

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

MURILO DE MELO PRADO

**EFEITO DA ESTERILIZAÇÃO E USO CLÍNICO NAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS E RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS FIOS DE NÍQUEL  
TITÂNIO**

GOIÂNIA

2015



**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E  
DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS (TEDE) 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), 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**

Autor (a):	MURILO DE MELO PRADO		
E-mail:			
Seu e-mail pode ser disponibilizado na página? <input checked="" type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Não			
Título:	Efeito da esterilização e uso clínico nas propriedades mecânicas e rugosidade superficial dos fios de níquel titânio.		
Palavras-chave:	Fios ortodônticos;Rugosidade superficial;Propriedade mecânica.		
Título em outra língua:	Effects of sterilization and clinical use in mechanical properties and surface roughness of nickel titanium wires.		
Palavras-chave em outra língua:	Orthodontic wires;Mechanical property;roughness.		
Área de concentração:	Clínica Odontológica		
Data defesa: (dd/mm/aaaa)	25/03/2015		
Programa de Pós-Graduação:	Odontologia		
Orientador (a):	Prof.Dr. Marcos Augusto Lenza		

\*Necessita do CPF quando não constar no SisPG

**3. Informações de acesso ao documento:**

Concorda com a liberação total do documento  SIM       NÃO<sup>1</sup>

*Murilo de Melo Prado*

Data: 25/03/2015

Assinatura do (a) autor (a)

<sup>1</sup> 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.

MURILO DE MELO PRADO

**EFEITO DA ESTERILIZAÇÃO E USO CLÍNICO NAS PROPRIEDADES  
MECÂNICAS E RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS FIOS DE NÍQUEL TITÂNIO**

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

GOIÂNIA  
2015

Ficha catalográfica elaborada automaticamente com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob orientação do Sibi/UFG.

de Melo Prado, Murilo

Efeito da esterilização e uso clínico nas propriedades mecânicas e rugosidade superficial dos fios de níquel titânio [manuscrito] / Murilo de Melo Prado. - 2015.

LX, 60 f.

Orientador: Profa. Dra. Marcos Augusto Lenza.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia (FO) , Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia, 2015.

Bibliografia. Anexos.

Inclui siglas, abreviaturas, gráfico, tabelas, lista de figuras.

1. Fios ortodônticos. 2. Rugosidade superficial. 3. Propriedade mecânica. I. Lenza, Marcos Augusto, orient. II. Título.

### Murilo de Melo Prado

Efeito da esterilização e uso clínico nas propriedades mecânicas e rugosidade superficial dos fios de níquel titânio.

Dissertação defendida e aprovada em 25 / 03 / 2015, pela Banca Examinadora constituída por:

Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza  
Presidente da Banca

Prof. Dr. Cláudio de Góis Nery  
Membro da Banca

Prof. Dr. Sérgio Ricardo Jakob  
Membro da Banca

Assinatura do Autor  
Data: 06 / 04 / 2015  
Assinatura: Sérgio R. S. Costa  
Assinatura

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

Aos meus pais Elci e Ivone

À minha querida esposa, Mikele

Aos meus filhos, Pedro e Felipe.

## AGRADECIMENTOS

À Deus, Criador do universo, pela força e coragem por Sua misericórdia a mim dispensadas.

À minha esposa, Mikele, pela compreensão, carinho e cumplicidade nos períodos ausentes em prol desta conquista.

Aos meus filhos, Pedro e Felipe, por embelezarem as nossas vidas pelo simples fato de existirem.

Aos meus pais Elci e Ivone por me incentivarem no caminho do conhecimento, e por sempre estarem ao meu lado.

Aos meus irmãos Vinícius e Letícia.

Ao amigo, Prof. Dr. Sérgio Jakob, por me direcionar nos primeiros passos da Ortodontia.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcos Lenza pela tutoria, paciência, sabedoria comigo compartilhada, sempre presente, além de um orientador, um amigo nesta produção científica.

Aos professores Dr. Cláudio Góis Nery e Dr. João Batista de Souza pelo enriquecimento das vossas correções.

Aos amigos do curso.

Aos funcionários Gláucia, Fabinho pela prestatividade.

À Profa Coordenadora Dra. Luciane R. de Rezende Sucasas da Costa pelo constante incentivo à produção científica.

“O impulso é cego, quando não há sabedoria,  
a sabedoria é vã, quando não há trabalho,  
o trabalho é vazio, quando não há amor.”

(Gibran Khalil Gibran)

## SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURA.....	X
RESUMO.....	XI
ABSTRACT.....	XII
<b>1 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA .....</b>	<b>13</b>
<b>2 OBJETIVOS .....</b>	<b>16</b>
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>16</b>
<b>4 PUBLICAÇÃO .....</b>	<b>22</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>46</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>47</b>
<b>7 ANEXOS E APÊNDICES.....</b>	<b>50</b>

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

<b>mm</b>	Milímetro
<b>mm/min</b>	Milímetro por minuto
<b>cm</b>	Centímetro
<b>°C</b>	Graus Celsius
<b>±</b>	Mais ou menos
<b>®</b>	Marca registrada
<b>“</b>	Polegada
<b>%</b>	Porcentagem
<b><i>p</i></b>	Nível de Significância
<b>N</b>	Newton
<b>cN</b>	CentiNewton
<b>KN</b>	KiloNewton
<b>NiTi</b>	Liga de Níquel-Titânio
<b>Ti</b>	Titânio
<b>SS”</b>	Aço Inoxidável (Stainless Steel)
<b>Cr</b>	Cromo
<b>Cu</b>	Cobre
<b>Ni</b>	Níquel
<b>MEV</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura
<b>AFM</b>	Microscopia de Força Atômica
<b>Ra</b>	Roughness Average (Rugosímetro pelo AFM)
<b>µm</b>	Micrômetro

## RESUMO

Este estudo avaliou os efeitos da esterilização e uso clínico nas propriedades mecânicas e rugosidade superficial de fios calibre 0,018” de níquel titânio termoativado com adição de cobre da marca: Ormco (Glendora, CA, USA). Vinte e quatro amostras foram submetidas à avaliação do comportamento mecânico no teste de carga e deflexão, à microscopia eletrônica de varredura e microscópio de força atômica para verificação da rugosidade superficial. Os testes foram realizados em quatro situações distintas: 1- embalado pelo fabricante (controle); 2- embalado pelo fabricante e autoclavado; 3- após uso clínico 60 dias e desinfecção e 4- uso clínico e autoclavado. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA e teste de Tukey. Pela aplicação do teste de deflexão em três pontos pôde-se observar que os fios em todos os grupos apresentaram comportamento mecânico na ativação/desativação semelhantes, não havendo diferenças estatísticas significantes. Todos os fios chegaram ao ponto final de desativação com forças aproximadas ao grupo controle ( $1,398 \pm 0,19$  N/mm). Ao AFM e MEV, todos os fios termoativados apresentaram irregularidades em sua topografia superficial, não sendo observadas grandes mudanças no padrão superficial entre os grupos para cada fio analisado. A avaliação qualitativa da rugosidade superficial demonstrou ranhuras e crateras, influenciando na lisura superficial dos fios, enquanto a avaliação quantitativa demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados. Concluiu-se que esterilizar os fios e utilizá-los clinicamente por 60 dias não alterou o comportamento mecânico e nem a rugosidade superficial dos fios 0,018” NiTi termoativados com adição de cobre.

**PALAVRAS-CHAVE:** Fios ortodônticos; Rugosidade superficial; Propriedade mecânica.

## ABSTRACT

This study evaluated the effects of sterilization and clinical use in the mechanical properties and surface roughness gauge wires 0.018 "nickel titanium termoset, with the addition of copper covers: Ormco (Glendora, CA, USA). Twenty-four samples were the evaluation of mechanical behavior in the load test and deflection, the scanning electron microscopy and atomic force microscope to check surface roughness. The tests were performed in four different situations: 1-packaged by the manufacturer (control); 2- packaged by the manufacturer and autoclaved; 3- after clinical use 60 days and disinfection and 4- and autoclaved clinical use. The data were submitted to ANOVA and Tukey test. By applying the deflection test on three points could be observed that the wires in all groups showed mechanical behavior in the activation / deactivation similar, with no significant statistical differences. All wires reached the end point of deactivation with forces approximate the control group ( $1.398 \pm 0.19$  N / mm). The AFM and SEM, all termoset wires showed irregularities in its surface topography, and there were no major changes in surface pattern between the groups for the analyzed wire. The qualitative evaluation of surface roughness showed grooves and craters, influencing the surface of the wires smoothness, while the quantitative analyzes showed no statistically significant difference between the groups evaluated. The conclude is that sterilize the wires and use them clinically for 60 days did not alter the mechanical behavior and the surface roughness of the wires 0.018" NiTi Thermoset with addition of copper.

**KEYWORDS:** Orthodontic wires; Mechanical property; Surface roughness.

## 1 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA

Dentre os mais importantes avanços tecnológicos na Ortodontia atual, o dos fios ortodônticos tem notória participação. A compreensão e o entendimento das propriedades físicas, mecânicas e biológicas por parte dos profissionais, contribuíram para estas melhorias. O melhor desempenho do titânio na indústria em geral forneceu importantes melhorias para a área ortodôntica, além de evidenciar a importância da tecnologia interdisciplinar.<sup>1</sup>

Em meados da década de 90, os fios de níquel titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado, introduzidos pela Ormco Corporation (Ormco, Glendora, CA, USA), com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga adequados aos objetivos do tratamento ortodôntico. São compostos basicamente por: níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, e permitem a obtenção de um sistema ideal de forças, com controle do movimento dentário.<sup>2</sup>

Os fios de níquel titânio apresentam disposições típicas que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico.<sup>2</sup> Quando os fios de NiTi são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada. O fio NiTi passa a apresentar uma fase austenítica inicial, entretanto, com a capacidade de transformação martensítica, com estrutura cristalina hexagonal.<sup>3</sup> 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 a 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 a fase plástica, 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.<sup>3,4</sup>

Na fase inicial de tratamento, a resiliência é uma propriedade mecânica importante a ser considerada pelo ortodontista. A resiliência do fio é a capacidade que o mesmo possui de

armazenar energia quando deformado elasticamente, e de liberá-la quando descarregado. Representa o trabalho armazenado disponível no fio para mover os dentes durante a desativação.<sup>2</sup>

Os fios de níquel titânio (NiTi) em especial trouxeram inúmeras vantagens em relação aos fios progressivos, principalmente nas fases iniciais do tratamento, durante o alinhamento e o nivelamento dos dentes. Memória de forma e propriedades superelásticas permitiram aos ortodontistas movimentações extensas e forças mais leves distribuídas sobre os tecidos periodontais e capilares sanguíneos.<sup>5</sup>

