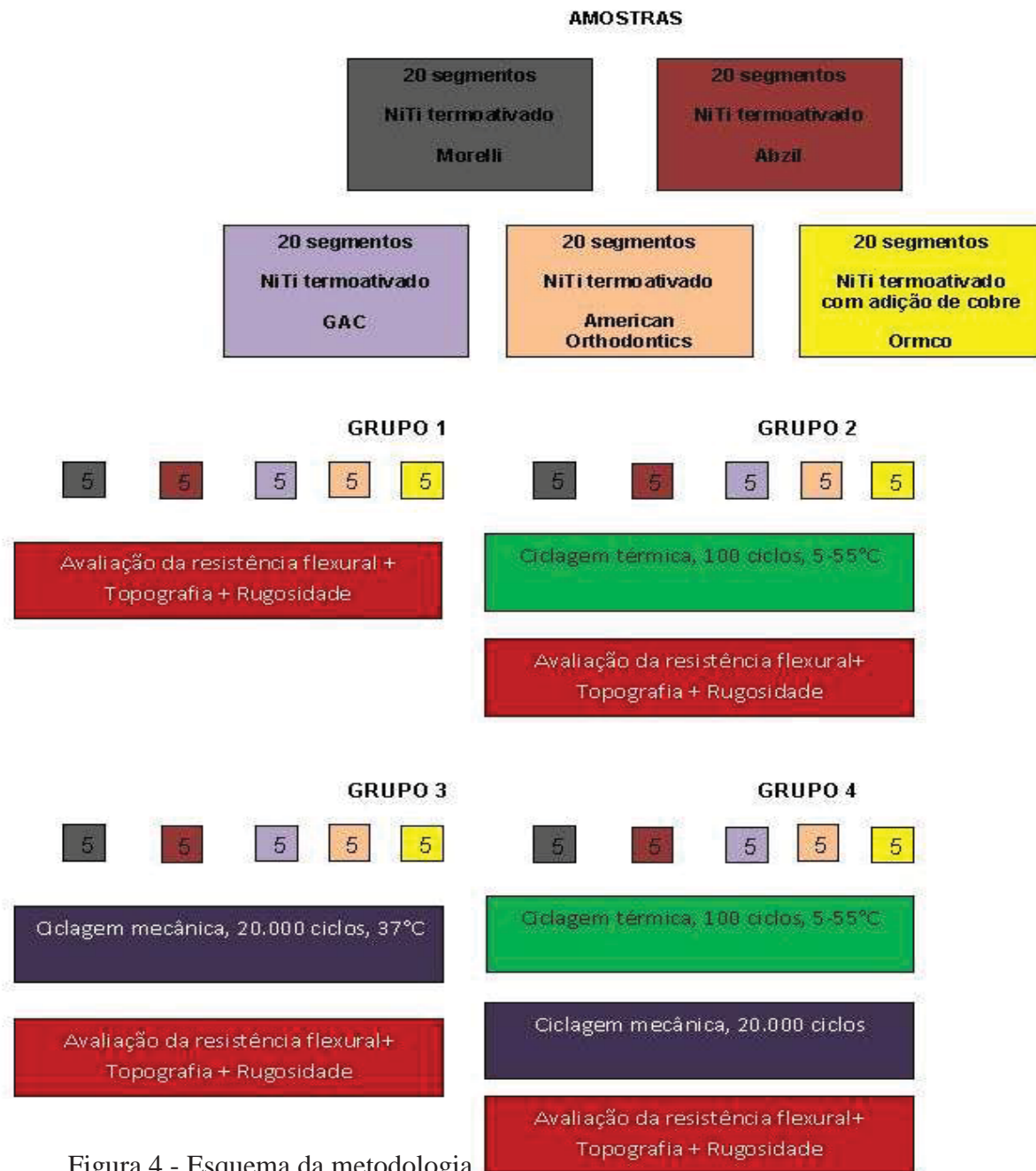


Figura 4 - Esquema da metodologia

4 ARTIGO

Os resultados serão apresentados no formato de um artigo científico que será submetido ao *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, cujas normas de publicação encontram-se no ANEXO 1.

AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO DESGASTE TERMOMECÂNICO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE FIOS ORTODÔNTICOS DE NÍQUEL-TITÂNIO TERMOATIVADOS

LÍVIO BRÁULIO SILVA E CAMARGO

Mestrando em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, GO, Brasil;

MARCOS AUGUSTO LENZA

Professor titular de Ortodontia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, GO, Brasil;

ANDRÉ LUIZ DE MELO DRUMOND

Mestre em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, GO, Brasil;

ROGÉRIO VIEIRA REGES

Professor de Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia, Universidade Paulista, Goiânia, GO, Brasil;

ROGÉRIO WATANABE

Professor de Ortodontia, Faculdade de Odontologia, Universidade Paulista, Goiânia, GO, Brasil.

TÚLIO GALLETI

Aluno do curso de Engenharia de Controle e Automação, Faculdade de Engenharia, Uni-

versidade Paulista, Goiânia, GO, Brasil.

Correspondência:

Professor Marcos Augusto LENZA

Universidade Federal de Goiás

Praça Universitária s/n, Setor Universitário

CEP 74605-220, Goiânia, GO, Brasil.

E-mail: marcoslenza@gmail.com

4.1 RESUMO

Os fios ortodônticos no meio bucal estão sujeitos indiretamente às forças da mastigação e diretamente às variações de temperatura. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do desgaste térmico e mecânico na resistência à deflexão, topografia e rugosidade superficial de fios ortodônticos de Níquel-Titânio (NiTi) termoativados. Foram selecionados fios de seção redonda de calibre 0,018" (0,045 mm) de NiTi termoativado de cinco marcas comerciais. As análises consistiram em teste de resistência à deflexão, topografia superficial e rugosidade, após ciclagem térmica e mecânica. Os dados foram submetidos à análise estatística ANOVA e teste de Tukey, além do Coeficiente de correlação de Spearman com significância $\alpha=0,05$. Através da aplicação do teste de deflexão em três pontos pôde-se observar que os grupos controle e da ciclagem termomecânica obtiveram resultados coincidentes estatisticamente, enquanto os grupos da ciclagem térmica e ciclagem mecânica não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si. As médias de força exercidas pelos fios mostrou-se mais pronunciada no grupo controle do que no restante. O fio termoativado da Morelli foi o que desenvolveu a maior média de força enquanto o fio da AO desenvolveu a menor, para todos os grupos. Ao Microscópio de Força Atômica (AFM), os fios termoativados da Abzil e da AO foram os que apresentaram defeitos mais marcantes e o Morelli termoativado mostrou a superfície com menos irregularidades. Os demais fios se igualaram em quantidade e gravidade das alterações topográficas superficiais. O teste de deflexão em três pontos mostrou-se bastante eficaz para os objetivos almejados, demonstrando a equiparação entre o grupo controle e o grupo que foi submetido ao desgaste termomecânico. Os fios submetidos a apenas um desgaste, térmico ou mecânico, mostraram-se com liberação de força mais linear. Todos os fios termoativados estudados, submetidos ao AFM, apresentaram irregularidades na superfície, não

havendo mudanças significativas entre os grupos. Os fios que apresentaram maior lisura de superfície foram os que desenvolveram maiores níveis de força no gráfico de carga-deflexão.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos; Propriedades Mecânicas; Desgaste termomecânico.

4.2 INTRODUÇÃO

O conhecimento das propriedades dos fios nos permite uma ampla gama de possibilidades terapêuticas, controle preciso sobre a movimentação dentária nas três dimensões e possibilidade de usá-los em todas as faixas etárias, incluindo pacientes idosos, devido ao uso de forças fisiológicas do ponto de vista da reação do periodonto^{1,2}. Portanto, os fios ortodônticos devem ser projetados para minimizar os danos teciduais e o desconforto do paciente^{1,3}.

Fios de Níquel-Titânio (NiTi) são amplamente utilizados para alinhamento inicial⁴, devido às suas propriedades de memória de forma e superelasticidade. Ambos os efeitos estão relacionados com a transformação termoelástica (austenítica para a fase martensítica), que pode ser induzida por resfriamento ou por estresse. Fios de NiTi podem ser classificados em três tipos: martensítico (M-NiTi), superelásticos e termoativados. Nos fios superelásticos a liga em estado ativo austenítico, sofre transformação martensítica por processo de deformação mecânica. As ligas de NiTi termoativadas estão em estado ativo martensítico^{3,4} e apresentam um efeito de memória de forma induzida termicamente. Para estes últimos fios, as temperaturas de transição da fase austenítica para martensítica, ocorrem à temperatura bucal⁴.

As ligas exigem caracterização adequada para prever o seu resultado quando usado clinicamente. Em sua maioria, a composição exata e as propriedades como tensão, características de flexão, características de fricção e as propriedades de superfície são os passos iniciais rumo a entender o comportamento do arco em situações clínicas e são parte integrante da caracterização da liga que compõe o fio⁵. Na prática ortodôntica atual o fio mais comumente utilizado nos estágios iniciais de alinhamento são os NiTi superelásticos e os termoativados⁶.

Um teste bastante utilizado para a compreensão dessas características é o teste de deflexão em três pontos, que simula a situação de um dente desalinhado sendo colocado em seu lugar. O teste possibilita investigar as propriedades mecânicas dos fios através da carga de deflexão, sendo aplicada na porção média do segmento de fio amostral^{2,3,6}. O comportamento do fio é examinado através do gráfico de carga/deflexão que registra a quantidade de força acumulada para cada milímetro de deformação, chamado módulo de elasticidade⁷. Deve-se também notar que, para estas ligas o cálculo do módulo de elasticidade foi feito à partir do

gráfico que representa a deformação elástica da fase austenítica. Portanto, os resultados correspondem ao módulo de elasticidade da fase austenítica⁸.

A avaliação topográfica dos fios ortodônticos nos permite verificar a influência dos processos de desgaste térmico e mecânico sobre a superfície dos fios e sua correlação com a resistência à corrosão^{9,13}, capacidade de propagação de trincas e ruptura do material^{20,21}, acúmulo de biofilme^{14,22,23,24} e atrito na interface fio-bráquete^{15,18,20,21,24,25}. A avaliação superficial dos fios ortodônticos tem sido realizada pela: análise da composição química^{5,9,10-12}, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microscopia de força atômica (AFM)^{5,9,10,12,13,14,15,16,17}, e rugosimetria^{5,7,10,12,14,17,18,19}.

A rugosimetria ainda é um dos principais métodos de análise quantitativa da rugosidade superficial, ainda que o rugosímetro, por ter um caráter invasivo, apresenta a capacidade de alterar a superfície do fio ortodôntico durante a avaliação. Uma forma de contornar o caráter invasivo dos testes realizados pelo rugosímetro é a obtenção dessas medidas através do AFM, que é uma técnica não-invasiva de avaliação tridimensional de superfícies, caracterizando com boa precisão o perfil superficial além de ter a capacidade de realizar medições. Por ser técnica não invasiva, tem a capacidade de manter intacta a topografia superficial durante o exame¹⁸. Assim, alguns trabalhos mostram não haver diferenças significantes entre os resultados de rugosidade obtidos por meio do AFM e rugosímetro^{5,18}, e que os resultados obtidos pelo MEV e rugosímetro são compatíveis.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do desgaste térmico e mecânico nas propriedades mecânicas de resistência à deflexão, topografia superficial e rugosidade de fios ortodônticos de NiTi termoativados. Para isso foi feito um ensaio de deflexão em três pontos e observação no microscópio de força atômica.

