

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

FABIANO DALLA LANA MATTIELLO

**EFEITOS DA EXPOSIÇÃO INTRAORAL E DA APLICAÇÃO DE
TRATAMENTOS DE LIMPEZA SOBRE ARCOS ORTODÔNTICOS DE
AÇO INOXIDÁVEL**

Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima
Orientador

PORTO ALEGRE
2014

FABIANO DALLA LANA MATTIELLO

**EFEITOS DA EXPOSIÇÃO INTRAORAL E DA APLICAÇÃO DE
TRATAMENTOS DE LIMPEZA SOBRE ARCOS ORTODÔNTICOS DE
AÇO INOXIDÁVEL**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção de grau de Mestre em Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima

PORTO ALEGRE

2014

FABIANO DALLA LANA MATTIELLO

**EFEITOS DA EXPOSIÇÃO INTRAORAL E DA APLICAÇÃO DE
TRATAMENTOS DE LIMPEZA SOBRE ARCOS ORTODÔNTICOS DE
AÇO INOXIDÁVEL**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção de grau de Mestre em Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em 26 de fevereiro de 2014.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota - PUCRS

Prof. Dr. Leandro Berni Osório - UFSM

Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima – PUCRS

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos meus pais, Agenor e Vera, a eterna gratidão pelo amor e apoio incondicionais, mesmo a milhares de quilômetros de distância. Me ensinaram a conquistar os meus objetivos sempre baseados na persistência, honestidade e gentileza.

Ao meu irmão Rodrigo, colega de profissão, que sempre me incentivou muito e me proporcionou maior segurança profissional. À minha cunhada Isabella, pelo apoio e bons momentos vivenciados em família.

Às minhas primas Juliana Moreira, Giovana Matiello, Juliana Matiello e Karine Sellmer, que me acolheram, em Porto Alegre, como a um irmão, proporcionando-me momentos de aconchego familiar.

Ao meu orientador, Professor Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima, pela orientação e pelos ensinamentos clínicos e científicos transmitidos. A independência concedida foi essencial para meu crescimento profissional e pessoal.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa de seu Reitor, Prof. Dr. Irmão Joaquim Clotet.

À Diretoria da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa de seu diretor, Prof. Alexandre Bahlis.

À CAPES, pelo apoio financeiro disponibilizado para o desenvolvimento deste curso.

Ao programa de pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa da sua presidente, Prof. Dra. Ana Maria Spohr.

À Professora Dra. Luciane Macedo de Menezes, pela gentileza e pela dedicação incansável na obtenção da excelência por seus alunos.

À Professora Susana Maria Deon Rizzatto, pelos infindáveis conhecimentos transmitidos, sempre com muita humanidade e dedicação.

Aos outros professores: Ernani Menezes Marchioro, Fernando Martinelli Lima, Tatiana Siqueira Gonçalves e Telmo Bandeira Berthold, pelos ensinamentos transmitidos e pelas oportunidades concedidas.

À Professora Dra. Ana Maria Spohr e ao Professor Dr. Eduardo Gonçalves Motta, pela indispensável colaboração durante os experimentos laboratoriais desta pesquisa.

Ao Professor da faculdade de Matemática, João Feliz Duarte de Moraes, pela atenção dispensada e pela dedicação em simplificar a transmissão dos ensinamentos estatísticos.

Aos colegas de mestrado, Cláudia, Fabiane, Vanessa e Omar, os quais me receberam de braços abertos e colaboraram muito nas minhas questões profissionais e pessoais.

Aos demais colegas do doutorado, mestrado e especialização, pela demonstração verdadeira de coleguismo e pela amizade consolidada durante o curso.

Aos funcionários da pós-graduação Davenir, Gabriel, Kléber e Vanessa, e a todas as secretárias das clínicas da Ortodontia e Cerlap, especialmente Karina, Carla, Rejane e Neusa pelo auxílio essencial e pela gentileza sempre presente.