Na Ortodontia, os dentes são movimentados por meio de um fio, criando uma força friccional entre fio e bráquete aderido ao dente. Esta relação depende de vários fatores, sendo o fio (tipo da liga, diâmetro e calibre), dos bráquetes (composição, design e dimensões), além do tipo de amarradura (elastômero, clipe e amarrilho) e saliva. Com um fenômeno tão complexo que é a relação fio/bráquete/dente, não surpreende o fato de haver controvérsias na literatura em relação as propriedades dos fios.<sup>6</sup>

Neste contexto, deve-se considerar a complexidade do meio bucal, podendo agir e alterar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos. Durante o tratamento, o fio sofre a ação dos fatores inerentes ao meio bucal (alteração de temperatura, mecanismos de corrosão, modificação da superfície, ação de microorganismos) e deve resistir a esses fatores para que se execute a função sem ser fraturado e danificado. Diante de tal circunstância, é importante o conhecimento da influência desses fatores sobre a resistência às fraturas dos fios ortodônticos, principalmente se estes fatores podem ser controlados, como variações de temperatura e a ação mecânica durante a mastigação.<sup>7,8</sup>

No início do tratamento, em que os dentes se apresentam desnivelados, criam-se angulações que deflexionam o fio, provocando pontos de contato na interface com a canaleta do bráquete, gerando pequenos atritos. Fenômenos como o *binding*, que são as regiões de contato extremo entre o fio e a canaleta, e o *notching*, que é o amassamento do fio quando do seu contato com as laterais da canaleta, impedindo seu deslizamento, também podem provocar danos aos fios, comprometendo assim as funções mecânicas dos mesmos.<sup>9,10,11</sup>

Oshagh *et al.*<sup>12</sup> (2012) relataram que cerca de 52% dos ortodontistas reutilizam fios de Niti, o que pode ser explicado pelo custo elevado destes arcos. Relatam também o fator de acessibilidade, principalmente em escolas de Odontologia e Centros de Saude Pública, onde há maior concentração populacional, e há maior carência. Para estes Centros, a reutilização dos

fios de NiTi, parece ser razoável e de grande importância. Além da reciclagem de materiais que poderão no futuro comprometer o meio ambiente, há o fato de diminuição dos gastos.<sup>4,5,9,12</sup>

Bourauel *at al.*<sup>9</sup> (2008) verificaram que a vida útil de um fio de níquel titânio deve ser de até 12 meses, e o uso muito prolongado deste fio o tornaria mais vulnerável à fraturas. Notaram também que ilhas de placa bacteriana, porosidades e imperfeições na superfície também aceleram a degradação dos fios, com áreas de deformação plástica.

Os fios ortodônticos são frequentemente embalados em invólucros selados individualmente, a fim de evitar a contaminação cruzada. As instruções na embalagem feita pelos fabricantes normalmente recomendam que, se houver necessidade de proteção adicional, a esterilização é recomendada. No entanto, a esterilização pode modificar os parâmetros de superfície e as propriedades mecânicas de muitos tipos de material.<sup>6,13,14</sup>

O uso clínico compromete as propriedades mecânicas do fio? A esterilização é capaz de alterar significativamente as propriedades físicas e a resistência à tração do fio? Se os fios resistirem aos fatores inerentes ao meio bucal, e passarem pelo processo de esterilização sem comprometer suas funções clínicas, então a decisão sobre a reutilização do fio ortodôntico pode se tornar uma decisão moral e ética, pois além de envolver a reutilização de materiais em seres humanos, pode-se considerar também o impacto ambiental causado pelo descarte destes materiais na natureza.<sup>9</sup>

Os metais pesados, que possuem o níquel, estão entre os contaminantes mais tóxicos da natureza. O descarte dos metais pesados podem promover alterações significativas no comportamento do meio ambiente.<sup>15</sup>

Sendo assim, é importante avaliar o potencial de reutilização, bem como a influência do fator temperatura e mecânica na resistência dos fios de níquel titânio. Ainda não está claro se os fatores térmicos e mecânicos influenciam isoladamente ou em conjunto, e o quanto podem influenciar.<sup>16,17,18,19,20,21,22,23</sup>

O objetivo deste trabalho foi avaliar os efeitos da esterilização e uso clínico nas propriedades mecânicas e topografia superficial dos fios de níquel titânio.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar se o processo da esterilização e o uso clínico alteram as propriedades mecânicas e rugosidade superficial dos fios de níquel titânio.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

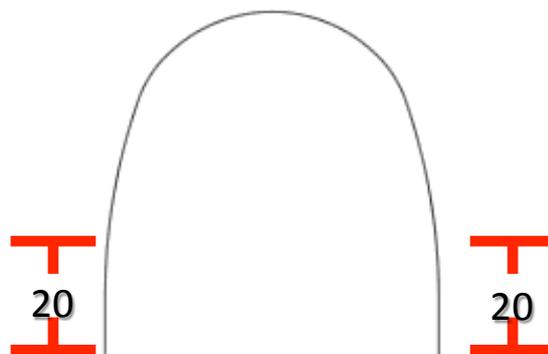
Avaliar o comportamento mecânico e rugosidade dos fios ortodônticos:

- 2.2.1. Da forma com que são recebidos e embalados pelo fabricante;
- 2.2.2. Quando submetidos à processo de esterilização por autoclave;
- 2.2.3. Quando submetidos à uso clínico por 60 dias e desinfecção;
- 2.2.4. Quando submetidos à uso clínico por 60 dias, desinfecção e processo de esterilização por autoclave.

## 3 MATERIAL E MÉTODOS

Este foi um estudo experimental clínico/laboratorial estruturado de forma a avaliar os efeitos da esterilização e uso clínico nas propriedades dos fios ortodônticos de níquel titânio.

Foram utilizados fios ortodônticos de calibre 0,018" (0,45 mm de diâmetro) de secção redonda. Foram testados os fios de níquel titânio termoativados com adição de Cobre da marca Ormco® (Ormco, Glendora, USA). A amostra foi composta por segmentos de fios de 20 mm de comprimento, cortados da região posterior dos arcos, região mais retificada.



**Figura 1.** Porção posterior do fio (mais retificada).

Foram utilizados 24 segmentos de fios, retirados da região correspondente aos dentes posteriores, distribuídos em 4 grupos: (n=6), conforme ISO 15841.<sup>24</sup>

- **Grupo 1:** Fios embalados pelo fabricante, como recebido e embalado de fábrica;
- **Grupo 2:** Os fios do Grupo 1 foram submetidos ao processo de esterilização por meio de autoclave à 121°C por 30 minutos, com as devidas inspeções exigidas pelas normas da Vigilância Sanitária (Spor Teste e Fita Bag Integrator);
- **Grupo 3:** Fios removidos dos pacientes após uso clínico por 60 dias, lavados com água Endozime® para desinfecção, inseridos em cuba ultrassônica Gnatus®, secados no papel toalha;
- **Grupo 4:** Fios submetidos a uso clínico por 60 dias, removidos dos pacientes, colocados em água Endozime® para desinfecção, inseridos em cuba ultrassônica Gnatus®, secados no papel toalha, foram embalados em invólucro hermético e submetidos à autoclavagem à 121°C por 30 minutos, com as devidas inspeções exigidas pelas normas da Vigilância Sanitária (Spor Teste e Fita Bag Integrator);

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (Apêndice A), de acordo com a Resolução nº 446 do Conselho Nacional de Saúde (BRASIL, 2012).

### 3.1 TESTE DE DEFLEXÃO EM 3 PONTOS

O fio escolhido foi o de calibre 0,018” que, possui calibre o suficiente para possuir superfície de contato suficiente para avaliação de rugosidade de superfície. É comumente utilizado na fase de transição entre as fases de alinhamento e nivelamento dentário.

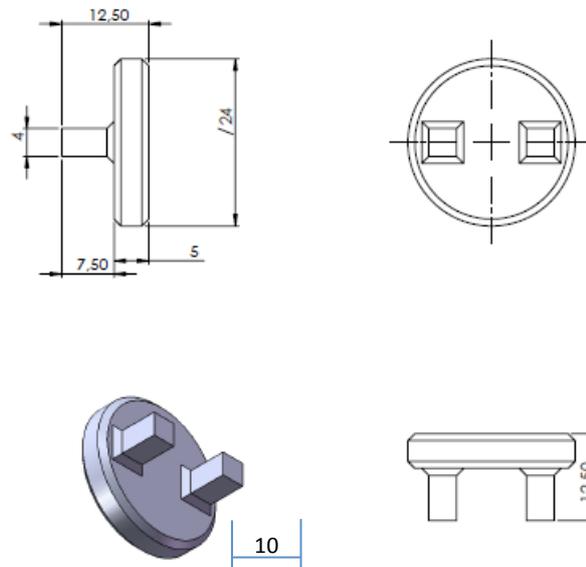
Para o teste de deflexão foi confeccionada uma base de aço inoxidável (Figura 2), na qual foram fixados bráquetes ortodônticos autoligantes passivos (Easy Clip, ADITEK®). O bráquete escolhido foi do incisivo central inferior, por sua reduzida dimensão, o que facilitou sua colagem no porta amostra, e por possuir angulação e inclinação de 0°, ou seja, não

apresenta angulação nem inclinação, permitindo que o fio amostral se deslocasse no sentido da força de deflexão sem impedimentos ou travamentos, que pudessem originar o “binding” e o “notching”, que interfeririam nos resultados. A colagem dos bráquetes 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". Com o intuito de eliminar qualquer possibilidade de desnível entre os bráquetes, o que geraria interferência, aumentando o 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. A distância interbráquetes foi de 10 mm (Figura 2).

Os ensaios de resistência à deflexão foram realizados no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da UFG, em Goiânia-GO, por meio da máquina de ensaios universal modelo Instron 5965 (Instron Corporation, Canon, USA), com célula de carga de 2KN (figura 3).

Todo o experimento foi realizado à temperatura de 37°C (+/- 0,5°C), sendo atingida 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. 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.

Foram realizados testes e ajustes até que pudesse haver o encaixe perfeito do porta amostra com seu nicho na máquina Instron, minimizando riscos de haver qualquer movimentação indesejada para as laterais, o que acarretaria no escape do fio, quando a força de deflexão fosse aplicada. Foi realizada a ativação x desativação até 4 mm. Foi mensurado assim, a extensão em carga (N) x a deflexão (mm), gerando um gráfico.