4.3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados 10 arcos ortodônticos de calibre 0,018" (0,45 mm de diâmetro), seção redonda, de cada uma das 5 marcas escolhidas para o trabalho. Foram testados os seguintes fios de níquel-titânio termoativados e suas respectivas marcas: NiTi Termoativado Thermo Plus, Dental Morelli (Sorocaba, SP, Brasil); Arco Nitinol Termoativado Abzil, 3M/Abzil (São José do Rio Preto, SP, Brasil); Nickel Titanium Memory Wire-N.A. Form III – Heat Activated, American Orthodontics (Sheboygan, WI, USA); Ovation Sentalloy Accuform, Dentsply GAC (Bohemia, NY, USA); Damon Optimal-force Copper NiTi, Ormco (Glendora, CA, USA) (Tabela 1). A escolha do calibre do fio baseou-se no encontrado na literatura, para que

se pudesse ter o efeito comparativo entre trabalhos que utilizassem fios de mesmo calibre. Também por motivo de encontrar um calibre em comum entre as marcas avaliadas, visto que nem todas apresentavam calibres de fios em comum, o 0,018” foi o que contemplou essa busca. É sabido que para as fases iniciais do alinhamento esse calibre de fio não é o mais indicado, mas sabe-se também que o comportamento de determinado fio é mais importante que seu calibre para efeitos comparativos do conhecimento das propriedades mecânicas e sua resposta frente a testes específicos, o que está mais ligado à composição e disposição cristalográfica atômica e menos à espessura do fio. Cada espécime foi acondicionado em uma embalagem plástica etiquetada. De cada um dos arcos pré-contorneados, foram cortadas duas amostras da extremidade mais retificada (Figura 1), perfazendo um total de 100 amostras, distribuídas por 4 grupos: grupo 1 ou controle, grupo 2 ou da termociclagem, grupo 3 ou da ciclagem mecânica e grupo 4 ou da ciclagem termomecânica (Tabela 2). O grupo 1 ou controle passou pelo teste de deflexão em três pontos e pela avaliação do AFM. O grupo 2 ou da termociclagem, passou primeiro por um processo de desgaste térmico no regime de 100 ciclos com temperatura variando entre 5 e 55°C, chamado ciclagem térmica, e depois pelo teste de deflexão em três pontos e pelo AFM. O grupo 3 ou da ciclagem mecânica, passou pelo desgaste mecânico, chamado ciclagem mecânica no regime de 20.000 ciclos sob carga de 4 N, e depois pelos testes de deflexão em três pontos e AFM. O grupo 4 ou da ciclagem termomecânica, passou pelo desgaste térmico do grupo 2 e mecânico do grupo 3, depois pelos testes de deflexão em três pontos e AFM.

As amostras dos grupos 2, 3 e 4 foram submetidas às análises por meio do teste de deflexão em três pontos e do AFM, após ter sofrido ciclagem térmica, mecânica e termomecânica, respectivamente. Já o grupo 1 ou controle, também foi testado pela deflexão em três pontos e AFM, porém sem as ciclagens térmica e mecânica. A máquina de desgaste termomecânico modelo ER 37000 (ERIOS®, Equipamentos técnicos e científicos Ltda. São Paulo, SP, Brasil) que foi utilizado para a ciclagem termomecânica, pertence ao Departamento de Odontologia Infantil da Faculdade de Odontologia da Unicamp, em Piracicaba-SP (Figura 2). Os ensaios de resistência à deflexão foram realizados no Laboratório de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, por meio da máquina de ensaios universal modelo Instron 5965 (Instron Corporation, Canton, Estados Unidos) equipada com uma célula de carga de 2kN (Figura 3). A avaliação pelo microscópio de força atômica (AFM) foi realizada no Laboratório Multiusuário de Microscopia de Alta Resolução – LabMic, localizado no Instituto de Física da Universidade Federal de Goiás. O equipamento utilizado foi o AFM 5500 (Agilent Technologies Inc., Chandler, Estados Unidos).

Para o desgaste termomecânico foi construído um porta-amostra constituído por uma base perfeitamente adaptável ao encaixe do equipamento de desgaste termomecânico. Essa base contém 2 apoios onde foram colados 2 bráquetes autoligantes, nos quais foi fixado o segmento de fio ortodôntico para análise (Figura 4 A-B). A máquina de desgaste termomecânico realiza a ciclagem térmica, ciclagem mecânica e ciclagem termomecânica. Para a realização da ciclagem térmica a máquina é regulada em relação ao tempo de cada ciclo, quanto tempo durará a irrigação com água quente ou fria e quantos ciclos realizará. A temperatura é mantida via irrigação com água destilada na temperatura escolhida (5°C - 55°C), sendo 30 segundos em cada temperatura por 100 ciclos, através de um dispositivo da própria máquina (Figura 5). Essa água fica acumulada em um pequeno reservatório ao redor da amostra, mantendo esta submersa. Após o tempo de irrigação com determinada temperatura, a água escoar, ao mesmo tempo em que nova irrigação é feita com outra temperatura. Para a ciclagem mecânica, a máquina opera com frequência de 2 Hz e com carga de aproximadamente 4 N, ou seja, sobre cada amostra incidiu uma carga de aproximadamente 400 gramas duas vezes à cada segundo. Esta máquina deve ser regulada quanto ao número de ciclos, que no caso foi de 20.000 ciclos, e a temperatura para a realização dos testes (37°C). Nesse caso, um pistão com a ponta ativa em contato com o fio, exerce a força sobre este. Na ciclagem termomecânica os ciclos mecânicos e os térmicos são realizados ao mesmo tempo. O mesmo modelo de porta-amostra foi utilizado para os testes de resistência à deflexão na máquina de ensaio universal Instron (Figura 6). Foram confeccionados 10 porta-amostras, sendo 9 para o equipamento de desgaste termomecânico e 1 para a Instron.

O bráquete ortodôntico escolhido foi o autoligante passivo Easy Clip (ADTEK[®], Cravinhos, SP, Brasil), de incisivo central inferior, por sua reduzida dimensão, o que facilitou sua colagem no porta-amostra. A colagem foi feita utilizando um adesivo para metais, Araldite Profissional 90 minutos (Brascola Ltda, Joinville, SC, Brasil). No ato da colagem, os bráquetes foram alinhados e nivelados com fio retangular de aço (Dental Morelli, Sorocaba, SP, Brasil), de dimensão 0,021" x 0,025", e então aguardado o tempo para colagem de 90 minutos.

As amostras foram fixadas nos bráquetes autoligantes do porta-amostra, sendo em seguida levados para o desgaste termomecânico. O grupo controle, Grupo 1, não foi submetido ao desgaste termomecânico e utilizado para comparação com os demais grupos no teste de deflexão, topografia e rugosidade. As amostras foram levadas para a Instron, onde passaram pelo teste de resistência à deflexão, no regime de 1mm/minuto, com deflexão de 4mm. O Grupo 2 (Termociclagem + Instron) foi submetido a ciclagem térmica e em seguida passou pelo teste de resistência à deflexão, da mesma forma que o Grupo 1. O Grupo 3 (ciclagem

mecânica + Instron) foi submetido a ciclagem mecânica e depois ao teste de resistência à deflexão do Grupo 1. O Grupo 4 (Ciclagem Termomecânica + Instron) foi uma associação da ciclagem térmica do Grupo 2 e mecânica do Grupo 3, ao mesmo tempo, para depois submeter-se ao teste do grupo 1 (tabela 3). Por meio do software Bluehill 2® foi obtido o valor de carga máxima de deflexão, em Newton e este foi considerado como a força de resistência à deflexão. Os dados obtidos com as análises de deflexão foram descritos em tabelas com as medidas de média e desvio-padrão. A temperatura do ambiente bucal, de 37°C (+/- 0,5°C) foi conseguida e mantida para todos os testes, através de uma caixa com regulador eletrônico de temperatura e termômetro digital.

Para a obtenção das imagens no AFM, foram utilizadas um total de 20 amostras de fios termoativados das marcas já mencionadas, sendo uma amostra de cada fio, provenientes de cada um dos 4 grupos avaliados. A obtenção das amostras foi aleatória entre as constantes em cada grupo. Antes de serem selecionadas para o AFM elas já haviam sido submetidas ao teste de deflexão em três pontos. No intuito de se evitar alguma influência na qualidade das imagens do AFM, evitou-se a visualização de áreas que ficaram em contato com os bráquetes no porta-amostra e a região central, onde houve o contato com a ponta ativa da Instron. Para isso foi estipulado que as varreduras com o AFM seriam feitas há 5 mm da extremidade da amostra. Essas amostras foram fixadas ao porta-amostra do dispositivo individualmente. O equipamento realizou a leitura de uma área de 40 x 40 µm no modo de contato e com velocidade de 1 linha/s. Foram obtidas imagens com 512 x 512 pixels de resolução e o processamento das mesmas foi realizado utilizando o programa Gwyddion 2.25 para a reconstrução das imagens em três dimensões e obtenção de gráficos. A determinação das características topográficas da superfície de cada fio termoativado obtida pelo AFM foi baseada na visualização de irregularidades e comparação entre as amostras. A avaliação da rugosidade superficial também foi feita pelo AFM, o parâmetro utilizado foi o *Ra* (*Roughness Average*), que mede a rugosidade média do material e é uma medida frequentemente usada em diversos trabalhos com fios ortodônticos^{5,7,12,14,17,18,19}. Através do manuseio da imagem obtida pelo AFM, utilizando o programa Gwyddion 2.25, pôde-se obter os resultados de rugosidade superficial dos fios termoativados.

Para verificar diferenças entre os tipos de fios, foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA) e o Teste de Tukey com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Todos os procedimentos estatísticos foram executados no programa SPSS Statistics 17.0 para Windows.

4.4 RESULTADOS

4.4.1 Carga-deflexão

Os pontos do gráfico de carga-deflexão escolhidos para aferição da força foram 4mm, 3mm e 1mm em desativação. O ponto 4mm representa a máxima deflexão sofrida pelo fio sob ação da força, à partir do qual inicia-se a desativação, essa sim de suma importância clínica, pois representa a força que será efetivamente descarregada no dente promovendo o movimento. A carga aferida aos 4mm é a maior força desenvolvida em todo o trajeto do gráfico. No ponto 3mm de desativação há uma diminuição da força desenvolvida em comparação com o ponto 4mm, mostrando-se como uma queda no trajeto do gráfico da força, que pode formar uma curva abrupta ou mais suave, dependendo do fio e do tratamento realizado nele. No ponto 1mm de desativação, geralmente a força é ainda menor, porém forma curva mais suave em relação ao ponto anterior. Os pontos 3 e 1mm são pontos escolhidos dentro do platô de desativação, quando este apresenta-se mais horizontal, sem inclinações, sugere-se uma melhor descarga da força, de forma contínua, ou seja é recebida de forma mais biológica pelo periodonto.

Na observação dos valores obtidos e dispostos na tabela 4, o fio da Abzil acompanhou o AO, com exceção do grupo 1 (controle), onde apresentou curva mais abrupta entre 4 (5,96+/-0,14) e 3 mm (1,03+/-0,07) e desenvolveu menor média de força no ponto 1mm (1,16+/-0,58). O fio da Ormco se manteve entre eles, com valores intermediários de força, porém bem próximos dos fios citados anteriormente. Os fios tiveram um comportamento de desativação mais linear no grupo 2 que foi submetido a ciclagem térmica e no grupo 3 que foi submetido a ciclagem mecânica, além de apresentarem maiores médias de força no ponto 1mm, quando comparados com os mesmos fios dos grupos 1 e 4. Em comum a todos os grupos, o fio termoativado da marca Morelli foi o que desenvolveu as maiores médias de força aos 4mm (G1= 9,29+/-0,20, G2= 6,72+/-0,53, G3= 6,56+/-0,47, G4= 8,23+/-0,32). No extremo oposto e também para todos os grupos, o fio da American Orthodontics foi o que desenvolveu menor força de ativação aos 4mm (G1=4,38+/-0,33, G2= 3,44+/-0,37, G3= 3,82+/-0,41, G4= 5,04+/-1,25). Além disso, para o fio da American Orthodontics a desativação entre os pontos 4 e 3mm formou uma curva mais suave, chegando ao ponto 1mm de desativação com carga superior ao Morelli, para o grupo 1: 2,28+/-0,03 contra 0,94+/-0,12; para o grupo 2: 2,72+/-0,13 contra 1,18+/- 0,07; para o grupo 3: 2,49+/-0,10 contra 1,35+/-0,89; para o grupo 4: 1,55+/-0,41 contra 1,17+/-0,10. Junto com os valores da média de força aos 4mm

para o fio AO encontramos valores correspondentes para os fios Abzil e Ormco, isso para todos os grupos. Ainda para todos os grupos aos 4mm, logo abaixo das forças máximas exercidas pelos fios Morelli, está o fio GAC, ocupando a mesma posição para todos os grupos. E por último os fios da Abzil, Ormco e AO (Tabela 5). No contexto geral, as amostras dos grupos 1 e 4 foram as que apresentaram maiores médias de força aos 4mm, estando as médias do grupo 1 superiores às observadas no grupo 4, exceção feita aos fios AO e Ormco que apresentaram médias de forças maiores para o grupo 4 em comparação com o grupo 1. Para os grupos 2 e 3 a média de força aos 4mm foi menor do que para os grupos 1 e 4.