RESUMO

Introdução: O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos do envelhecimento intraoral sobre arcos de aço inoxidável, assim como os efeitos de quatro métodos de limpeza sobre esses arcos, nos critérios de debris aderidos, rugosidade superficial e resistência friccional ao deslizamento. **Materiais e métodos:** Dezessete segmentos de arcos retangulares 0,019"x0,025", sem dobras, recém removidos da embalagem, foram denominados Grupo C- (controle novo), enquanto 85 segmentos de arcos retangulares 0,019"x0,025", sem dobras, foram removidos do meio bucal após a permanência de quatro semanas. Essa metodologia foi analisada e aprovada pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia (CCEFO-PUCRS) e ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-PUCRS). Esses segmentos expostos ao meio bucal foram divididos em cinco grupos contendo 17 segmentos cada: C+ (controle exposto), T1 (limpeza com jato de bicarbonato de sódio); T2 (limpeza com gaze embebida em álcool 77°GL); T3 (limpeza em cuba ultrassônica com detergente enzimático); T4 (limpeza de fricção com esponja de aço). Todos os seis grupos foram submetidos à análise de debris em microscópio eletrônico de varredura, em magnificação 200x. A rugosidade superficial (Ra) foi analisada através de rugosímetro, enquanto, para verificação da fricção, os segmentos foram ligados com ligaduras elásticas à bráquetes colados em placas de acrílico. Essa placas foram adaptadas à máquina de teste universal, e os segmentos tracionados em velocidade constante de 5mm/min por 5mm. Os dados foram analisados através dos testes estatísticos de ANOVA, Teste T de Student, Mann-Whitney e Student-Newman-Keuls, com $\alpha=0,05$. **Resultados:** A análise de debris superficiais mostrou que os arcos do grupo C- apresentaram índice 0, enquanto o grupo C+ apresentaram uma média de índice 2, e portanto um aumento significativo ($p<0,001$) na quantidade de debris aderidos na magnificação 200x. Apenas os grupos T2 ($p<0,05$) e T4 ($p<0,01$), ambos com uma média de nível 1 de debris, apresentaram uma redução significativa em comparação com C+. Em relação à Ra, o grupo C+, com média de 0,41 μ m, apresentou aumento significativo em relação a C-, com média de 0,18 μ m ($p<0,001$). Apenas o grupo T4, média de 0,25 μ m, mostrou um redução significativa em comparação ao C+ ($p<0,05$). A análise friccional revelou não haver diferença significativa ($p>0,05$) entre os grupos C- (média de 6,90N) e C+ (média de 7,89N),

assim como entre os grupos C+ e T1 (média de 5,73N), T2 (média de 9,49N), T3 (média de 8,56N) e T4 (média de 9,09N) ($p>0,05$). **Conclusões:** Os arcos retangulares de aço inoxidável expostos ao meio intraoral por 4 semanas apresentaram um aumento na quantidade de debris aderidos e da rugosidade superficial, entretanto sem afetar a resistência friccional ao deslizamento. A limpeza dos arcos envelhecidos com gaze embebida em álcool e por fricção de esponja de aço promoveram a redução significativa no índice de debris; entretanto, a redução da rugosidade superficial ocorreu apenas pela limpeza com a esponja de aço. A resistência friccional ao deslizamento mostrou-se inalterada pelos quatro métodos de limpeza superficial empregados.

Palavras-chave: Fricção, Ortodontia, Aço inoxidável

ABSTRACT

Introduction: The purpose of this study was to evaluate the effects of the intraoral aging on the stainless steel (SS) archwire surface and the effects of four methods of archwire cleaning on the variables of debris, roughness, and friction during sliding mechanics. **Methods:** Seventeen segments of as-received 0.019 × 0.025 inch SS archwire, without bends, was designated as C- group, while 85 segments of 0.019 × 0.025 inch SS archwire were removed from the intraoral environment after four weeks of exposure. These retrieved segments were divided into 5 groups of 17 segments each: C+ (clinical use control group), T1 (sodium bicarbonate jet cleaning), T2 (77°GL alcohol soaked gauze cleaning), T3 (ultrasound cleaning) and T4 (steel wool sponge cleaning). The debris level of all those 6 groups were observed by scanning electron microscopy. The Ra was evaluated with a rugosimeter and frictional force was evaluated by the displacement of the segments through the bracket slots assembled in the universal testing machine. The plate containing the brackets was attached in the machine upper grip to slide at a speed of 5 mm/minute for a distance of 5 mm. Data were analyzed by ANOVA, Student's t-test, Mann-Whitney and Student-Newman-Keuls tests, with $\alpha=0,05$. **Results:** The debris of C+ (mean score 2) group increased significantly ($p<0.001$) in comparison to C- (mean score 0). After the cleaning procedures, only the T2 ($p<0.05$) and T4 ($p<0.01$) groups, both with mean score 1, showed significantly decrease in the debris scores. The Ra analysis showed that C+ (mean 0,41 μm) group had an increase ($p<0.001$) in Ra level in comparison to C- (mean 0,18 μm), while only the T4 group (mean 0,25 μm) showed a decrease after cleaning method in comparison to C+ ($p<0.05$). The frictional force levels did not show significant difference between C- (mean 6,90N) and C+ (mean 7,89N) groups ($p>0.05$) and between C+ and T1 (mean 5,73N), T2 (mean 9,49N), T3 (mean 8,56N) and T4 (mean 9,09N) groups ($p>0.05$). **Conclusions:** The debris and Ra of SS rectangular wires increased significantly during clinical use, however without causing a significant increase in the frictional force level. The alcohol soaked gauze and the steel wool sponge cleaning methods promoted a significant decrease in the debris scores of retrieved archwires, while the roughness of these archwires decreased only with the steel wool sponge cleaning

method. The resistance to sliding of retrieved archwires was not affected by any of the four cleaning methods.