**Figura 2.** Dimensões do porta-amostra (em milímetros). Possui distância interbráquetes de 10 mm, altura de 12,5 mm.



**Figura 3.** Máquina de Ensaio Universal Instron. Composta por: mesa, ponta ativa, máquina de comando e computador adaptado para processamento dos dados obtidos. Caixa com termômetro para controle de temperatura.



**Figuras 4 e 5.** Porta Amostra, vistas Lateral e Superior. Distância interbráquetes de 10 mm.



**Figura 6.** Ponta ativa Instron. Deflexão do fio durante leitura da máquina da carga imposta ao fio. Distância de carga foi definida em 4 mm de ativação.

## 3.2 AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DOS FIOS

### 3.2.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para a análise por MEV foi utilizado o equipamento JSM- 6610 (Jeol, Tóquio, Japão). Imagens com magnificação de 100X e 500X foram obtidas para avaliação qualitativa das superfícies dos fios. Foi realizado pelo no LABMIC, departamento de Física da Universidade Federal de Goiás (UFG).

### 3.2.2 Microscopia de Força Atômica (AFM)

Para a análise por AFM, utilizou-se o equipamento AFM 5500 (Agilent Technologies, Chandler, Estados Unidos), com leitura de uma área de 50 x 50  $\mu\text{m}$  de cada espécime. Foram obtidas imagens com 512 x 512 pixels de resolução e o processamento das mesmas com o programa Gwyddion 2.25 para reconstrução em três dimensões. Foi realizado no LABMIC, departamento de Física da Universidade Federal de Goiás (UFG). O equipamento realizou a leitura no modo de contato e com velocidade de 1 linha/segundo, fornecendo imagens para a reconstrução das imagens em três dimensões em formato de 20 x 20  $\mu\text{m}$  e obtenção de gráficos. Este aparelho permite avaliar a rugosidade superficial média, o *Ra* (*Roughness Average*), do fio em estudo. Assim, os fios foram avaliados qualitativamente, meio visual, e quantitativamente, por meio da rugosidade média.

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 PUBLICAÇÃO**

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 APÊNDICE.

EFEITO DA ESTERILIZAÇÃO E USO CLÍNICO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS FIOS DE NÍQUEL TITÂNIO

**MURILO DE MELO PRADO**

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;

**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

## RESUMO

Este estudo avaliou os efeitos da esterilização e uso clínico nas propriedades mecânicas e rugosidade superficial de fios calibre 0,018” de níquel titânio termoativado com adição de cobre (Ormco, Glendora, CA, USA). Vinte e quatro amostras foram submetidas a avaliação do comportamento mecânico no teste de carga e deflexão, à microscopia eletrônica de varredura e microscópio de força atômica para verificação da rugosidade superficial. Os testes foram realizados em quatro situações distintas: 1- embalado pelo fabricante; 2- embalado pelo fabricante e autoclavado; 3- após uso clínico 60 dias e desinfecção e 4- uso clínico e autoclavado. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística ANOVA e teste de Tukey. Pôde-se observar que os fios em todos os grupos apresentaram comportamento mecânico na ativação/desativação semelhantes, não havendo diferenças estatísticas significantes. Todos os fios chegaram ao ponto final de desativação com forças aproximadas ao grupo controle ( $1,398 \pm 0,19$  N/mm), e apresentaram irregularidades em sua topografia superficial, não sendo observadas grandes mudanças no padrão superficial entre os grupos para cada fio analisado. Conclui-se que esterilizar os fios e utilizá-los clinicamente por 60 dias não alterou o comportamento mecânico, bem como a rugosidade superficial dos fios 0,018” NiTi termoativados com adição de cobre.

**PALAVRAS-CHAVE:** Fios ortodônticos; Rugosidade superficial; Propriedade mecânica.

## INTRODUÇÃO

Em meados da década de 90, os fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado. São compostos basicamente por: níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, e permitem a obtenção de um sistema ideal de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário. Foram introduzidos no mercado pela Ormco Corporation (Ormco, Glendora, CA, USA), com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e

40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga adequados aos objetivos do tratamento ortodôntico.<sup>1,2</sup>

Quando os fios de NiTi são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada. O fio NiTi passa a apresentar uma fase austenítica inicial, entretanto, com a capacidade de transformação martensítica, entretanto, com a capacidade de transformação martensítica, com estrutura cristalina hexagonal. 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 a 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.<sup>2,3,4</sup>

Na fase inicial de tratamento, a resiliência é uma propriedade mecânica importante a ser considerada pelo ortodontista. Representa o trabalho armazenado disponível no fio para mover os dentes durante a desativação.<sup>2,5</sup>

Deve-se considerar a complexidade do meio bucal, podendo agir e alterar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos. Durante o tratamento, o fio sofre a ação dos fatores inerentes ao meio bucal (alteração de temperatura, mecanismos de corrosão, modificação da superfície, ação de microorganismos) e deve resistir a esses fatores para que se execute a função sem ser fraturado e danificado. Diante de tal circunstância, é importante o conhecimento da influência desses fatores sobre a resistência às fraturas dos fios ortodônticos, principalmente se estes fatores podem ser controlados, como variações de temperatura e a ação mecânica durante a mastigação.<sup>6,7,8</sup>

No início do tratamento, em que os dentes se apresentam desnivelados, criam-se angulações que deflexionam o fio, provocando pontos de contato na interface com a canaleta do bráquete, gerando pequenos atritos. Fenômenos como o *binding*, que são as regiões de contato extremo entre o fio e a canaleta, e o *notching*, que é o amassamento do fio quando do seu contato com as laterais da canaleta, impedindo seu deslizamento, também podem provocar danos aos fios, comprometendo assim as funções mecânicas dos mesmos.<sup>9,10,11</sup>

Os fios ortodônticos são frequentemente embalados em invólucros selados individualmente, a fim de evitar a contaminação cruzada. As instruções na embalagem feita pelos fabricantes normalmente recomendam que, se houver necessidade de proteção

adicional, a esterilização é recomendada. No entanto, a esterilização pode modificar os parâmetros de superfície e as propriedades mecânicas de muitos tipos de material.<sup>6,9,12,13,14</sup>

O uso clínico compromete as propriedades mecânicas do fio? A esterilização é capaz de alterar significativamente as propriedades físicas e a resistência à tração do fio? Se os fios resistirem aos fatores inerentes ao meio bucal, e passarem pelo processo de esterilização sem comprometer suas funções clínicas, então a decisão sobre a reutilização do fio ortodôntico pode se tornar uma decisão moral e ética, pois além de envolver a reutilização de materiais em seres humanos, consideramos também o impacto ambiental causado pelo descarte destes materiais na natureza.<sup>9,15</sup>

Sendo assim, é importante avaliar o potencial de reutilização, bem como a influência do fator temperatura e mecânica na resistência dos fios de níquel titânio. Ainda não está claro se os fatores térmicos e mecânicos influenciam isoladamente ou em conjunto, e o quanto podem influenciar.<sup>13,14,15</sup>

## **MATERIAL E METODOS**

Este foi um estudo experimental, clínico, laboratorial, onde foram avaliados os efeitos da esterilização e uso clínico nas propriedades dos fios ortodônticos de níquel titânio.

Foram utilizados fios ortodônticos de calibre 0,018" (0,45 mm de diâmetro) de seção redonda. Foram testados os fios de níquel titânio termoativados com adição de Cobre da marca Ormco® (Ormco, Glendora, USA). A amostra foi composta por segmentos de 20 mm, cortados da região posterior dos arcos, região mais retificada.

### **3.1 TESTE DE DEFLEXÃO EM 3 PONTOS**

Foram utilizados 24 segmentos de fios, retirados da região correspondente aos dentes posteriores, distribuídos em 4 grupos: (n=6), conforme ISO 15841.<sup>16</sup>

- **Grupo 1:** Fios embalados pelo fabricante, como recebido e embalado de fábrica;
- **Grupo 2:** Os fios do Grupo 1 foram submetidos ao processo de esterilização por meio de autoclave à 121°C por 30 minutos, com as devidas inspeções

exigidas pelas normas da Vigilância Sanitária (Spor Teste e Fita Bag Integrator);

- **Grupo 3:** Fios removidos dos pacientes após uso clínico por 60 dias, lavados com água Endozime® para desinfecção, inseridos em cuba ultrassônica Gnatus®, secados no papel toalha;
- **Grupo 4:** Fios submetidos a uso clínico por 60 dias, removidos dos pacientes, colocados em água Endozime® para desinfecção, inseridos em cuba ultrassônica Gnatus®, secados no papel toalha, foram embalados em invólucro hermético e submetidos à autoclavagem à 121°C por 30 minutos, com as devidas inspeções exigidas pelas normas da Vigilância Sanitária (Spor Teste e Fita Bag Integrator);

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (Apêndice A), de acordo com a Resolução nº 446 do Conselho Nacional de Saúde (BRASIL, 2012).

Para o teste de deflexão foi confeccionada uma base de aço inoxidável, porta amostra (Figura 2), na qual foram fixados bráquetes ortodônticos autoligantes passivos (Easy Clip, ADITEK®).

Todo o experimento foi realizado à temperatura de 37°C (+/- 0,5°C), sendo esta atingida 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.

Foi realizada a ativação x desativação até 4 mm. Os ensaios de resistência à deflexão foram realizados por meio da máquina de ensaios universal modelo Instron 5965 (Instron Corporation, Canon, USA), com célula de carga de 2KN.

## 3.2 AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DOS FIOS

### 3.2.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Para a análise por MEV foi utilizado o equipamento JSM- 6610 (Jeol, Tóquio, Japão), obtendo imagens com magnificação de 100X e 500X. O parâmetro utilizado para comparação

das amostras foi qualitativo, ou seja, apenas comparação visual entre o grupo controle e os demais grupos.

### 3.2.2 Microscopia de Força Atômica (AFM)

Para a análise por AFM, o equipamento AFM 5500 (Agilent Technologies, Chandler, Estados Unidos), com leitura de uma área de 50 x 50  $\mu\text{m}$  de cada espécime. Foram obtidas imagens com 512 x 512 pixels de resolução e o processamento das mesmas com o programa Gwyddion 2.25 para reconstrução em três dimensões. Os fios foram avaliados qualitativamente, meio visual, e quantitativamente, por meio da rugosidade média.

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.

## RESULTADOS

### Carga e deflexão

Os pontos do gráfico de carga-deflexão escolhidos para aferição da força foram até 4 mm de ativação, sendo a desativação mensurada posteriormente em -3,5 até chegar a zero. O ponto 4 mm representa a máxima deflexão sofrida pelo fio sob ação da força, posteriormente, inicia-se a desativação. É de suma importância clínica, pois representa a força que será efetivamente aplicada sobre o dente promovendo o movimento. A carga aferida aos 4 mm é a maior força desenvolvida em todo o trajeto do gráfico. No ponto -1,5mm de desativação (gráfico 1), há uma diminuição da força desenvolvida em comparação com o ponto 2mm, demonstrando uma queda no trajeto de desativação da força, que pode resultar em uma curva abrupta ou mais suave, dependendo do tipo e das características do fio.