Seguindo o trajeto de desativação da curva do gráfico, as amostras desenvolveram desenho comum a todos os grupos. Havendo grande diferença nas médias de força aos 4mm em comparação com o ponto 3mm, gerou-se uma curva bastante abrupta, supondo uma grande descarga de força nesse intervalo entre os pontos 4 e 3mm. Esse padrão só não se repetiu para o fio Abzil dos grupos 2 e 3, AO e Ormco de todos os grupos, para esses a curva foi suave, sugerindo uma descarga da força recebida de maneira mais linear. Para os grupos 2 e 3 as médias de força aos 4mm foram menores do que para os grupos 1 e 4 e também as curvas tiveram um comportamento mais linear até o ponto 1mm. Ao chegar nesse ponto observou-se que os fios dos grupos 2 e 3 desenvolviam maior força que as observadas para os grupos 1 e 4. Somente para o fio da Ormco os grupos 2 e 3 não foram equivalentes em comportamento, para o grupo 2 a curvatura formada em todo trajeto de desativação foi mais suave que nos demais grupos, desenvolvendo a menor média de força aos 4mm ($3,89 \pm 0,67$) e a maior média de força aos 3 ($2,50 \pm 0,30$) e 1 mm ($2,24 \pm 0,55$). Ainda para esse fio, no grupo 3 ele se assemelhou ao comportamento no grupo 1, enquanto no grupo 4 desenvolveu a maior média de força aos 4 mm ($5,25 \pm 0,49$) e as menores aos 3 ($1,40 \pm 0,11$) e 1 mm ($1,15 \pm 0,32$), desenvolvendo curva mais íngreme de desativação.

No ponto 1mm de desativação os seguintes fios apresentaram força média de aproximadamente 0 (zero): fio Morelli do grupo 1 ($0,94 \pm 0,12$) e GAC do grupo 4 ($0,34 \pm 0,08$).

4.4.2 Resultados do AFM

Analisando as imagens obtidas através do AFM (Figura7), todos os fios termoativados apresentaram irregularidades em sua topografia superficial, não sendo observadas grandes mudanças no padrão dos defeitos entre os grupos para cada fio analisado, ou seja, a imagem obtida do grupo controle se perpetuou para os demais grupos. A avaliação qualitativa dessas

imagens mostrou ranhuras e crateras, influenciando na lisura superficial dos fios. Porém, houve diferença entre o fio Morelli termoativado e os demais fios. O fio termoativado da Morelli apresentou maior lisura de superfície entre todos os grupos analisados, não apresentando ranhuras longitudinais ou transversais, e demonstrando poucas zonas de crateras.

O padrão dos defeitos se mostrou na forma de crateras e ranhuras longitudinais. O fio termoativado da Abzil foi o que apresentou o maior número de defeitos e em maior gravidade, não tendo sido observada diferença entre os grupos. No fio termoativado da GAC observou-se grande quantidade de defeitos, porém de menor gravidade que os observados no fio termoativado da Abzil. Para o fio termoativado da GAC, os grupos 2 e 4 se mostraram menos defeituosos que os grupos 1 e 3. O fio termoativado da AO no grupo 4 mostrou-se com comportamento mais parecido com o Morelli termoativado, mas nos grupos 1, 2 e 3 manteve o mesmo comportamento de ranhuras e crateras que os demais fios dos outros grupos. O fio da Ormco também manteve o padrão de defeitos, excetuando-se a amostra do grupo 2, que apesar de apresentar defeitos, o fez em menor gravidade.

A análise da rugosimetria através do AFM apresentou resultados semelhantes aos topográficos obtidos pelo mesmo teste. Ou seja, a análise qualitativa da situação de desgaste da superfície dos fios termoativados é comprovada pela análise quantitativa do teste de rugosidade. Então novamente o fio termoativado da marca Morelli foi o que apresentou as melhores condições de lisura superficial, com destaque para os representantes dos grupos 1, 2 e 4, que se equiparam. O fio Termoativado Morelli do grupo 3 também apresentou bons resultados de lisura, porém se equiparou ao Gac Termo e Ormco Termo. No extremo oposto aos fios da Morelli para os valores de rugosidade, estão os fios Termoativados da AO, com os maiores valores, semelhantes ao Abzil Termoativado dos grupos 1 e 4. Os demais fios obtiveram valores intermediários de rugosidade superficial, com especial atenção aos fios do grupo controle que apresentaram valores maiores que os fios submetidos aos desgastes térmico e mecânico. Tal observação sugere que o processo de fabricação tem grande influência na rugosidade superficial dos fios ortodônticos (Tabelas 6 e 7).

4.5 DISCUSSÃO

Nesse estudo o foco foi comparar o comportamento das amostras de fios ortodônticos termoativados, de mesmo calibre, em relação ao próprio grupo e entre os grupos. Como os grupos são formados por situações de desgastes físicos diversos, pode-se ter uma análise indi-

vidual de cada situação de desgaste e em conjunto sobre as amostras. A metodologia empregada neste trabalho baseou-se em trabalhos da área de dentística, visto que são os que mais realizam estudos sobre o desgaste de materiais no meio bucal^{32,33,40}.

Para tanto, o teste de deflexão em três pontos^{3,26-31}, gerador do gráfico de carga-deflexão, foi utilizado como forma de carregar e descarregar o fio de força, no intuito de conhecer seu comportamento nesse trajeto^{1,3}. Segundo Cornelis (2008)¹, carregar um fio de força, ou carga, ou ativação é o ato de levá-lo até um bráquete de um dente que esteja desalinha-do. Descarregar essa força ou desativação, ou força de trabalho³ é quando o fio volta a sua forma original, desfazendo da força outrora aplicada. Isso só não ocorrerá se o limite elástico do fio for ultrapassado no momento da carga, causando a deformação plástica ou definitiva, tornando-o sem interesse clínico¹. O movimento do fio para a posição original leva o dente para o alinhamento desejado, sendo essa parte da curva de carga-deflexão de real importância clínica³³. A parte da curva à partir do ponto em que a carga é removida entra em um trajeto reverso à forma original formando um platô que foi padronizado como de interesse clínico³, neste estudo os pontos referentes a ele foram demarcados em 4 mm, 3 mm e 1 mm e suas respectivas forças de trabalho, ou de desativação, foram gravadas.

A temperatura dos testes foi controlada aos 37°C (+/- 0,5°C) similar à temperatura da boca, sendo esta a temperatura de mudança dos fios termoativados da fase martensítica para a fase austenítica^{4,19}. Nessa temperatura a fase prevalente para os fios ortodônticos é austenítica, mais rígida, porém se aplicada força há transformação martensítica por stress (SIM), fase menos rígida do fio. Quando a carga é removida há a transformação reversa para fase austenítica novamente, tornando a estrutura mais rígida e, portanto com força de trabalho mais significativa^{1,3,4,19,20}. A temperatura controlada é importante para avaliar a performance dos fios termoativados^{2,3} e exprimir a característica de memória de forma própria dos fios termoativados¹⁹. O controle de temperatura, de acordo com Hida et al (2013)⁵¹, mantém o fio em estabilidade das temperaturas de transição. Como neste trabalho, para as amostras com desgaste térmico, demonstrando menores níveis de força que os demais grupos. Também para Santoro (2000), variando a temperatura de fios de NiTi entre 4 e 60°C sob ação de teste de deflexão em três pontas, observou forças diminuídas. Assim como neste estudo, Santoro sugere que a variação de temperatura promove uma mudança na temperatura de transição de fases modificando as forças exercidas, porém mantendo o formato do gráfico de carga-deflexão.

Os valores médios das forças encontradas no ponto 4 mm da curva de carga-deflexão para termoativados são menores do que os encontrados por Parvizi (2003)⁴ que investigou a curva de carga/deflexão de três fios ortodônticos de NiTi termoativados comparando com um

fio de NiTi convencional. O teste utilizado foi o de deflexão em três pontos, com a deflexão variando entre 2 e 4 mm. Também variou a temperatura do teste entre 20 e 40°C. Assim pode observar que os fios NiTi termoativados produziam menos força que o NiTi convencional e que a variação da temperatura também alterou de forma significativa a força exercida. No entanto, os valores de Miura (1986) são semelhantes aos encontrados neste trabalho. Miura et al, realizou teste de deflexão em três pontos com fios de NiTi de vários calibres, para o fio 0,018” ficou demonstrado que não só valores foram bastante parecidos como também o formato do gráfico.

As forças de trabalho aferidas para os fios termoativados em geral, independente da região do platô analisado, mostraram-se menores do que as que foram observadas para os fios superelásticos do mesmo calibre, resultados observados por diversos autores que utilizaram o teste de deflexão em três pontos^{2,4,5,29,34,35}. No trabalho de Gatto (2013)³ observou-se o mesmo comportamento, e mais, as forças de trabalho diminuía de forma significativa à medida que o fio termoativado voltava à posição original, fato também observado neste trabalho, porém de forma menos abrupta. Justamente por isso, os fios termoativados são preferíveis aos superelásticos nas fases iniciais de alinhamento dentário⁵, e também pelo fato de conseguirem expressar as características de memória de forma com pequenas deflexões^{3,4}.

O formato do gráfico de carga-deflexão mostrou um comportamento de descarga da força entre o ponto 4 mm e o ponto 3 mm do platô de desativação. A força aos 3 mm tendeu a 0 (zero) e continuando a descarga do platô ela aumenta e continua de forma decrescente até o final do gráfico, chegando no ponto 1 mm do platô com mais força que aos 3 mm. Esse fato da descarga da força ocorre devido a existirem componentes de atrito entre a amostra e o bráquete^{34,35}. Segundo Kusy e Whitley⁴⁰ (1990), a resistência ao deslizamento não pode ser atribuída somente ao atrito clássico, mas também ao “Binding” e “Notching”. O aparecimento de cada um destes efeitos irá depender do ângulo formado entre a amostra e a canaleta do bráquete. Quando a superfície do bráquete e do fio encontram-se livre de angulação, o atrito clássico é a força principal de resistência ao deslizamento. Quando o fio exerce não só a força de atrito clássico, mas também em suas paredes laterais, surge o “Binding” e estabelece-se uma configuração ativa. Se nesta configuração ativa ocorrer aumento da força do “Binding” a ponto de causar deformação permanente no fio e impedir o deslocamento, caracteriza-se o “Notching”, efeito não notado neste trabalho. O fato de termos utilizado bráquetes como apoio das amostras influenciou o comportamento do retorno do fio à forma original, aspecto não observado nos estudos que utilizaram o porta-amostra convencional do teste de deflexão em três pontos, ou seja, aquele em que as extremidades das amostras ficam livres^{1-6,19,24,26,29}.

O desgaste oferecido aos fios do grupo 4 (ciclagem termomecânica) é o que mais se aproxima da realidade do ambiente bucal, pois submete os fios a duas variações físicas ao mesmo tempo. A variação de temperatura (5 – 55°C) e de carga, ou pressão mastigatória, simularia o que ocorre quando da mastigação de alimentos com temperaturas diversas durante o período que o fio está na boca, que para essa simulação foi de 1 mês de uso clínico. Segundo Berzins e Roberts (2010)⁴⁹, essas variações cíclicas no meio bucal podem alterar o comportamento dos fios de NiTi, alterando sua temperatura de transição de fase, capacidade mecânica e resistência à fratura. Diferente dos referidos autores, essas variações executadas e medidas neste trabalho não influenciaram as amostras da mesma forma, nem na mesma intensidade, demonstrando que as alterações sofridas dependem de fatores como manipulação pelo fabricante e composição da liga. Quanto à ação das forças mastigatórias, apesar dos fios não estarem diretamente na linha de ação da mastigação, nos é relevante o efeito da tensão que os alimentos exercem sobre os fios durante a mastigação. Sabe-se que a carga aplicada aos fios pelos alimentos durante a mastigação é muito menor do que a carga aplicada na trituração dos alimentos³⁶, porém ela é capaz de alterar a propriedade de superelasticidade, principalmente em pequenas deformações, tornando os fios de NiTi inviáveis para pequenos apinhamentos⁵⁰. Foi possível observar tal efeito neste trabalho, com forças abaixo do necessário para movimentação ortodôntica no ponto 1 mm do platô de desativação.

O comportamento das amostras do grupo 1, ou controle não mostrou diferenças estatisticamente significativas para algumas amostras em comparação com os mesmos do grupo 4, ou da ciclagem termomecânica. Assim foi para o fio da Morelli no ponto 1 mm do platô de desativação, o Abzil e o Ormco para os pontos 4 e 1 mm, o GAC e o AO para o ponto 4 mm. Enquanto o mesmo só não ocorreu entre os grupos 2, da ciclagem térmica, e 3, ciclagem mecânica, para o fio da Ormco, em nenhum momento da curva de desativação. Para Santoro (2000)⁵⁰ os fios termoativados da Abzil e da Ormco foram os que apresentaram as melhores qualidades mecânicas após o desgaste termomecânico, sugerindo uma menor influência do meio sobre a qualidade do fio. Para o fio da Ormco foi observado que suas forças de trabalho eram mesmo de menor intensidade e sua descarga mais contínua ao longo do platô de desativação. A propriedade de deflexão dos fios submetidos à ciclagem termomecânica, que representa mais fielmente as situações encontradas na boca no período de 1 mês, são equivalentes aos fios do grupo controle que não foram submetidos a nenhum tipo de desgaste, somente em alguns momentos da desativação, impossibilitando a utilização clínica dos fios de NiTi estudados por períodos maiores que 1 mês, visto que a curva de desativação não pode ser levada em conta por um ponto somente, mas como um todo, demonstrando uma descarga leve e con-

tínua da força. Conclusão compartilhada com Bourauel (2008)²⁰, segundo o qual a expectativa de utilização dos fios por períodos prolongados fica prejudicada pela influência dos desgastes no meio bucal, que alteram as propriedades mecânicas. Os fios termoativados se mantêm ativados, liberando forças contínuas e constantes de baixa intensidade, por longos períodos e sob grandes deflexões, tornando as frequentes reativações desnecessárias³. A conclusão deste trabalho não concorda com o achado de Gatto (2013)³. Quando foi estudado o comportamento das amostras dos grupos 1 (controle) e 4 (ciclagem termomecânica), notou-se que a propriedade de deflexão dos fios submetidos à ciclagem termomecânica, não foi estatisticamente equivalente aos fios do grupo controle em todo o trajeto do gráfico de desativação, sugerindo assim a impossibilidade da utilização clínica dos fios de NiTi estudados por períodos maiores que 1 mês.