O uso clínico dos fios ortodônticos é peculiar às características de cada paciente, pois depende da temperatura bucal, do padrão muscular do indivíduo, tipo de alimentação, tipo salivar, microbiota bucal, fatores influentes para possíveis diferenças no comportamento

mecânico no período de desativação. Outro fator é o estresse do fio submetido a um processo mecânico no meio bucal, podendo gerar quinas, irregularidades antes não existentes na superfície do fio, e até mesmo fraturas. Neste estudo porém, o uso clínico e o processo de esterilização não foram capazes de imprimir diferenças significativas no platô de desativação.

No ponto -1mm de desativação, geralmente a força é ainda menor, porém forma curva mais suave em relação ao ponto anterior. Os pontos -1,5 e -0,5mm são pontos escolhidos dentro do platô de desativação, para análise das características mecânicas do fio. 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, e o dente movimenta-se de forma mais fisiológica.

Em todos os grupos, o comportamento dos fios na ativação/desativação não foram estatisticamente diferentes, o que demonstrou não haver comprometimento do desempenho do fio clinicamente.

Para todos os grupos a curva foi suave, sugerindo transmissão da força recebida de maneira mais linear. O grupo 1 (embalado pelo fabricante) teve média de forças em 2,954 ( $\pm 0,39$ ) N/mm. No primeiro período de desativação, o grupo controle teve forças mensuradas de 2,463 ( $\pm 0,16$ ) N/mm, sendo valores próximos aos mensurados para os demais grupos. Ou seja, no primeiro período de desativação, que representa o início da carga proferida nos tecidos periodontais, os fios tiveram comportamento linear para todos os grupos estudados.

Dentro das forças máximas mensuradas, para o aferição em 4 mm foram mensuradas forças de 4,681 ( $\pm 0,13$ ) N/mm em média.

Para as forças mínimas mensuradas, já no final da desativação, os valores médios foram de 1,426 ( $\pm 0,12$ ) N/mm.

Todos os fios chegaram ao ponto final de desativação com forças aproximadas ao grupo 1 (1,398  $\pm 0,19$  N/mm), demonstrando não haver diferenças clinicamente significativas para a reutilização dos fios.

O período de desativação é o mais importante para este estudo, pois implica na dissipação das forças acumuladas no fio, transmitidas aos dentes e tecidos periodontais. Esta força deveria ser o suficiente para movimentar os dentes, porém, leve o bastante para não gerar sobrecargas e forças exageradas sobre os tecidos dentais.

Pode-se constatar que nos 4 grupos estudados, o acúmulo das forças durante o carregamento da carga foi constante e uniforme a todos os grupos. Nos períodos de desativação, as forças transmitidas foram constantes e uniformes para todos os grupos.

O platô gerado pelo gráfico carga/deflexão (gráfico 2) apresentou semelhanças em todos os grupos estudados, sendo que nenhum dos fios chegou a atingir forças de 5 Newtons na ativação, e finalizando em todos os grupos com forças próximas a 1,5 Newtons na desativação. O desenho do platô demonstra que o fio 0,018” de NiTi Termoativado com adição de cobre da Ormco desempenhou-se bem nos testes mecânicos para todos os grupos estudados, ou seja, forças leves e uniformes.

Deve-se salientar que, neste estudo, todas as forças mensuradas tanto no período de carga como no período de deflexão, foram constantes. As diferenças peculiares de cada meio bucal, a complexidade dos fatores relacionados à mastigação (forças musculares, o estresse a que o fio é submetido, as diferentes temperaturas impostas ao fio), não influenciaram o resultado final.

As forças de carga e deflexão foram aferidas sob um rigoroso controle de temperatura por meio de uma estufa e termômetro, sob temperatura de 37 °C (+/- 0,5°C), média da temperatura bucal. Objetivou-se assim, eliminar o viés da temperatura, uma vez que os fios de níquel titânio termoativados são influenciáveis pela variação de temperatura.

Os resultados deste trabalho demonstraram não haver diferenças estatisticamente significantes em nenhum grupo avaliado, no que diz respeito ao comportamento mecânico.

### **Resultados da Microscopia Eletrônica de Varredura**

A avaliação qualitativa obtida por meio do MEV não demonstrou diferenças significativas entre os grupos testados. Ainda que seja um exame em 2D, fornece imagens de boa qualidade. As imagens foram divididas de acordo com a aproximação: 100 x e 500 x.

Não houve diferenças topográficas superficiais entre os quatro grupos. Apenas irregularidades e rugosidade superficial em todos, o que pode ser explicado pela característica peculiar dos fios de NiTi.

Os fios dos grupos que foram submetidos a esterilização por autoclave (grupos 2 e 4) também tiveram características superficiais idênticas ao grupo controle (1) e ao grupo 3 (usado clinicamente por 60 dias), demonstrando que a esterilização por autoclave não modificou as características superficiais peculiares dos fios de NiTi.

O padrão de irregularidades se mostrou na forma de crateras e ranhuras longitudinais, sendo concordante com os resultados já apresentados pelo AFM.

## Resultados da Microscopia de Força Atômica

Analisando-se as imagens obtidas pelo AFM (Figuras 2-5), todos os fios de NiTi termoativados de todos os grupos apresentaram irregularidades em sua topografia superficial, não se observando picos de irregularidades em nenhum deles. A avaliação qualitativa dessas imagens mostrou ranhuras e crateras, influenciando na lisura superficial dos fios (figuras 2-5).

As irregularidades dos fios se mostraram na forma de crateras e ranhuras longitudinais.

A análise da rugosimetria pelo AFM apresentou resultados semelhantes aos topográficos obtidos pelo teste subjetivo (visual), ou seja, a análise qualitativa da situação de desgaste da superfície dos fios termoativados foi comprovada pela análise quantitativa do teste de rugosidade. O fio do grupo 1 (embalado pelo fabricante) teve índice de rugosidade semelhante aos demais grupos estudados, não havendo diferença estatística.

Pelos resultados pode-se observar um padrão uniforme da rugosidade superficial dos fios. Tanto o uso clínico quanto o processo de esterilização por autoclave não alteraram o padrão da rugosidade dos fios estudados (tabela 2).

O software utilizado (Gwyddion 2.25) permite inclusive, mensurar a profundidade exata das irregularidades e crateras dos fios. Foram encontradas profundidades que variaram de 0,6 a 0,8  $\mu\text{m}$ .

## DISCUSSÃO

As investigações dos efeitos da esterilização nas propriedades dos fios ortodônticos têm sido limitada.<sup>17</sup> Mayhew e Kusy<sup>18</sup> testaram as resistências à fratura dos fios de níquel titânio após esterilização por três métodos: calor seco, autoclave e químico após três ciclos. Nenhum dos métodos de esterilização pareceu ter alterado as resistências à tração dos fios de níquel titânio.

Já Kusy *et al.*<sup>19</sup> avaliaram a esterilização fria de fios, após três ciclos, e perceberam não alterar as propriedades, mas que, após um período prolongado em soluções, houve alterações. Ao considerar a reutilização destes fios é necessário avaliar o efeito da esterilização das propriedades físicas dos fios, especialmente a resistência à tração. Calor úmido e calor a seco são aceitos como bons métodos de esterilização de artigos de metal.

O trabalho de Daems *et al.*<sup>6</sup>, destaca a importância de se reproduzir os efeitos corrosivos da boca sobre os fios. Para eles, há inteira vantagem de se testar os fios diretamente na boca (*in vivo*). Já as simulações *in vitro* nem sempre são fiéis e confiáveis, não reproduzindo fielmente os fenômenos naturais como: flora bacteriana, enzimas, ácidos salivares, decomposição por alimentos.

As propriedades mecânicas das várias marcas de fios de níquel titânio diferem de acordo com a sua composição e processos de fabricação. Neste estudo, a marca e o calibre do fio foram padronizados a fim de evitar qualquer tipo de viés, no que se refere à composição das ligas.

Para a avaliação mecânica por meio de carga e deflexão, nenhum dos fios demonstrou qualquer alteração estatisticamente significativa. Isso demonstrou que o processo de esterilização e uso clínico não altera as propriedades mecânicas dos fios de NiTi com adição de cobre. A falta de mudanças significativas na resistência à tração, comportamento mecânico semelhante, estão de acordo com o experimento de Mayhew e Kusy<sup>18</sup>, que não encontraram alterações das propriedades de tração de níquel titânio, após submetê-los a calor seco e esterilização em autoclave. No entanto, este resultado difere dos resultados do trabalho de Kapila e Sachdeva<sup>20</sup> em que eles observaram características divergentes no comportamento mecânico dos fios, durante teste de flexão de 3 pontos depois de colocar dois tipos de fio de níquel titânio *in vivo* durante 8 semanas, e em seguida, colocar os fios através da reciclagem clínica e seca, e a esterilização por calor. Porém utilizaram fio de NiTi retangular e sem adição de cobre.

Para tanto, o teste de deflexão em três pontos, foi utilizado como forma de ativar e desativar a força no fio, no intuito de conhecer seu comportamento nesse trajeto. Segundo Cornelis *et al.*<sup>21</sup>, ativar um fio de força é o ato de levá-lo até um bráquete de um dente que esteja desalinhado. Liberar essa força ou desativação, ou força de trabalho 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 ativação, causando a deformação plástica ou definitiva, tornando-o sem interesse clínico. 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 clínica. A parte da curva a partir do ponto em que a carga é removida entra em um trajeto reverso à forma original formando um platô que é de interesse clínico.<sup>1,21,22,23</sup>

A temperatura dos testes foi controlada a 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<sup>17</sup>. 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<sup>21,26,27</sup>. A temperatura controlada é importante para avaliar a performance dos fios termoativados e exprimir a característica de memória de forma própria destes. O controle de temperatura, de acordo com Hida *et al.*<sup>24</sup>, mantém o fio em estabilidade das temperaturas de transição. Também para Santoro<sup>3</sup>, variando a temperatura de fios de NiTi entre 4 e 60°C sob ação de teste de deflexão em três pontas, observou forças diminuídas. Este autor sugere que a variação de temperatura promove uma mudança na temperatura de transição de fases modificando as forças exercidas, o que terá reflexo no 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 e Rock<sup>17</sup> que investigou a curva de carga/deflexão de três fios ortodônticos de NiTi termoativados comparando com um fio de NiTi convencional. Os valores de Miura *et al.*<sup>13</sup> são semelhantes aos encontrados neste trabalho, realizando teste de deflexão em três pontos com fios de NiTi de vários calibres. O teste com o fio 0,018" demonstrou níveis de forças semelhantes entre os grupos com condizente semelhanças no formato do gráfico de carga-deflexão.

Segundo Berzins e Roberts<sup>25</sup>, as 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. Por ter sido um estudo laboratorial, essas variáveis não foram estudadas neste trabalho, e portanto, não influenciaram os resultados do mesmo, demonstrando que as alterações sofridas pelos fios ortodônticos dependem de fatores, como composição da liga. Quanto à ação das forças mastigatórias, apesar dos fios não estarem diretamente na linha de ação da mastigação, 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<sup>28</sup>, porém ela é capaz de alterar a propriedade de superelasticidade, principalmente em pequenas deformações, podendo tornar os fios de NiTi inviáveis para pequenos apinhamentos<sup>3</sup>. Porém, diferenças consideráveis não foram verificadas neste presente estudo, sendo o comportamento dos fios semelhantes nas 4 situações avaliadas.

A análise da topográfica superficial microscópica revelou que todos os fios apresentaram irregularidades em suas superfícies, estando de acordo com várias pesquisas<sup>9,25,29,30</sup>. Os trabalhos de Bourauel *et al.*<sup>23</sup> e Amini *et al.*<sup>29</sup> que demonstram que a técnica de produção é um fator que exerce grande influência nas características superficiais dos fios ortodônticos. Este trabalho verificou que os fios de NiTi termoativados apresentam ranhuras, fissuras e crateras, independentes do tratamento realizado no fio, provenientes do processo de fabricação. Estas irregularidades 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, em especial a canaleta do bráquete<sup>9,15,23,27</sup>. Estando os fios ortodônticos sujeitos a aplicação de forças, estas irregularidades podem diminuir sua vida útil, pois podem ser sítios de onde se iniciam e propagam as trincas. 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<sup>20,21,23</sup>.

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 microbiana<sup>21</sup>. Os produtos microbianos podem alterar o ambiente diminuindo o pH e promovendo a destruição da camada de proteção contra corrosão. Como o fio pode permanecer exposto no meio bucal normalmente por longos períodos, esse processo se torna mais crítico no decorrer do tratamento.<sup>16,17,23,27</sup>

Quanto a topografia dos fios, o MEV fornece imagens de boa qualidade e resolução, porém não permite realizar análise quantitativa dos diferentes resultados, limitando-se em uma comparação apenas visual e subjetiva. Segundo o trabalho de Bourauel *et al.*<sup>23</sup> (1998), o AFM é um método conservador de avaliação tridimensional de superfícies, caracterizando com boa precisão a topografia superficial além de realizar medições. Para os autores, a rugosimetria ainda é um dos principais métodos de análise quantitativa da rugosidade superficial, em especial com o uso do AFM, pois o rugosímetro tem um caráter invasivo, e pode alterar a superfície durante a avaliação. Alguns trabalhos mostram não haver diferenças significantes entre os resultados de rugosidade obtidos por meio do AFM e

rugosímetro<sup>18,19,21,28</sup>. Em conformidade com Juvvadi et al.<sup>30</sup> os resultados obtidos pelo MEV e rugosímetro foram compatíveis.

Esterilizar os fios de fábrica e reutilizar os fios não implicou em alterações consideráveis sobre os fios de Niti Termoativados com adição de Cobre neste estudo.

## CONCLUSÃO

- Em todos os grupos o comportamento dos fios na ativação/desativação foram próximos, equiparando-se ao grupo controle na desativação, momento em que há transmissão de forças aos dentes e tecidos periodontais. Todos os fios apresentaram forças aproximadas ao grupo controle (1,398 +/-0,19 N/mm), demonstrando não haver diferenças clinicamente significativas para a reutilização dos fios.
- Na avaliação da rugosidade superficial dos fios estudados, todos apresentaram irregularidades em sua topografia superficial, com trincas, ranhuras e crateras. Não houve diferença estatisticamente significativa para a rugosidade.
- Concluí-se que esterilizar os fios e utilizá-los clinicamente por 60 dias não alteraram o comportamento mecânico e nem a rugosidade superficial dos fios 0,018” NiTi termoativados com adição de cobre.

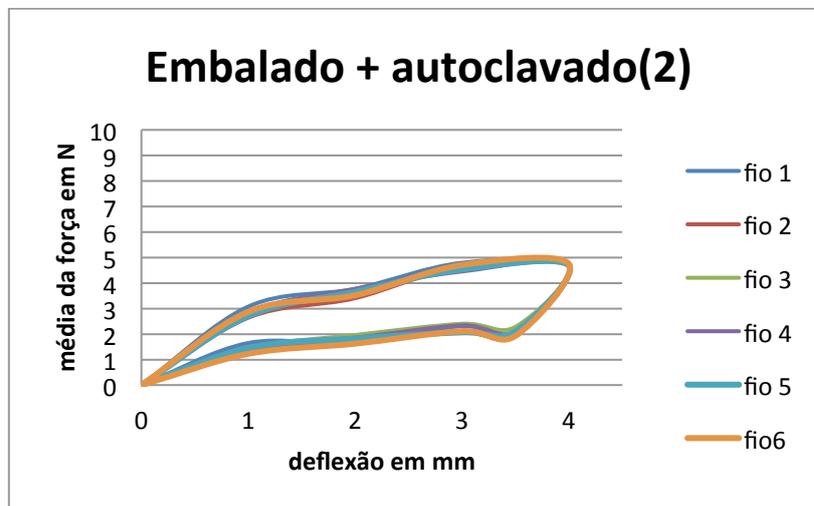
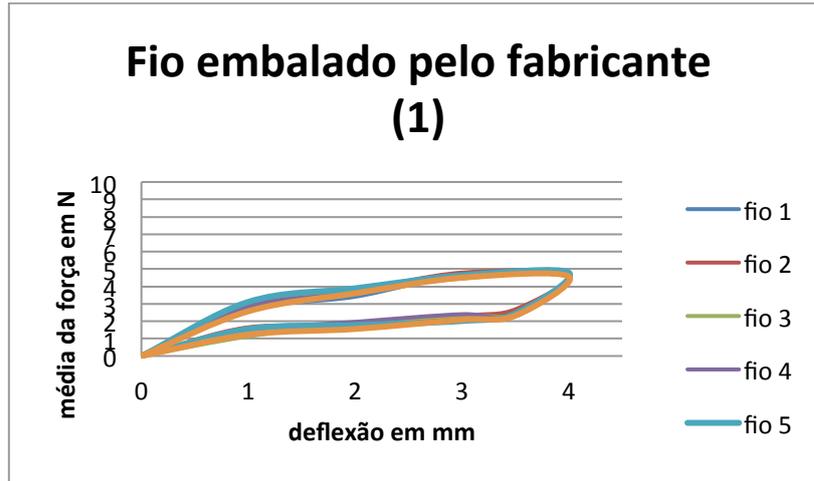
## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

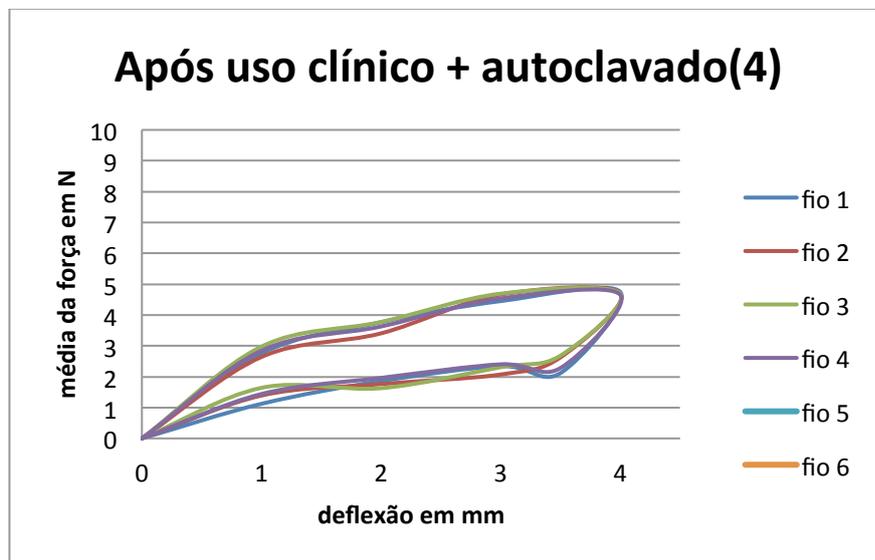
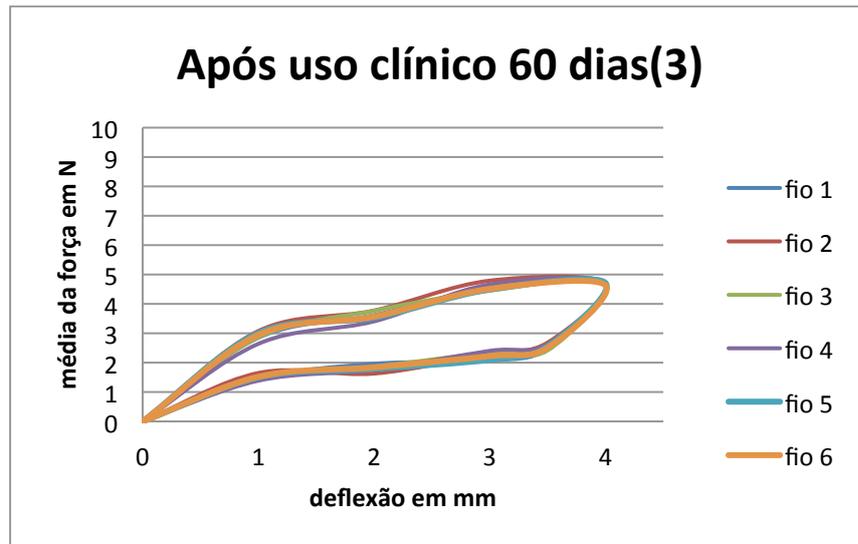
1. Quintão C et al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J.Orthod.* 2009; 10: 29-31.
2. Van Humbeeck J, Chandrasakaran M, Delaey L. Shape memory alloys: Materials in action. *Endeavour*, Oxford, p.148-154. 1991.
3. Santoro M; Beshers DN. Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000; 118:685-692
4. Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J. Clin. Orthod.* 1990. 24: 544-548.
5. Singh S, Pai VS, Amrita N. The effects of hot and cold sterilization on the tensile strength of orthodontic wires (an in-vitro study). *VJO.* 2011. 9:1-8.
6. 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
7. Kusy RP, Whitley J. Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990;23:913-25
8. 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.* 2007. 132: 84-89.
9. Bourauel C, Scharold W, Jäger A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dental Materials.* 2008. 24: 1095-1101.
10. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*, 1997 . 3: 166-77.
11. Crotty OP, Davis EH, Jones SP. The Effects of cross-infection control procedures on the tensile and flexural properties of superelastic nickel titanium wires. *Br J.Orthod.* 1996. 23:37-41.
12. Oshagh M, Hematiyan MR, Mohandes Y, Oshagh MR. Autoclaving and clinical recycling: Effects of mechanical properties of orthodontic wires. *Indian J Dent Res* 2012; 23:638-42.
13. 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.* 1986; 90:1-10.
14. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. *Ex vivo* surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod.* 2008; 30:661–667.