O desgaste térmico (Grupo 2) e o mecânico (Grupo 3) praticamente se igualam em influência sobre as amostras. Impreterivelmente para todos os fios no ponto 4 mm as forças mensuradas foram menores do que no grupo controle, porém o contrário pôde ser observado para os demais pontos da curva de desativação. Nesse platô de desativação as amostras desempenham um trajeto mais linear, chegando ao ponto 1 mm de desativação com maior quantidade de força a ser liberada que as demais amostras dos outros grupos. Essa capacidade favoreceria a utilização dos fios em pequenos apinhamentos, ou no final da fase de alinhamento^{3,37}, porém, como no meio bucal a realidade é de desgaste térmico e mecânico juntos, impossibilita essa utilização prolongada. Essa influência diferenciada do desgaste mecânico e térmico separadamente não foi observada por Cornelis (2008)¹, em estudo com fios de NiTi em ciclagem mecânica e submissão ao teste de deflexão em três pontos. Para ele não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados e o controle, demonstrando que fios deflexionados para correção de desalinhamentos severos mantêm suas capacidades mecânicas de volta ao original, não comprometendo o tratamento.

No ponto 1 mm de desativação os seguintes fios apresentaram força de trabalho média de aproximadamente 0 (zero): Morelli termoativado do grupo 1, GAC termoativado do grupo 4. Levando-se em conta que a força mínima necessária para movimentação ortodôntica dentária varia de 1 a 2cN³⁸, fios com capacidade de força de trabalho menor não seriam de muita utilidade. Sugere-se com isso que em pequenos apinhamentos dentários as características de superelasticidade desses fios não poderiam ser expressas de forma completa, reduzindo os benefícios esperados do alinhamento dentário^{3,37}. Garrec and Jordan (2004)³⁷, relatam ainda que em pequenas deformações esses fios se comportariam como qualquer outra liga e que suas características denominadoras só seriam expressas em grandes deformações. Em contra-

posição, para esse mesmo ponto de aferição, os fios: Abzil termoativado dos grupos 2 e 3, GAC termoativado dos grupos 2 e 3, AO termoativado e Ormco termoativado de todos os grupos, apresentaram força de trabalho suficiente à movimentação dentária.

É difícil reproduzir *in vitro* as condições da cavidade oral, bem como transpor seus resultados para a prática clínica. Apesar disso, atualmente têm sido utilizadas metodologias que se aproximam muito da situação clínica real, e que podem servir como orientação para um estudo clínico mais aprofundado^{18,24}.

A análise da topografia superficial por microscopia de força atômica (AFM) revelou que todos os fios apresentaram irregularidades em suas superfícies, estando de acordo com várias pesquisas^{5,9,10,12-18,39-41}. Concordando com os trabalhos de Bourauel et al¹⁸ e Amini et al⁴¹ que demonstram que a técnica de produção é um fator que exerce grande influência nas características superficiais dos fios ortodônticos, o presente trabalho pôde verificar em avaliação dos fios de NiTi termoativados uma invariável propensão a ranhuras e crateras, independente do tratamento realizado no fio. Sugere-se com isso que os defeitos observados são provenientes unicamente do processo de fabricação e o tratamento térmico-mecânico não tem capacidade para alterá-los. Esses defeitos influenciam o comportamento clínico do fio, pois alteram sua qualidade superficial, sendo sua superfície a parte que entra em contato com a mucosa, fluidos bucais e com os demais componentes do aparato ortodôntico^{7,9,13,18,23}. Estando os fios ortodônticos sujeitos a aplicação de forças, esses defeitos podem diminuir sua vida útil, sendo os locais onde se iniciam e propagam as trincas^{20,42,43}. Outro aspecto importante é que as trincas podem resultar na ruptura da camada de proteção à corrosão, tornando esses materiais susceptíveis à corrosão localizada e, conseqüentemente, diminuindo ainda mais a resistência à fratura do material^{13,21,44}.

A grande preocupação com a rugosidade superficial dos fios ortodônticos e a busca pelo desenvolvimento de materiais com maior lisura superficial visa principalmente diminuir o atrito superficial, mas também pode ser relacionada à redução da capacidade de acúmulo de placa. A formação do biofilme e a conseqüente mineralização sobre o fio ocorre através de diversos mecanismos e o ponto inicial é ditado pelas propriedades superficiais do material as quais se relacionam com a adesão microbiana¹⁴. Os produtos microbianos podem alterar o ambiente diminuindo o pH e promovendo a destruição da camada de proteção contra corrosão^{4,45-47}. Como o fio fica exposto no meio bucal normalmente por longos períodos, esse processo se torna mais crítico no decorrer do tratamento⁴⁸.

4.6 CONCLUSÃO

Através da aplicação do teste de deflexão em três pontos pode-se observar que os grupos controle e da ciclagem termomecânica obtiveram resultados coincidentes, enquanto os grupos da termociclagem e da ciclagem mecânica se igualaram entre si. As médias de força exercidas pelos fios mostrou-se mais pronunciada no grupo controle do que no restante. O fio da Morelli foi o que desenvolveu a maior média de força enquanto o fio da AO desenvolveu a menor, para todos os grupos.

Todos os fios estudados apresentaram irregularidades na superfície, sendo menos observado no Morelli. Os fios da Abzil e da AO foram os que apresentaram defeitos mais marcantes. Os demais fios se igualaram em quantidade e gravidade das alterações topográficas superficiais.

Os fios que apresentaram menores irregularidades superficiais foram os que desenvolveram maiores médias de força no gráfico de carga-deflexão.

A presença de grande quantidade de defeitos superficiais nos fios do grupo controle causa preocupação uma vez que o próprio manuseio do fio pelo ortodontista e os efeitos de degradação do ambiente bucal levam ao aparecimento de mais alterações na superfície do material, diminuindo a efetividade quando usado pelos períodos convencionais de tempo de uso clínico e inviabilizando o uso por períodos maiores.

4.7 REFERÊNCIAS

- 1) Cornelis A J M, Pallav P, Kleverlaan C J, Kuitert R B, Andersen B P, Feilzerf A J. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133:269-76
- 2) Sarul M, Kawala B, Antoszewska J. Comparison of Elastic Properties of Nickel-Titanium Orthodontic Archwires. *Adv Clin Exp Med* 2013;22:253–260
- 3) Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load–deflection characteristics of superelastic and thermal nickel – titanium wires. *Eur J Orthod* 2013;35:115–123
- 4) Parvizi F, Rock W P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2003;25:417–421

- 5) Juvvadi S R, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan A B. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;138:623-30
- 6) Quintão C C A, Neto J P C, Menezes L M, Elias C N. Force-Deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod* 2009;10:29–32
- 7) Pernier C, Grosgeat B, Ponsonnet L, Benay G, Lissac M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *Eur J Orthod* 2005;27:72-81
- 8) Zinelis S, Eliades T, Pandis N, Eliades G, Bourauel C. Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;132:84-9
- 9) Huang, H. H. Variation in corrosion resistance of nickel-titanium wires from different manufactures. *Angle Orthod* 2005;75:661-5
- 10) Al-khatib, S.; Berradja, A.; Celis, J. P. et al. In vitro friction of stainless steel arch wire–bracket combinations in air and different aqueous solutions. *Orthod Craniofac Res* 2005;8:96-105
- 11) Kusy, R. P.; Whitley, J. Q.; Gurgel, J.A. Comparisons of surface roughness and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004;126:589-603
- 12) Verstrynge, A.; Van Humbeeck, J.; Willems, G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006;130:460-70
- 13) Huang, H. H. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. *J Biomed Mater Res A* 2003;66:829-39
- 14) Marques, I. S.; Araújo, A. M.; Gurgel, J. A. et al. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod* 2010;80:521-7
- 15) Krishnan, V.; Kumar, K. J. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod* 2004;74:825-31
- 16) Daems, J.; Celis, J.; Willems, G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *Eur J Orthod* 2009;31:260-5
- 17) Doshi, U. H.; Bhad-Patil, W. A. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2011;139:74-9

- 18) Bourauel, C.; Fries, T.; Drescher, D. et al. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998;20:79-92
- 19) Prosski, R. R.; Bagby, M. D.; Erickson, L. C. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;100:341-8
- 20) Bourauel, C.; Scharold, W.; Jäger, A. et al. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dent Mater J* 2008;24:1095-101
- 21) House, K.; Sernetz, F.; Dymock, D. et al. Corrosion of orthodontic appliances--should we care? *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133:584-92
- 22) Eliades, T.; Bourauel, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005;127:403-12
- 23) Neumann, P.; Bourauel, C.; Jäger, A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13:141-7
- 24) Articulo, L. C.; Kusy, R. P. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;115:39-51
- 25) Drescher, D.; Bourauel, C.; Schumacher, H. A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1989;96:397-404
- 26) Nakano, H. et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;115:390 – 395
- 27) Gurgel, J A, Kerr, S., Powers J M, Le Crone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;120:378 – 382
- 28) Iijima M , Ohno H , Kawashima I , Endo K , Mizoguchi I. Mechanical behaviour at different temperatures and stresses for superelastic nickeltitanium orthodontic wires having different transformation temperatures. *Dent Mater J* 2002;18:88 – 93
- 29) Wilkinson P D, Dysart P S, Hood J A , Herbison G P. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002;121 : 483 – 495
- 30) Kusy R P , Whitley J Q. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;131:229 – 237
- 31) Kasuya S , Nagasaka S , Hanyuda A , Ishimura S , Hirashita A. The effect of ligation on the load-deflection characteristics of nickel-titanium orthodontic wire . *Eur J Orthod* 2007;29 : 578 – 582

- 32) Salazar M S M, Pereira S M B, Ccahuana V V Z, Passos S P, Vanderlei A D, Pavanelli C A, et al. Shear Bond strength between metal alloy and a ceramic system, submitted to different thermocycling immersion times. *Acta Odontol Latino Am* 2007;20:97-102.
- 33) Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment . *Eur J Orthod* 1995;17:395 – 402
- 34) Fischer-Brandies H , Es-Souni M , Kock N , Raetzke K , Bock O. Transformation behaviour, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016” x 0.022” NiTi archwires . *J Orofacial Orthop* 2003;64:88 – 99
- 35) Sakima M T , Dalstra M , Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod* 2006;28:282 – 291
- 36) Prymak O, Klocke A, Kahl-Nieke B, Epple M. Fatigue of orthodontic nickel-titanium (NiTi) wires in different fluids under constant mechanical stress. *Materials Science and Engineering* 2004;378:110-114
- 37) Garrec P , Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension . *Angle Orthod* 2004;74:691–696
- 38) Graber T M, Vanarisdall R L Jr. *Orthodontics. Current principles and techniques*, 2nd ed. Mosby, Year Book Inc., St Louis,1994.
- 39) Clocheret, K.; Willems, G.; Carels, C. et al. Dynamic frictional behavior of orthodontic archwires and brackets. *Eur J Orthod* 2004;26:163-70
- 40) Kusy, R. P.; Whitley, J. Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990;23:913-25
- 41) Amini F, Rakhshan V, Pousti M, Rahimi H, Shariati M, Aghamohamadi B. Variations in surface roughness of seven orthodontic archwires: an SEM-profilometry study. *Korean J Orthod* 2012;42:129-137
- 42) Yu Jh, Wu Lc, Hsu Jt, Chang Yy, Huang Hh, Huang Hl. Surface roughness and topography of four commonly used types of orthodontic archwire. *J Med Biol Eng* 2011;31:367-370
- 43) D’antò V, Rongo R, Ametrano G, Spagnuolo G, Manzo P, Martina R, et al. Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy. *Angle Orthod* 2012;82:922-8
- 44) Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander F G. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater J* 2005;21:938-45
- 45) Bishara, S. E.; Winterbottom, J. M.; Sulieman, A. H. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod* 1995;65:117-22