15. Pernier C, Grosogeat B, Ponsonnet L. et al. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *Eur J Orthod*, 2005; 27:72-81.
16. Din En Iso 15841. Dentistry - wires for use in Orthodontics. 1.ed. Berlin: Beuth Verlag, p.1-12. 2006
17. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod*, 2003; 25:417–421.
18. Mayhew MJ, Kusy RP. Effects of sterilization on mechanical properties and the surface topography of nickel titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988; 93: 232-236.
19. Kusy RP, Whitley JQ, Gurgel De AJ. Comparisons of surface roughness and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004; 126:589-603.
20. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96:100-9.
21. Cornelis AJM, Pallav P, Kleverlaan CJ, Kuitert RB, Andersen BP, Feilzerf AJ. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008; 133:269-76.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. Berzins DW, Roberts HW. Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires. *Dent Mater J* 2010; 26:666-674.
26. 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.

27. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96:100-9.
28. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: From the past to the present. *Angle Orthod.* 2002 72:501-512.
29. Amini F, Rakhshan V, Pousti M, Rahimi H, Shariati M, Aghamohamadi B. Variations in surface roughness of seven orthodontic archwires: an SEM-profilometry study. *Kor J Orthod.* 2012; 42:129-137.
30. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, et al. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010. 138:623-30.

TABELAS, FIGURAS E GRÁFICOS





**Gráfico 1 (A, B, C e D).** Platô de Carga/Deflexão: demonstra haver liberação constante e padrão uniforme em todos os grupos avaliados.

**Tabela 1.** Medidas em newtons, valores expressos como média  $\pm$  desvio padrão. Os testes de comparação ANOVA, seguido de Teste de Tukey, foram aplicados nas colunas, letras diferentes indicam diferença estatisticamente significante ( $p < 0,05$ ). Forças em Newtons por milímetros.

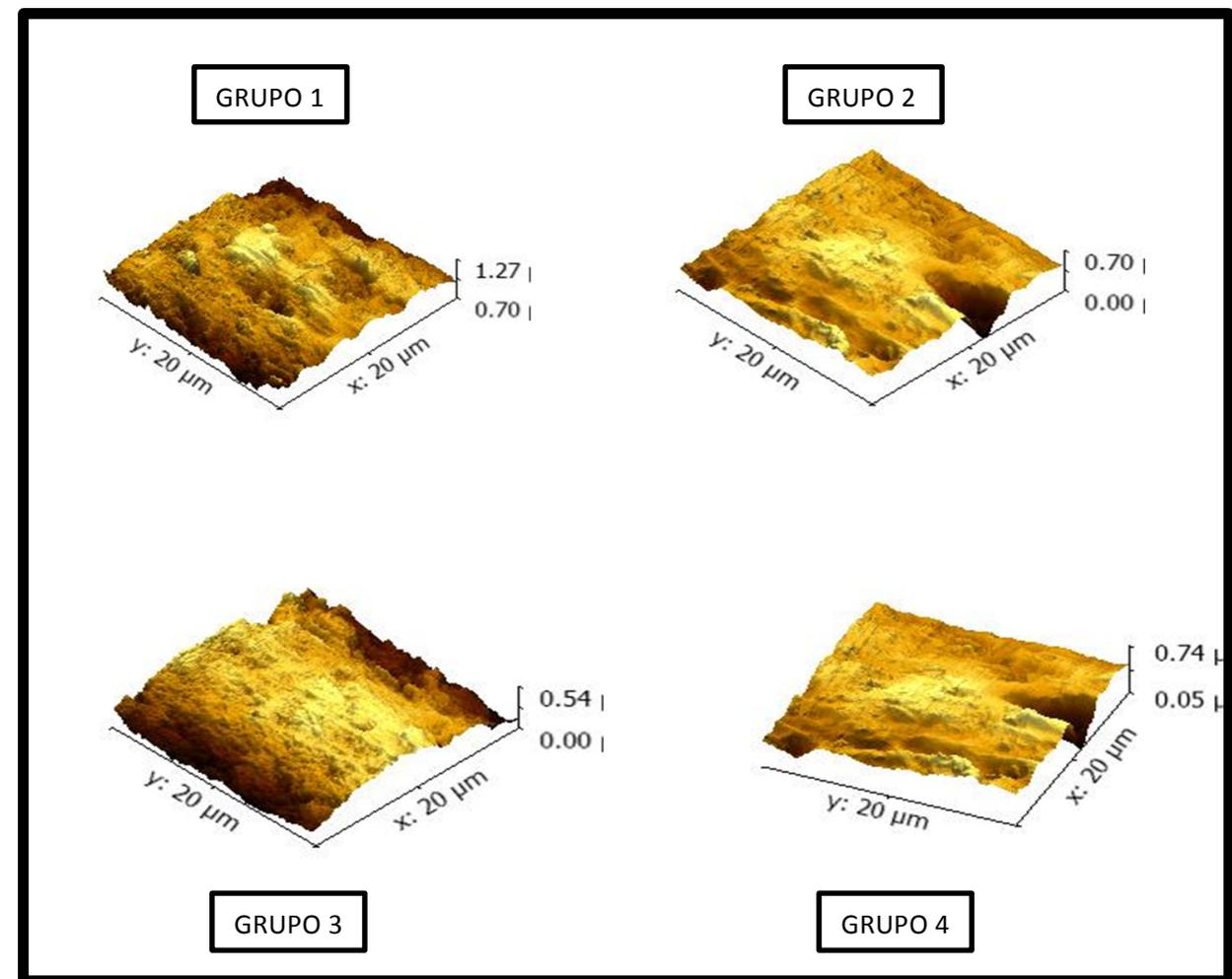
TEMPO/GRUPO	1	2	3	4	-3,5	-3	-2	-1
Fábrica (n= 6)	2,849 ( $\pm 0,09$ ) <sup>A</sup>	3,676 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	4,597 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	4,691 ( $\pm 0,07$ ) <sup>A</sup>	2,463 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	2,204 ( $\pm 0,09$ ) <sup>A</sup>	1,755 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	1,398 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>
Autoclavado (n= 6)	2,826 ( $\pm 0,03$ ) <sup>A</sup>	3,623 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	4,614 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	4,701 ( $\pm 0,03$ ) <sup>A</sup>	2,457 ( $\pm 0,13$ ) <sup>A</sup>	2,217 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	1,775 ( $\pm 0,13$ ) <sup>A</sup>	1,426 ( $\pm 0,11$ ) <sup>A</sup>
Uso clínico (n= 6)	2,895 ( $\pm 0,03$ ) <sup>A</sup>	3,611 ( $\pm 0,14$ ) <sup>A</sup>	4,574 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	4,689 ( $\pm 0,04$ ) <sup>A</sup>	2,546 ( $\pm 0,09$ ) <sup>A</sup>	2,241 ( $\pm 0,03$ ) <sup>A</sup>	1,806 ( $\pm 0,02$ ) <sup>A</sup>	1,487 ( $\pm 0,03$ ) <sup>A</sup>
Uso clínico autoclavado (n= 6)	2,870 ( $\pm 0,11$ ) <sup>A</sup>	3,619 ( $\pm 0,11$ ) <sup>A</sup>	4,474 ( $\pm 0,09$ ) <sup>A</sup>	4,646 ( $\pm 0,04$ ) <sup>A</sup>	2,416 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	2,209 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>	1,772 ( $\pm 0,11$ ) <sup>A</sup>	1,395 ( $\pm 0,12$ ) <sup>A</sup>

$\pm$  Desvio padrão; A: Não há diferenças estatisticamente significantes

**Tabela 2.** Rugosidade superficial dos fios (medidas expressas em micrômetros)

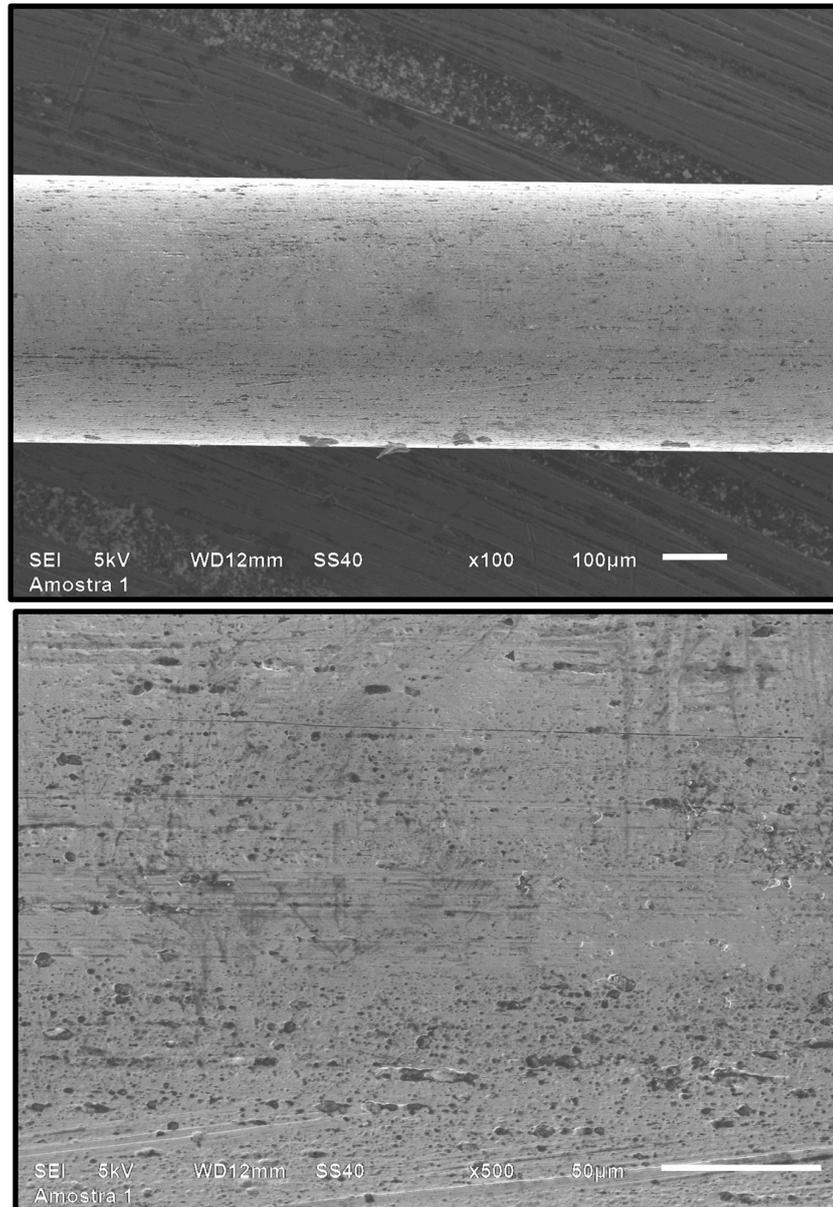
Grupos	Ra ( $\mu\text{m}$ )	$\pm$ Desvio-padrão	Teste de Tukey*
Embalado pelo fabricante (1)	0,285	0,01	A
Embalado e Esterilizado (2)	0,262	0,01	A
Uso Clínico 60 dias (3)	0,277	0,01	A
Uso Clínico e Esterilizado (4)	0,288	0,01	A

\*Significância no Teste de Tukey: Letras iguais correspondem à ausência de diferença estatisticamente significante.

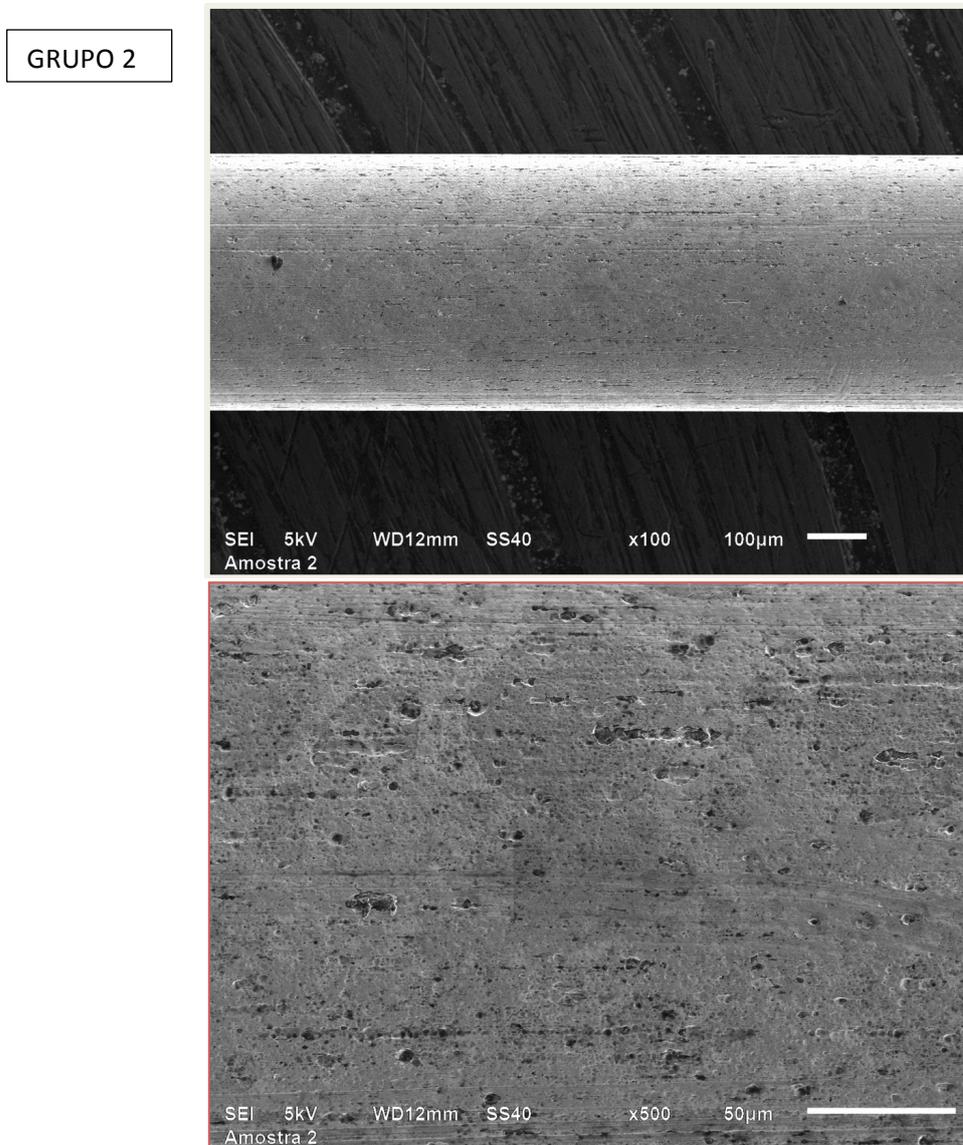


**Figura 1.** Imagens do AFM com reconstrução em 3D para os 4 grupos analisados. A reconstrução é feita em 20 x 20  $\mu\text{m}$ . Foram observados padrões de rugosidade altos para todos os grupos estudados, não se observando aumentos expressivos da rugosidade em nenhum dos grupos.

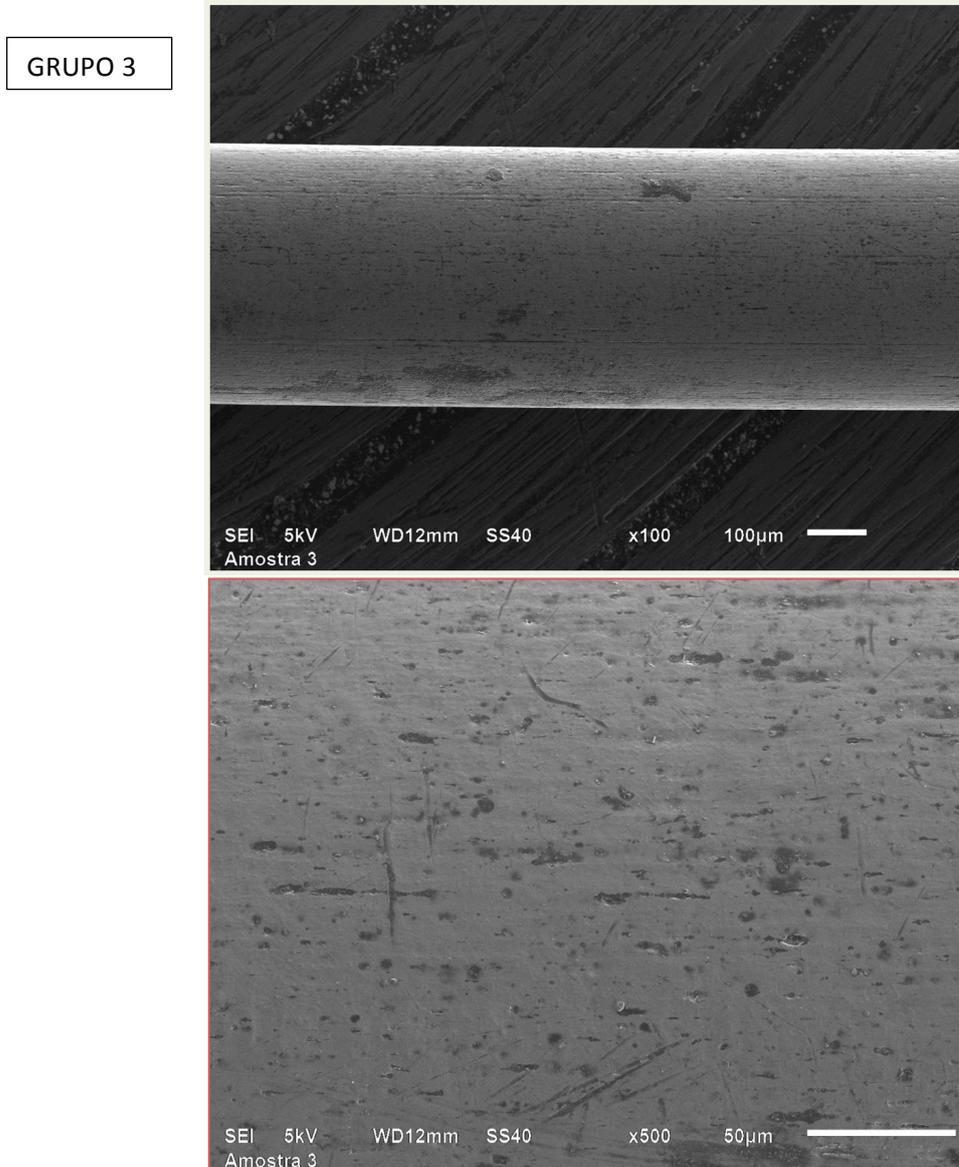
GRUPO 1



**Figura 2 (A e B).** Imagens do MEV : grupo controle. Superfície visualmente rugosa, com padrão de ranhuras e crateras em toda a superfície do fio. (Aumento 100x e 500x)