- 46) Nikolai, R. J. Orthodontic wire: a continuing evolution. *Semin Orthod* 1997;3:157-65
- 47) Chen, R.; Zhi, Y. F.; Arvystas, M. G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod* 1992;62:59-66
- 48) Ferreira, F. A. C. Biomecânica do movimento dental. In: FERREIRA, F. V. *Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico*. 5. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p. 361-98.
- 49) Berzins, D. W., Roberts, H. W. Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires. *Dent Mater J* 2010;26:666-674
- 50) Santoro, M.; Beshers, D. N. Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000;118:685-692
- 51) Hida, M., Miyazawa, K., Tsuruta, S., Kurosawa, M., Hata, Y., Kawai, T., Goto, S. Effect of heat treatment conditions on the mechanical properties of Ti-6Mo-4Sn alloy for orthodontic wires. *Dent Mater J* 2013; 32: 462–467

4.8 LEGENDAS

mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
cm	Centímetro
°C	Graus
±	Mais ou menos (desvio-padrão)
®	Marca registrada
“	Polegada
%	Porcentagem
p	Nível de Significância
N	Newton
cN	CentiNewton
KN	KiloNewton
NiTi	Liga de Níquel-Titânio
TiMo	Liga de Titânio-Molibdênio ou Beta- Titânio
Al	Alumínio
Ti	Titânio
Cr	Cromo

Cu	Cobre
Mn	Manganês
Fe	Ferro
V	Vanádio
Zr	Zircônio
Mo	Molibdênio
Sn	Estanho
Ni	Níquel

4.9 TABELAS, FIGURAS E GRÁFICOS

Tabela 1– Fios ortodônticos utilizados na amostra

COMPOSIÇÃO DO FIO	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Liga de CuNiTi	Damon Optimal-Force Copper NiTi	Ormco (Glendora, CA, USA)
Liga de NiTi	Nickel Titanium Memory Wire - N.A. Form III – Heat Activated	American Orthodontics (Sheboygan, WI, USA)
Liga de NiTi	Ovation Sentalloy Accuform	Dentsply GAC International (Bohemia, NY, USA)
Liga de NiTi	Arco Nitinol Termoativado Abzil	3M do Brasil (São José do Rio Preto, SP, Brasil)
Liga de NiTi	NiTi Termoativado Thermo Plus	Dental Morelli LTDA (Sorocaba, SP, Brasil)

Tabela 2– Distribuição dos fios nos grupos

GRUPOS 1 – 4	1-NiTi Termoativado Thermo Plus (Morelli) (n=5)
	2-Arco Nitinol Termoativado Abzil (3M) (n=5)
	3-Ovation Sentalloy Accuform (Dentsply GAC) (n=5)
	4-Nickel Titanium Memory Wire - N.A. Form III – Heat Activated (American Orthodontics) (n=5)
	5-Damon Optimal-Force Copper NiTi (Ormco) (n=5)

Tabela 3– Distribuição dos testes nos grupos

GRUPOS	TESTE DE RESIS- TÊNCIA À DE- FLEXÃO	CICLAGEM TÉRMICA (100 CICLOS)	CICLAGEM ME- CÂNICA (20.000 CICLOS)
	+ AFM		
G – 1	SIM	NÃO	NÃO
G – 2	SIM	SIM	NÃO
G – 3	SIM	NÃO	SIM
G – 4	SIM	SIM	SIM

Tabela 4 - Deflexão dos fios ortodônticos (Média de força em Newtons, +/- Desvio-padrão, Teste de Tukey).

Fios Ortodônticos	Grupos			
	1	2	3	4
Morelli termoativado				
4mm	9,29(0,20)A	6,72(0,53)B	6,56(0,47)B	8,23(0,32)C
3mm	0,32(0,25)D	2,12(0,25)E	2,02(0,53) E	1,10(0,13)F
1mm	0,94(0,12)G	1,18(0,07)G	1,35(0,89)G	1,17(0,10)G
Abzil termoativado				
4mm	5,96(0,14)A	4,26(0,51)B	3,69(1,09)B	5,43(0,13)A
3mm	1,03(0,07)C	2,69(0,19)D	2,50(0,33)D	0,54(0,07)E
1mm	1,16(0,58)F	3,04(0,22)G	2,84(0,17)G	1,01(0,04)F
GAC termoativado				
4mm	6,29(1,92)A	5,62(0,25)A	5,53(0,48)A	6,23(0,20)A
3mm	1,80(0,44) BD	2,27(0,10)CD	2,19(0,21)BCD	0,80(0,07)E
1mm	1,07(0,78)F	1,70(0,07)F	1,61(0,05)F	0,34(0,08)G
AO termoativado				
4mm	4,38(0,33)ABCD	3,44(0,37)ABC	3,82(0,41)ABCD	5,04(1,25)ACD
3mm	2,27(0,06)E	2,67(0,17)E	2,49(0,13)E	1,37(0,76)F
1mm	2,28(0,03)GI	2,72(0,13)HI	2,49(0,10)GHI	1,55(0,41)J
Ormco				
4mm	5,06(0,24)A	3,89(0,67)B	4,74(0,17)A	5,25(0,49)A
3mm	2,07(0,12)C	2,50(0,30)D	2,04(0,14)C	1,40(0,11)E
1mm	1,58(0,10)F	2,24(0,55)G	1,52(0,12)F	1,15(0,32)F
*Significância no Teste de Tukey para cada fio individualmente: Letras iguais correspondem à ausência de diferença estatisticamente significativa.				

Tabela 5 - Comparação entre as médias de força exercidas pelos fios aos 4mm em ordem decrescente

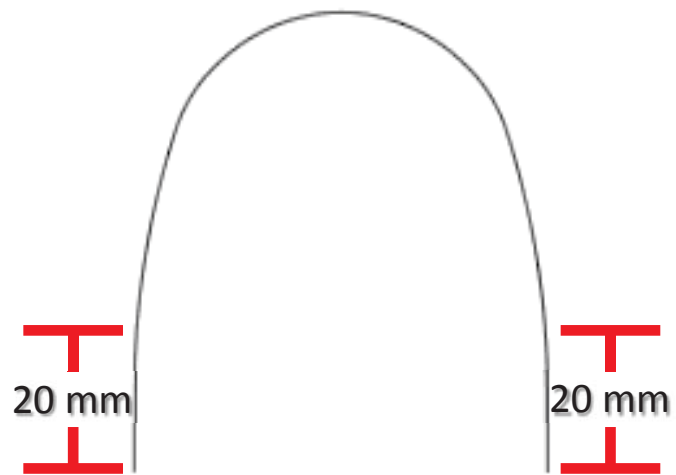
Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Morelli	Morelli	Morelli	Morelli
Termoativado	Termoativado	Termoativado	Termoativado
GAC Termoativado	GAC Termoativado	GAC termoativado	GAC Termoativado
Abzil Termoativado	Abzil Termoativado	Ormco	Abzil Termoativado
Ormco	Ormco	Abzil Termoativado	Ormco
AO Termoativado	AO Termoativado	AO Termoativado	AO Termoativado

Tabela 6 - Rugosidade dos fios termoativados (medidas expressas em micrômetros)

FIOS TERMOATIVADOS	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4
Morelli termoativado	0,196	0,226	0,265	0,170
Abzil termoativado	0,556	0,266	0,290	0,365
GAC termoativado	0,307	0,270	0,228	0,331
AO termoativado	0,398	0,324	0,564	0,425
Ormco termoativado	0,271	0,257	0,249	0,312

Tabela 7 - Comparação entre os fios termoativados segundo a rugosidade, em ordem crescente. Em parênteses a classificação geral, também em ordem crescente de rugosidade.

GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4
MORELLI TERMOATIVA- DO (2)	MORELLI TERMOATIVA- DO (3)	GAC TERMOATIVADO (4)	MORELLI TERMOATIVA- DO (1)
ORMCO TERMOATIVADO (10)	ORMCO TERMOATIVADO (6)	ORMCO TERMOATIVADO (5)	ORMCO TERMOATIVADO (13)
GAC TERMOATIVADO (12)	ABZIL TERMOATIVADO (8)	MORELLI TERMOATIVA- DO (7)	GAC TERMOATIVADO (15)
AO TERMOATIVADO (17)	GAC TERMOATIVADO (9)	ABZIL TERMOATIVADO (11)	ABZIL TERMOATIVADO (16)
ABZIL TERMOATIVADO (19)	AO TERMOATIVADO (14)	AO TERMOATIVADO (20)	AO TERMOATIVADO (18)



Artigo Figura 1- Tamanho e posição dos segmentos.



Artigo Figura 2– Equipamento de Desgaste Termomecânico ER 37000



Artigo Figura 3 – Máquina de Ensaio Universal Instron



Artigo Figura 4 - A – Porta-amostra, vista lateral.



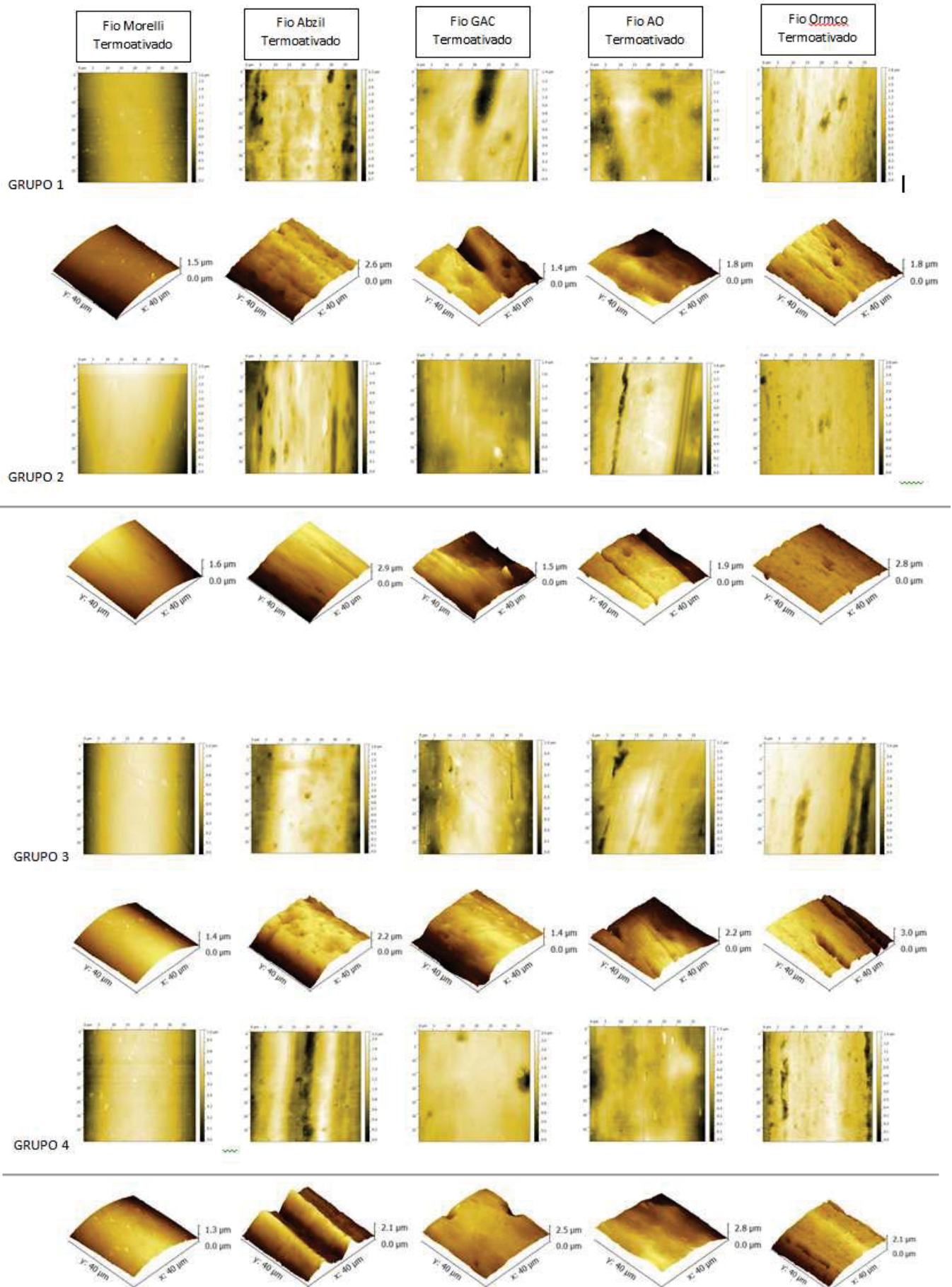
Artigo Figura 4 B – Porta-amostra, vista superior



Artigo Figura 5 – Ponta ativa e irrigador do equipamento de desgaste Termomecânico.



Artigo Figura 6 – Ponta ativa da Instron



Artigo Figura 7 - Imagens do AFM com reconstrução 3D

Gráfico 1 – carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo controle

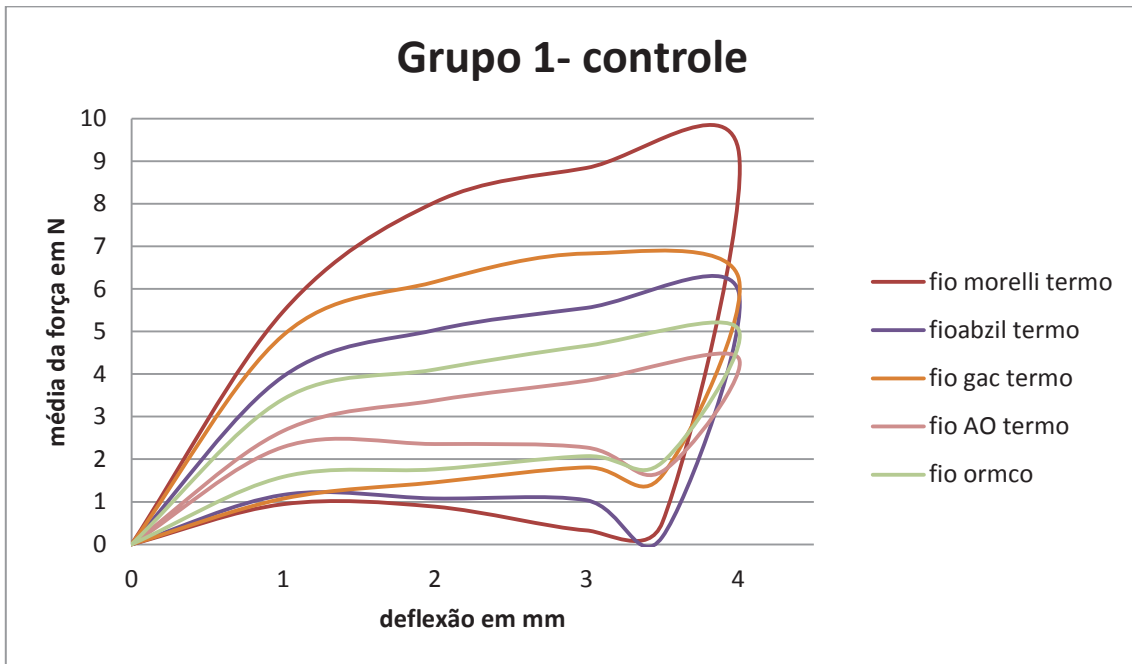


Gráfico 2– carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo da termociclagem

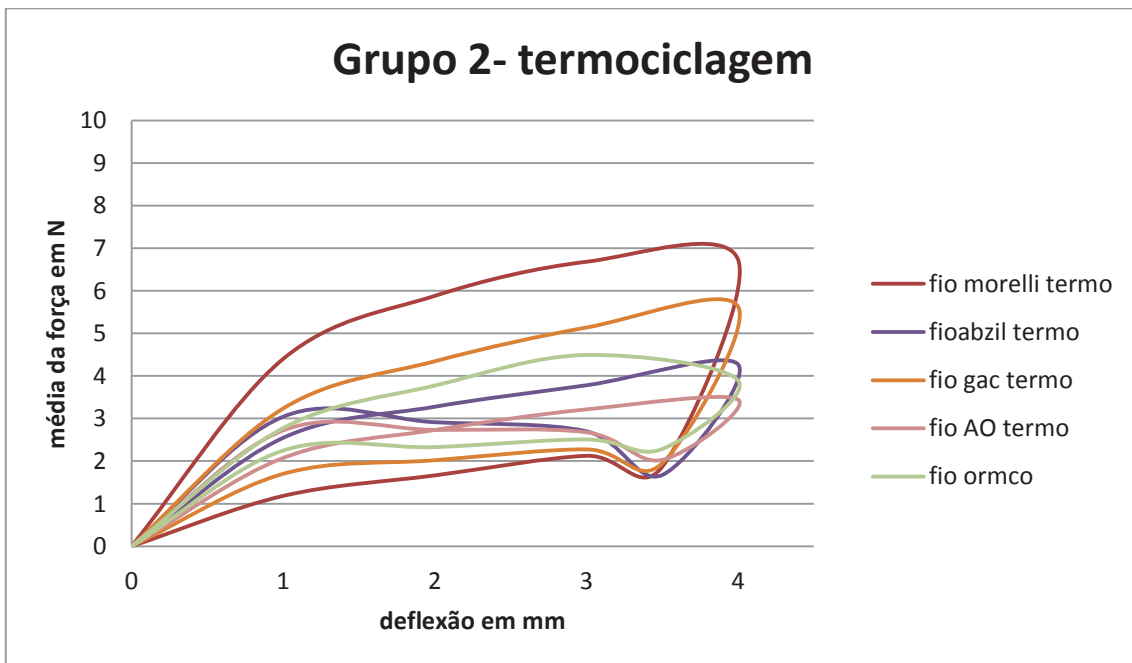


Gráfico 3– carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo da ciclagem mecânica

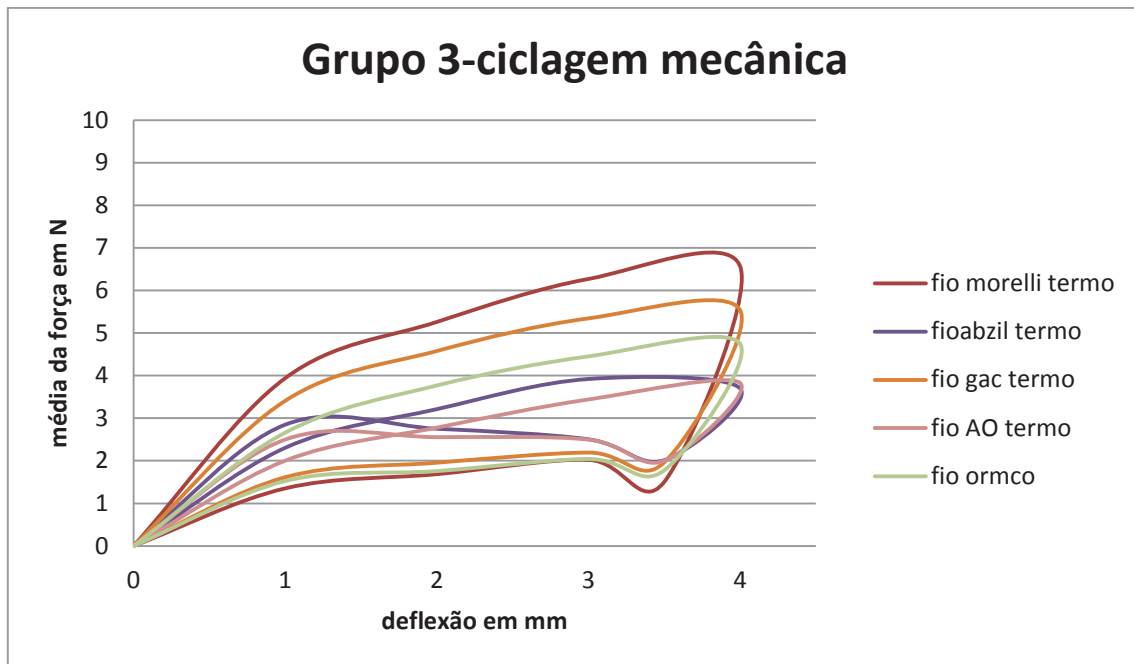


Gráfico 4 – carga (N)/ deflexão (mm) do fios termoativados no grupo da mecanotermociclagem

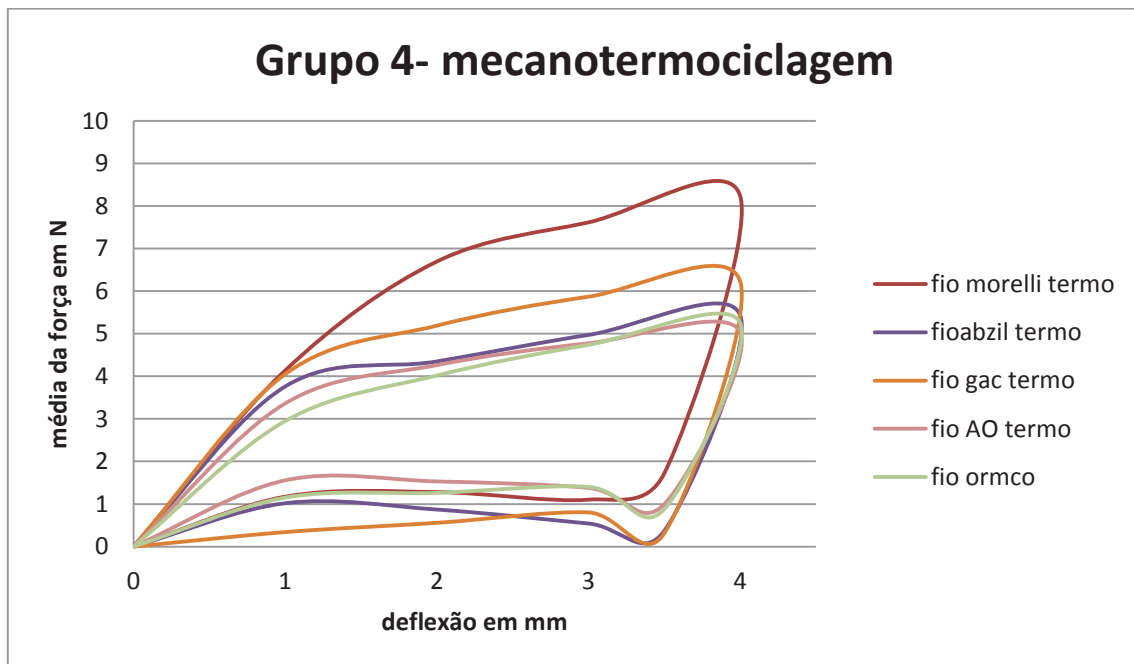


Gráfico 5 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da Morelli, entre os grupos

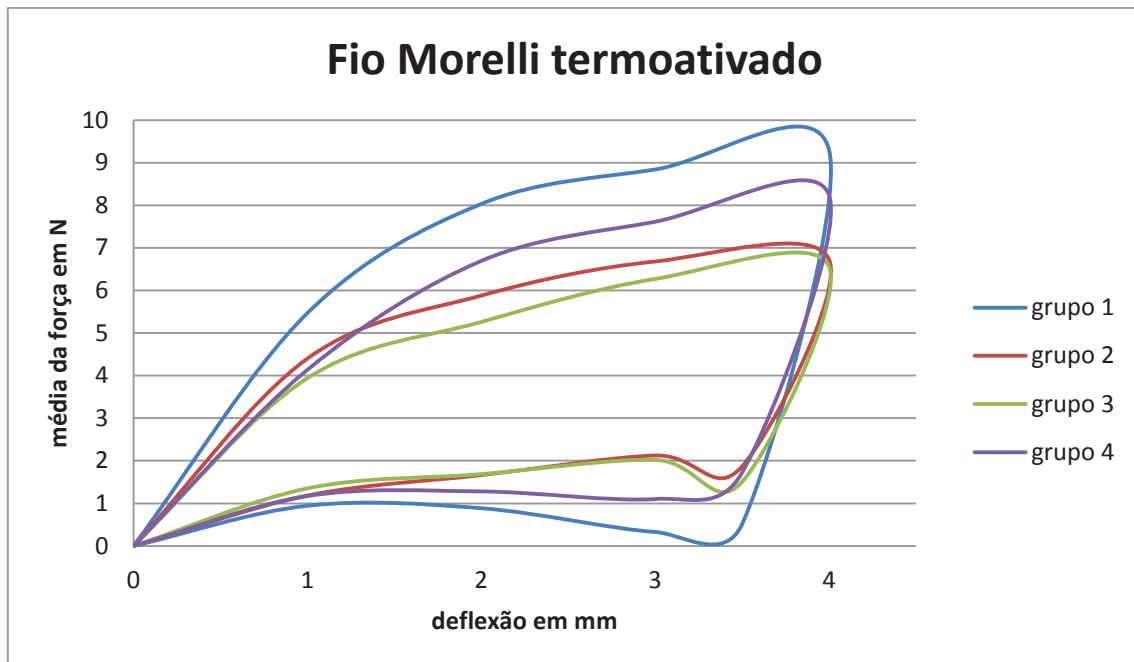


Gráfico 6 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da Abzil, entre os grupos