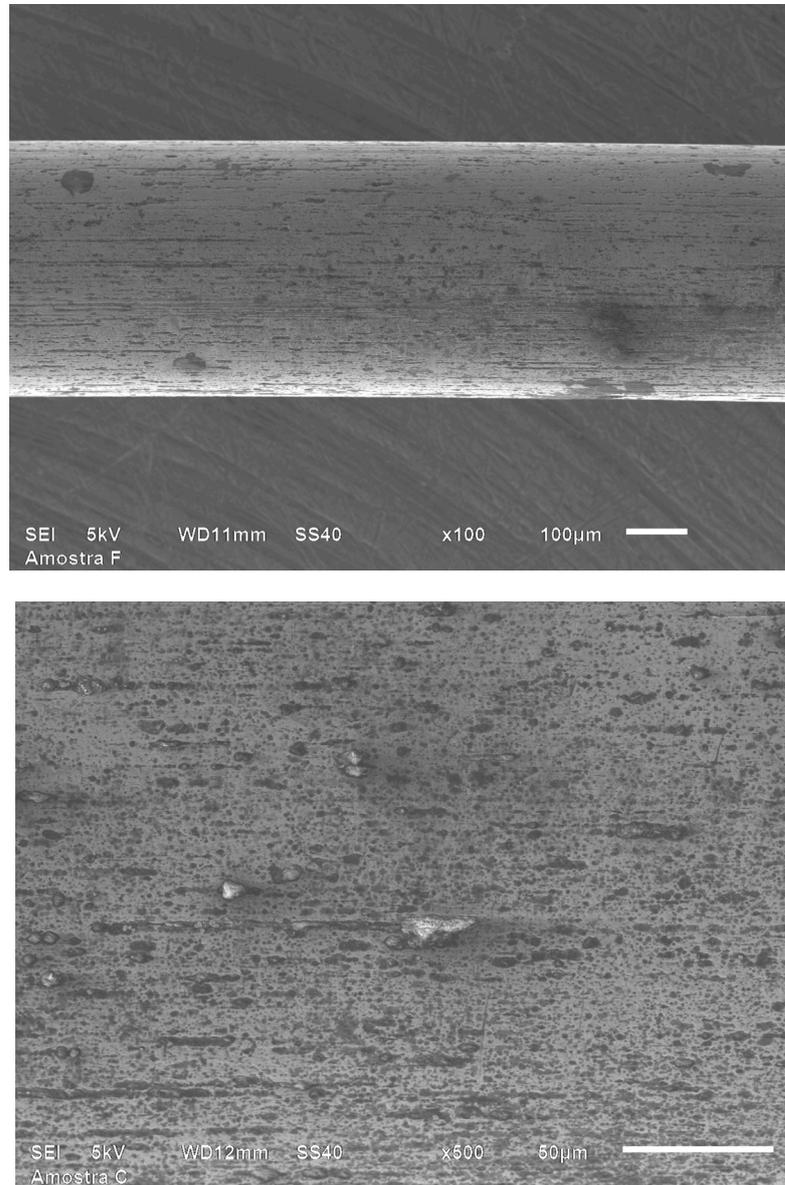


**Figura 3 (A e B).** Imagens do MEV para o grupo: Esterilizado em autoclave. Padrão de rugosidade semelhante ao grupo controle. (Aumento 100x e 500x)



**Figura 4 (A e B).** Imagens do MEV para o grupo: Uso clínico por 60 dias. Padrão de rugosidade semelhante ao grupo controle. (Aumento 100x e 500x)

GRUPO 4



**Figura 5 (A e B).** Imagens do MEV em aumento para o grupo: Uso clínico + esterilização por autoclave. Semelhante ao grupo controle. (Aumento 100x e 500x)

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

- O fio 0,018 de NiTi termoativado com adição de cobre não alterou as propriedades mecânicas, durante o teste de carga-deflexão, com controle de temperatura.
- Todos os fios estudados apresentaram irregularidades em sua topografia superficial, não sendo observadas grandes mudanças no padrão das irregularidades entre os grupos para cada fio analisado. A avaliação qualitativa dessas imagens mostrou ranhuras e crateras, influenciando na lisura superficial dos fios, enquanto a avaliação quantitativa através do rugosímetro pelo AFM (Ra), não houve diferença estatisticamente significativa.
- Esterilizar os fios de fábrica e reutilizar os fios não implicou em alterações consideráveis sobre os fios de Niti Termoativados com adição de Cobre neste estudo.
- Deve-se considerar o aspecto ético-legal para a reutilização, pois o paciente tem o direito de saber o tipo do material que está sendo empregado na reciclagem de fios.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. OSHIDA, Y. Materials Classification. **Bioscience and bioengineering of titanium materials**, 1 ed., Oxford: Elsevier, v.1, p.11-22, 2007.
2. QUINTAO, C. ; BRUNHARO, I. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. **Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá , v. 14, n. 6, Dez. 2009.
3. SANTORO, M.; BESHES, D. N. Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range. **Am J Orthod Dentofac Orthop**. v. 118, n. 6, p. 685-692, jan/feb 2000.
4. MIURA, F.; MOGI, M; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. **J Clin Orthod.** , Boulder, v. 24, no. 9, p. 544-548, 1990.
5. SINGH, S.; PAI, V.S.; AMRITA, N. The effects of hot and cold sterilization on the tensile strength of orthodontic wires (an in-vitro study). **Virt J Orthod**. v.9, n.3, p. 1-8, Nov.2011.
6. DAEMS, J.; CELIS, J.; WILLEMS, G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. **Eur J of Orthod**. v.10, n.3, p. 1-6 Feb. 2009.
7. MACEDO, A. Fios ortodônticos. **R Ortodontia SPO**. v. 43, n. 1, p. 90-97, 2010.
8. 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.
9. BOURAUUEL, C.; SCHAROLD, W.; JÄGUER, A.; ELIADES, T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. **Dent Mat**, v.24, p.1095-1101. 2008.
10. KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Friction between different wire-bracket configurations and materials. **Semin Orthod**, v. 3, n. 3, p. 166-77, set. 1997.
11. CROTTY, O.P.; DAVIS, E.H.; JONES, S.P. The Effects of cross-infection control procedures on the tensile and flexural properties of supraelastic nickel titanium wires. **Br J Orthod**. v. 23, p. 37-41, 1996.

12. OSHAGH, M.; HEMATIYAN, M.R.; MOHANDÉS, Y.; OSHAGH, M.R. Autoclaving and clinical recycling: Effects of mechanical properties of orthodontic wires. **Indian J Dent Res.** v. 23, p. 638-42, 2012.
13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. PARVIZI, F.; ROCK, W. P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. **Eur J Orthod**, v.25, p. 417–421. 2003.
18. MAYHEW, M.J.; KUSY, R.P. Effects of sterilization on mechanical properties and the surface topography of nickel titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** v.93, n.3, p. 232-236, 1988.
19. HUANG, H. H. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. **J Biomed Mater Res** , v. 66, n. 4, p. 829-39, set. 2003.
20. 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.
21. 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.
22. 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.
23. BOURAUÉL, 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.
25. DIN EN ISO 15841. Dentistry - wires for use in Orthodontics. 1.ed. **Berlin: Beuth**

**Verlag**, p.1-12, 2006.

## **ANEXOS E APÊNDICES**

**Anexo 1:** Normas de publicação do periódico: American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (A1)

**Anexo 2:** Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás

## 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](http://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](mailto: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](http://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](mailto: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](mailto: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

## ANEXO 2 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
GOIÁS - UFG



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** AVALIAÇÃO MICROBIOLÓGICA DE FIOS ORTODÔNTICOS SUBMETIDOS À DESINFECÇÃO E ESTERILIZAÇÃO APÓS USO CLÍNICO

**Pesquisador:** Celha Borges Costa Alves

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 32293014.4.0000.5083

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 704.839

**Data da Relatoria:** 30/06/2014

#### Apresentação do Projeto:

**Título:** AVALIAÇÃO MICROBIOLÓGICA DE FIOS ORTODÔNTICOS SUBMETIDOS À DESINFECÇÃO E ESTERILIZAÇÃO APÓS USO CLÍNICO; **Pesquisador responsável:** Celha Borges Costa Alves; **Equipe:** Marcos Augusto Lenza e Fernanda Paula Yamamoto Silva. É um projeto apresentado ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, Nível Mestrado Acadêmico em Odontologia. **Orientador:** Prof. Marcos Augusto Lenza; **coleta de dados prevista para o período de** 29/10/2014 a 10/11/2014.

#### Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a presença de microorganismos através de testes microbiológicos, na superfície de fios ortodônticos novos e após uso clínico e submetidos a processos de desinfecção e esterilização. Em específico: Avaliar as características da superfície (topografia) dos fios ortodônticos quanto à presença de microorganismos por meio de microscopia eletrônica de varredura; Avaliar a presença de microorganismos na superfície dos fios ortodônticos antes e após a utilização clínica, e após a desinfecção e esterilização através de testes microbiológicos, identificando estes microorganismos.

**Endereço:** Prédio da Reitoria Térreo Cx. Postal 131

**Bairro:** Campus Samambaia

**CEP:** 74.001-970

**UF:** GO

**Município:** GOIANIA

**Telefone:** (62)3521-1215

**Fax:** (62)3521-1163

**E-mail:** cep.prppg.ufg@gmail.com

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
GOIÁS - UFG



Continuação do Parecer: 704.839

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Alegam não ter riscos para os participantes e o que poderá ser considerado risco é "o vazamento de informações por algum meio ilegal" antes do término do trabalho e, que farão tudo para evitar que isso ocorra. Quanto aos benefícios: Argumentam esperar que este processo permita a reutilização de fios ortodônticos do tipo termo-ativados, possibilitando a redução nos custos do tratamento ortodôntico para o paciente, além de economia nos recursos naturais de fonte para fabricação dos mesmos.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Apresentaram orçamento detalhado que será custeado pelos próprios pesquisadores. A amostra será de 6 participantes. Apresentaram TCLE para os maiores e menores de idade, com linguagem adequada aos objetivos da pesquisa, bem como os termos de consentimento dos participantes da equipe. Há condições para a realização do trabalho.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Apresentaram os seguintes documentos: Folha de rosto; Informações básicas do projeto; Termos de compromisso dos pesquisadores; Projeto propriamente; TCLE.

**Recomendações:**

Disponibilizar possibilidade de telefonemas a cobrar junto ao número de telefone da pesquisadora responsável.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Após análise de todos os documentos apresentados, sugerimos a aprovação do p.p., SMJ.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Enviar relatórios parcial e final

**Endereço:** Prédio da Reitoria Térreo Cx. Postal 131

**Bairro:** Campus Samambaia

**CEP:** 74.001-970

**UF:** GO

**Município:** GOIANIA

**Telefone:** (62)3521-1215

**Fax:** (62)3521-1163

**E-mail:** cep.prppg.ufg@gmail.com

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
GOIÁS - UFG



Continuação do Parecer: 704.839

GOIANIA, 01 de Julho de 2014

---

**Assinado por:**  
**João Batista de Souza**  
**(Coordenador)**

Grande Área 2. Ciências Biológicas , Grande Área 3. Engenharias , Grande Área 4. Ciências da Saúde

Murilo de Melo Prado

717.943.521-04 C 135 JARDIM AMERICA quadra 286, lote 3 GOIANIA GOIAS 74275040 BRASILEIRO (62) 8484-7251 murilodemelo@me.com

Data: //

Assinatura

12. Cargo:

3. Área Temática:

Equipamentos e dispositivos terapêuticos, novos ou não registrados no País;

Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a

utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não.

Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Tenho ciência que essa folha será anexada ao projeto devidamente assinada por todos os responsáveis e fará parte integrante da documentação do mesmo.

**INSTITUIÇÃO PROPONENTE**

13. Nome:

16. Telefone: 17. Outro Telefone:

Cargo/Função:

Data:

Assinatura

//

14. CNPJ: 15. Unidade/Órgão:

Responsável: CPF:

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Universidade Federal de Goiás

(62) 3521-1882

Termo de Compromisso (do responsável pela instituição ): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas

Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.

Não se aplica.