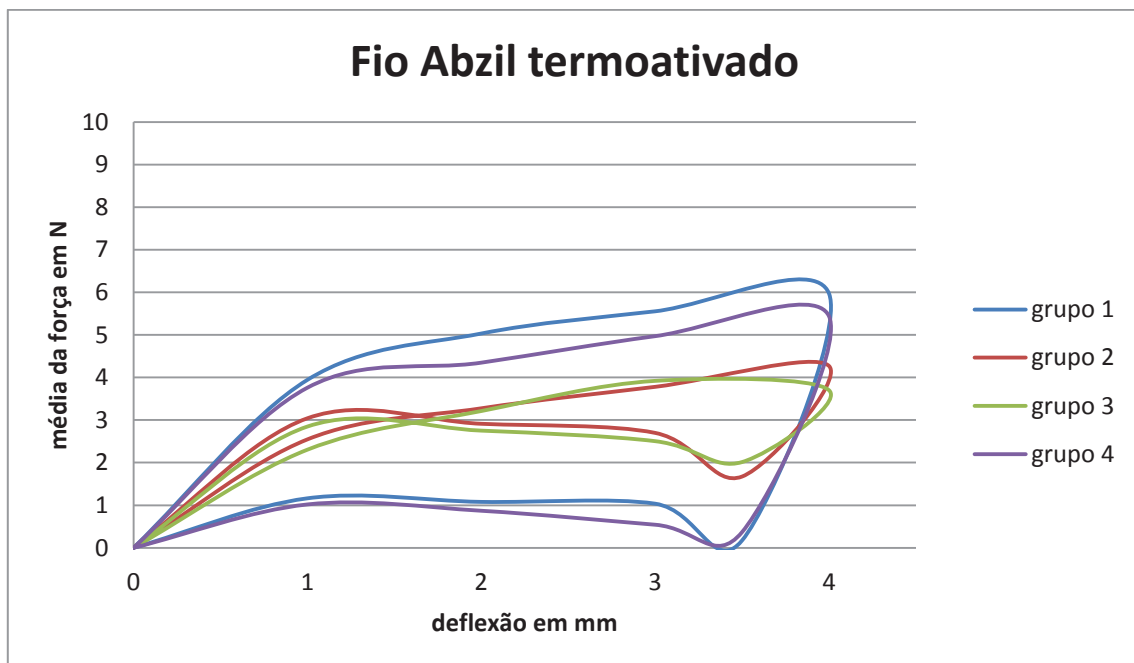


Gráfico 7 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da GAC, entre os grupos

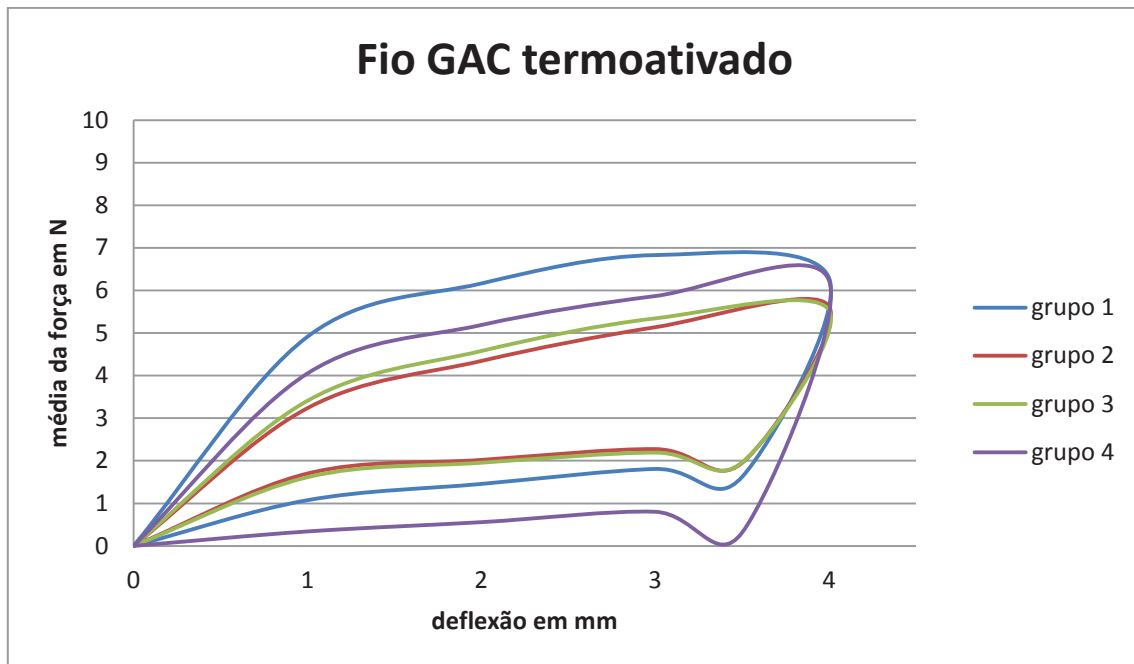


Gráfico 8 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da AO, entre os grupos

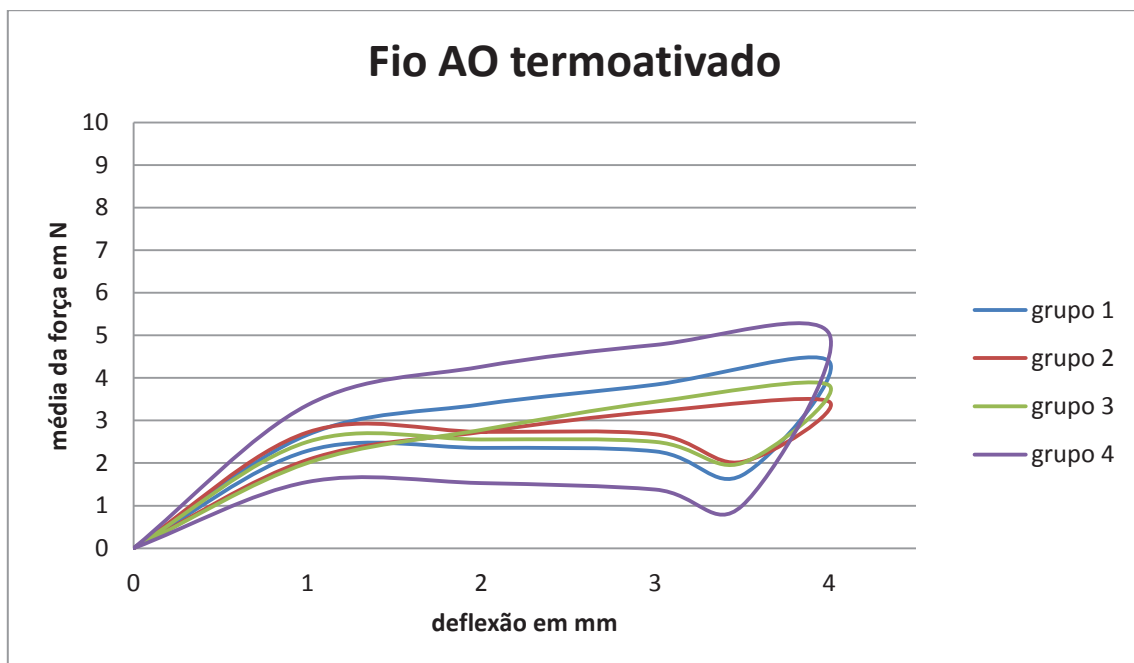
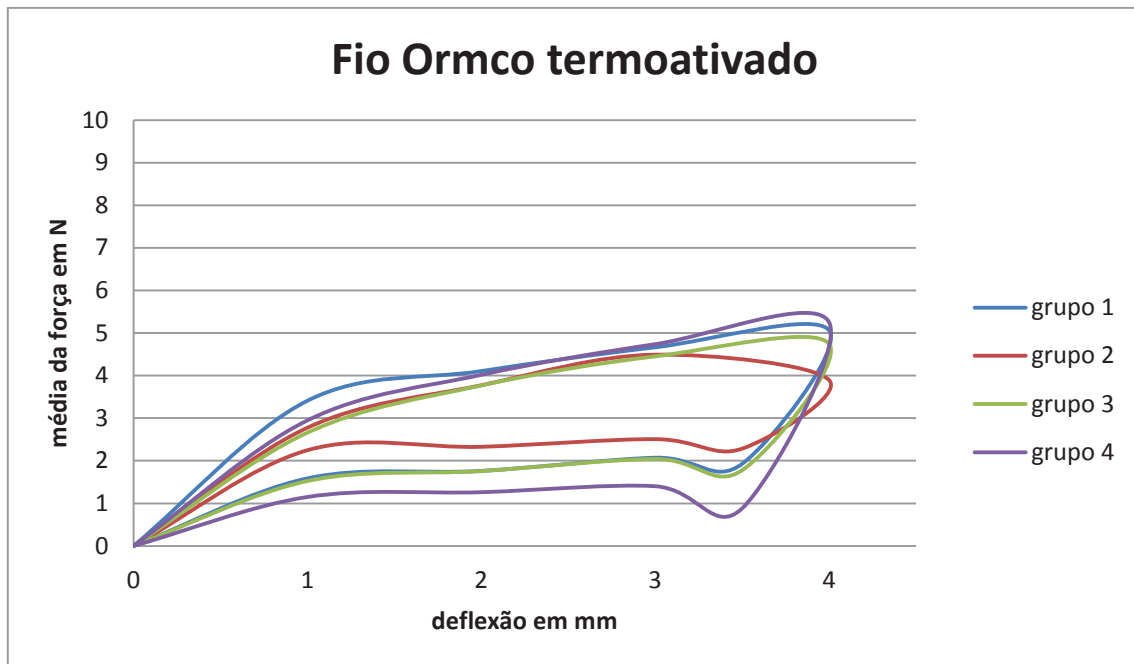


Gráfico 9 - carga (N) / deflexão (mm) do fio Termoativado da Ormco, entre os grupos



CONCLUSÃO

Através da aplicação do teste de deflexão em três pontos pode-se observar que os grupos controle e da ciclagem termomecânica obtiveram resultados coincidentes, enquanto os grupos da termociclagem e ciclagem mecânica se igualaram entre si. As médias de força exercidas pelos fios mostrou-se mais pronunciada no grupo controle do que no restante. O fio da Morelli foi o que desenvolveu a maior média de força enquanto o fio da AO desenvolveu a menor, para todos os grupos.

Todos os fios estudados, submetidos ao AFM, apresentaram irregularidades na superfície, sendo menos observado no Morelli. Os fios da Abzil e da AO foram os que apresentaram defeitos mais marcantes. Os demais fios se igualaram em quantidade e gravidade das alterações topográficas superficiais.

Os fios que apresentaram maiores irregularidades superficiais foram os que desenvolveram as menores médias de força no gráfico de carga-deflexão.

A presença de grande quantidade de defeitos superficiais nos fios do grupo controle causa preocupação uma vez que o próprio manuseio do fio pelo ortodontista e os efeitos de degradação do ambiente bucal levam ao aparecimento de mais alterações na superfície do material, diminuindo a efetividade quando usado pelos períodos convencionais de tempo de uso clínico e inviabilizando o uso por períodos maiores.

O projeto contou com o apoio e infra-estrutura da FO-UFG; com apoio técnico e infra-estrutura do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP; com apoio técnico e infra-estrutura da Faculdade de Engenharia da UNIP-GO; com apoio técnico do LABMIC da Faculdade de Física da UFG; através de recursos próprios do pesquisador.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. MARINS, E. C.; PROCACI, M. I. M. A. Fios Ortodônticos: uma visão geral. **CADERNOS UniFOA**, Edição especial, maio, 2008. Disponível em <http://www.unifoa.edu.br/pesquisa/caderno/especiais/pos-graduacao/01/16.pdf>. Acesso em: 10 mai. 2010.
2. GURGEL, J. A.; RAMOS, A. D.; KEER, S. D. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 6, n. 4, p. 103-114, jul/ago. 2001.
3. QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. v. 14, n. 6, p. 144-157, nov./dez. 2009.
4. ROSANI, G. A. Fios ortodônticos, propriedades mecânicas e suas aplicações clínicas. 2001. 76p. Monografia. **Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco**. Bragança Paulista, 2001.
5. MACEDO, A. Fios ortodônticos. **R Ortodontia SPO**. v. 43, n. 1, p. 90-97. 2010.
6. ELIADES, T.; ATHANASIOU A. E. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. **Angle Orthod**. v. 72, n. 3, p. 222–237. 2002.
7. HORNBOGEN, E. Review thermo-mechanical fatigue of shape memory alloys. **J Materials Science**. v. 39, p. 385-399. 2004.
8. BERZINS, D. W., ROBERTS, H. W. Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires. **Dental Materials**. v. 26, p. 666-674. 2010.
9. ZINELIS, S.; ELIADES, T.; PANDIS, N.; *et al.* Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**. v. 132, n. 1, p. 84-89. 2007.
10. PETOUMENO, E.; KISLYUK, M.; HOEDERATH, H.; *et al.* Corrosion Susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application. **J Orofac Orthop**. v. 69, n. 6, p. 411–423. 2008.
11. ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. *Ex vivo* surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. **Eur J Orthod**. v. 30, p. 661–667. 2008.
12. BOURAUUEL, C.; SCHAROLD, W.; JÄGER, A.; *et al.* Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. **Dental Materials**. v. 24, p. 1095–1101. 2008.
13. FERREIRA, F.V. **Ortodontia: Diagnóstico e planejamento clínico**. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1999.

14. KUSY, R. P. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. **Angle Orthod.** v. 72, n. 6, p. 501- 512, 2002.
15. WATAHA, J. C. Alloys for prosthodontic restorations. **J Prosthet Den.** v. 87, n. 4, p. 351-363, 2002.
16. ANUSAVICE, K. J. Ligas trabalhadas e trefiladas. In: BRANTLEY, W. A. **Materiais dentários.** 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
17. HIDALGO, L. A. R. **Fios ortodônticos.** 2007. 40p. Monografia. Centro Universitário do Norte Paulista. São Jose do Rio Preto, 2007.
18. VILLELA, O. V. O desenvolvimento da Ortodontia no Brasil. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1995.
19. GOLDBERG, J.; BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. **J. Dent. Res., Alexandria,** v. 58, n. 2, p. 593-600, 1979.
20. CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. **Angle Orthod.** v. 62, n. 1, p. 59-66, 1992.
21. HUANG, Z. M. et al. Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. **Biomaterials.** v. 24, n. 17, p. 2941-2953, 2003.
22. SANTORO, M.; BESHERS, D. N. Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** v. 118, n. 6, p. 685-692, 2000.
23. GURSOY, S.; ACAR, A. G.; SESEN, C. Comparisson of metal release from new and recycles bracket-archwire combinations. **Angle Orthodontist,** v. 75, n. 1, p. 92-94, 2004.
24. ALMEIDA, F. C.; MARIUZZO, O. J.; FERREIRA, I. Conceitos da área de Engenharia e ciências dos materiais em ortodontia. **Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Maxilar.** v. 3, p. 29-41, 1996.
25. SAWAGUSHI, T.; KAUSTRATER, G.; YAWNY, A. et al. Crack initiation and propagation in Ni-Ti pseudoelastic shape memory wires in bending-rotation fatigue. **Metallurgical and Materials Transactions A,** v. 34A, n. 12, p.2847-2860, 2003.
26. MCLAUGHLIN, R.; BENNETT, J. C. Arch form considerations for stability an-dexthetics. **Rev Esp Ortod.** v. 29, n. 2, p.46-63, 1999.
27. KAPILA, S.; ANGOLKAR, P. V.; DUNCANSON, M. G. Jr.; et al. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofac Orthod.** v. 98, n. 2, p. 117-126, 1990.
28. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; et al. The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofac Orthop.** v. 90, n.1, p.1-10, 1986.

29. BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire $\frac{3}{4}$ a new orthodontic alloy. **Am J Orthod.** v. 87, n. 6, p. 445-452, 1985.
30. HAHNEL, S.; HENRICH, A.; BÜRGERS, R.; *et al.* Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. **Oper Dentistry.** v. 35, n. 4, p. 412-419. 2010.
31. GALE, M. S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for the laboratory testing of dental restorations. **J Dentistry.** v. 27, p. 89-99. 1999.
32. ERNST, C. P.; CANBEK, K.; EULER, T.; *et al.* In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. **Clin Oral Invest.** v. 8, p. 130-138. 2004.
33. ROSENTRITT, M.; BEHR, M.; VAN DER ZEL, J.; *et al.* Approach for valuating the influence of laboratory simulation. **Dent Mater.** v. 25, p. 348-352. 2009.
34. PRYMAK, O.; KLOCKE, A.; KAHL-NIEKE, B.; *et al.* Fatigue of orthodontic nickel-titanium (NiTi) wires in different fluids under constant mechanical stress. **Materials Science and Engineering.** v. 378, p. 110-114. 2004.
35. KERN, M.; STRUB, J. R.; LÜ, X. Y. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. **J Oral Rehab.** v. 26, p. 372-378. 1999.
36. CLAUSEN, J. O.; TARA, M. A.; KERN, M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. **Dental Materials.** v. 26, p. 533-538. 2010.
37. COBANKARA, F. K.; UNLU, N.; CETIN, A. R.; *et al.* The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. **Operative Dentistry.** v. 33, n. 5, p. 526-533. 2008.
38. NAUMANN, M.; STERZENBACH, G.; ROSENTRITT, M.; *et al.* In vitro performance of self-adhesive resin cements for post-and-core build-ups: influence of chewing simulation or 1-year storage in 0.5% chloramine solution. **Acta Biomaterialia.** v. 6, p. 4389-4395. 2010.
39. PEITSCH, T.; KLOCKE, A. KAHL-NIEKE, B.; *et al.* The release of nickel from orthodontic NiTi wires is increased by dynamic mechanical loading but not constrained by surface nitridation. **J Biomed Mater Res A.** v. 82, n. 3, p. 731-739. 2007.
40. STAPPERT, C. F. J.; CHITMONGKOLSUK, S.; SILVA, R. F. A.; *et al.* Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. **Dent Mater.** v. 24, n. 9, p. 1248-1257. 2008.
41. FISCHER, J.; ZBÄREN, C.; STAWARCZYK, B.; *et al.* The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. **J Dent.** v. 37, n. 7, p. 549-553. 2009.

42. SALAZAR M., S. M.; PEREIRA, S. M. B.; CCAHUANA V., V. Z.; *et al.* Shear Bond strength between metal alloy and a ceramic system, submitted to different thermocycling immersion times. **Acta Odontol Latinoam.** v. 20, n. 2, p. 97-102. 2007.
43. PENIDO, S. M. M. O; PENIDO, C. V. S. R.; SANTOS-PINTO, A.; *et al.* Estudos *in vivo* e *in vitro* com e sem termociclagem, da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fonte de luz halógena. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial.** v. 13, n. 3, p. 66-76. 2008.
44. PERINETTI, G.; CONTARDO, L.; CESCHI, M.; *et al.* Surface corrosion and fracture resistance of two nickel–titanium-based archwires induced by fluoride, pH, and thermocycling. An *in vitro* comparative study. **Eur J Orthod,** v. 34, p.1–9.2012
45. ACHARYA, K. A.; JAYADE, V. P. Metallurgical properties of stainless steel orthodontic archwires: a comparative study. **Trends Biomater Artf Organs.** v. 18, n. 2, p. 125-136. 2005.
46. VAN AKEN, C.A.J.M.; PALLAV, P.; KLEVERLAAN, C. J.; *et al.* Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofac Orthop,** v.133, n.2, p.269-276, feb. 2008
47. PARVIZI, F.; ROCK, W. P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **Eur J Orthod,** v.25, p. 417–421. 2003
48. PELSUE, B. M.; ZINELIS, S.; BRADLEY, T. G.; *et al.* Structure, composition, and mechanical properties of australian orthodontic wires. **Angle Orthod,** v. 79, n. 1, p. 97-101. 2009.
49. ELIADES, T.; BOURAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. **Am J Orthod Dentofac Orthop,** v. 127, n. 4, p. 403-12, abr. 2005.
50. BOURAUUEL, C.; FRIES, T.; DRESCHER, D. *et al.* Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. **Eur J Orthod,** v. 20, n. 1, p. 79-92, fev. 1998.
51. NEUMANN, P.; BOURAUUEL, C.; JÄGER, A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. **J Mater Sci Mater Med,** v. 13, n. 2, p. 141-7, fev. 2002.
52. PERNIER, C.; GROSGOGÉAT, B.; PONSONNET, L. *et al.* Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. **Eur J Orthod,** v. 27, n. 1, p. 72-81, fev. 2005.
53. HUANG, H. H. Variation in corrosion resistance of nickel-titanium wires from different manufactures. **Angle Orthod,** v. 75, n. 4, p. 661-5, jul. 2005.
54. AL-KHATIB, S.; BERRADJA, A.; CELIS, J. P. *et al.* In vitro friction of stainless steel arch wire–bracket combinations in air and different aqueous solutions. **Orthod Craniofac Res,** v. 8, n. 2, p. 96-105, mai. 2005.

55. JUVVADI, S. R.; KAILASAM, V.; PADMANABHAN, S. et al. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 138, n. 5, p. 623-30, nov. 2010.
56. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q.; DE ARAÚJO GURGEL, J. Comparisons of surface roughness and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 126, n. 5, p. 589-603, nov. 2004.
57. VERSTRYNGE, A.; VAN HUMBEECK, J.; WILLEMS, G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 130, n. 4, p. 460-70, out. 2006.
58. HUANG, H. H. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. **J Biomed Mater Res A**, v. 66, n. 4, p. 829-39, set. 2003.
59. MARQUES, I. S.; ARAÚJO, A. M.; GURGEL, J. A. et al. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. **Angle Orthod**, v. 80, n. 3, p. 521-7, mai. 2010.
60. KRISHNAN, V.; KUMAR, K. J. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. **Angle Orthod**, v. 74, n. 6, p. 825-31, dez. 2004.
61. DAEMS, J.; CELIS, J.; WILLEMS, G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. **Eur J Orthod**, v. 31, n. 3, p. 260-5, jun. 2009.
62. DOSHI, U. H.; BHAD-PATIL, W. A. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 139, n. 1, p. 74-9, jan. 2011.
63. PROSOSKI, R. R.; BAGBY, M. D.; ERICKSON, L. C. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 100, n. 4, p. 341-8, out. 1991.
64. HOUSE, K.; SERNETZ, F.; DYMOCK, D. et al. Corrosion of orthodontic appliances - should we care? **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 133, n. 4, p. 584-92, abr. 2008.
65. ARTICOLA, L. C.; KUSY, R. P. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 115, n. 1, p. 39-51, 1999.
66. DRESCHER, D.; BOURAUUEL, C.; SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between bracket and arch wire. **Am J Orthod**, v. 96, n. 5, p. 397-404, nov. 1989.
67. GATTO, E.; MATARESE, G.; DI BELLA, G.; et al. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel – titanium wires. **Eur J Orthod**, v.35, p.115–123,2013.

ANEXOS

ANEXO 1 – NORMAS DE PUBLICAÇÃO DO PERIÓDICO

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

Edited by: Elsevier

Print ISSN: 0889-5406

Online ISSN: S0889-5406(11)00501-4

Doi: 10.1016/j.ajodo.2011.04.017

Frequency: monthly

Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* uses the *Elsevier Editorial System (EES)*, an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the AJO-DO EES website: ees.elsevier.com/ajodo.

Send other correspondence to:

Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief

American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

University of Washington

Department of Orthodontics, D-569

HSC Box 357446

Seattle, WA 98195-7446

Telephone (206) 221-5413

E-mail: vgkokich@u.washington.edu

General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics. Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below. Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication;

neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the *Journal* nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo.

Before you begin, please review the guidelines below. To view a 7-minute video explaining how to prepare your article for submission, go to [Video on Manuscript Preparation](#)

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.

2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.

3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. You should express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org>. Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.

4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the

published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material."

Scan the printed copyright release and submit it via EES.

8. Conflict of interest statement. Report any commercial association that might pose a conflict of interest, such as ownership, stock holdings, equity interests and consultant activities, or patent-licensing situations. If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

9. Institutional Review Board approval. For those articles that report on the results of experiments of treatments where patients or animals have been used as the sample, Institutional Review Board (IRB) approval is mandatory. No experimental studies will be sent out for review without an IRB approval accompanying the manuscript submission.

10. Systematic Reviews and Meta-Analyses must be accompanied by the current PRISMA checklist and flow diagram. For complete instructions, see our Guidelines for Systematic Reviews and Meta-Analyses.

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram. For complete instructions, see our Guidelines for Randomized Clinical Trials.

Other Articles

Follow the guidelines above, with the following exceptions, and submit via EES.

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A high quality manuscript must include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, treatment alternatives, treatment progress, and treatment results; and discussion. The submitted figures must include extraoral and intraoral photographs and dental casts, panoramic radiographs, cephalometric radiographs, and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or

retention figures as appropriate. Complete Case Report Guidelines can be downloaded from [Case Report Guidelines](#)

Techno Bytes items report on emerging technological developments and products for use by orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Letters to the Editor must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the submission.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending upon their interest and value to subscribers. Send books to the Editor in Chief, Dr. Vincent G. Kokich, Department of Orthodontics, University of Washington D-569, HSC Box 357446, Seattle, WA 98195-7446. They will not be returned.

Checklist for authors

___ Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

___ Abstract

___ Article proper, including references and figure legends

___ Figures, in TIF or EPS format

___ Tables

___ Copyright release statement, signed by all authors

___ Photographic consent statement(s)

___ Conflict of interest statement

___ Permissions to reproduce previously published material