Keywords: Friction, Orthodontics, Stainless steel

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Exemplos de mecânicas de deslizamento para fechamento e abertura de espaço.....	21
Figura 02 - Força de fricção (f) e força normal (N).....	31
Figura 03. Divisão entre a força friccional estática e cinética em relação à força aplicada	32
Figura 04 – <i>Binding</i> e <i>Notching</i>	36
Figura 05- Arco retangular inferior 0,019x0,025” <i>in situ</i>	43
Figura 06- Divisão do arco	44
Figura 07- Estocagem dos segmentos	45
Figura 08- Organograma da divisão dos grupos.....	46
Figura 09- Equipamento ProfiNeo.....	48
Figura 10- Jateamento com bicarbonato de sódio.....	48
Figura 11- Gaze e álcool 77°GL	49
Figura 12- Fricção de gaze embebida em álcool 77°GL	49
Figura 13- Cuba lavadora ultrassônica	50
Figura 14- Segmentos submersos em água destilada e detergente enzimático.....	50
Figura 15- Fricção digital de esponja de aço	51
Figura 16- Placa vítrea	51
Figura 17- Microscópio eletrônica de varredura	52
Figura 18- Índice de debris.	53
Figura 19- Rugosímetro	54
Figura 20- Leitura do rugosímetro	55

Figura 21- Placas de acrílico com bráquetes colados.....	56
Figura 22- Placa acrílica sendo tracionada pela garra da máquina de ensaio universal.....	57
Figura 23- Gráfico fornecido pelo software Tesc.....	57
Figura 24- Imagem do MEV dos segmentos dos grupo C-, C+, T1, T2, T3 e T4 (magnificação 200x).....	60

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela I - Descrição da composição dos grupos.....	47
Gráfico 01- Média dos índices de debris encontrados para cada grupo.....	62
Gráfico 02- Comparação índices de debris entre grupo C+ e grupos T.....	62
Gráfico 03- Comparação da rugosidade superficial entre os grupos C- e C+.....	63
Gráfico 04- Comparação da rugosidade superficial entre os grupos C+, T1, T2, T3 e T4.....	64
Gráfico 05- Comparação da força friccional entre os grupos C-, C+ e grupos T.....	65

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
°C	Celsius
°GL	Gay Lussac
<	Menor
>	Maior
®	Registrado
α	Probabilidade calculada
μm	Micrômetro
ANOVA	Análise de variância
BI e BI'	<i>Binding</i>
cm	Centímetro
CaP	Fosfato de cálcio
DP	Desvio Padrão
<i>et al.</i>	e colaboradores
F	Força aplicada visando o movimento
Fr	Força friccional clássica
ICC	Índice de correlação intraclasse
KCl	Cloreto de potássio
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
mm	Milímetros
mm/min	Milímetros por minuto

n	Número de corpos de prova
NaCl	Cloreto de sódio
NBI e NBI'	Força normal originada do <i>binding</i>
Nfr	Força normal da fricção clássica (Fr)
NiTi	Níquel-titânio
NNO e NNO'	Força normal do <i>notching</i>
NO e NO'	<i>Notching</i>
p	Probabilidade calculada
pH	Potencial Hidrogeniônico
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Ra ou RA	Rugosidade superficial média
RD	Resistência ao deslizamento
RS	Resistência friccional ao deslizamento
TMA	Titânio-molibdênio

SUMÁRIO

1. Introdução	17
2. Fundamentos Teóricos	20
2.1 Mecânica de deslizamento.....	21
2.2 Meio intraoral e degradação.....	23
2.3 Debris.....	26
2.4. Rugosidade superficial.....	28
2.5 Fricção.....	30
2.6 Arcos de aço inoxidável.....	39
3. Proposição	40
4. Delineamento da Pesquisa	42
4.1 Amostra	43
4.2 Tamanho da amostra	44
4.3 Armazenamento	44
4.4 Divisão dos grupos.....	45
4.5 Tratamentos de limpeza.....	47
4.6 Análise dos debris.....	51
4.7 Análise da rugosidade superficial.....	53
4.8 Análise da fricção.....	55
4.9 Análise estatística.....	57
5. Resultados	59
5.1 Debris	60
5.2 Rugosidade Superficial.....	63
5.3 Friccao.....	64
6. Discussão	66
7. Conclusão	77
8. Referências Bibliográficas	79
Apêndice	87
Apêndice A – Artigo: Artigo “Efeitos do envelhecimento intraoral nas características superficiais e na fricção de arcos ortodônticos de aço inoxidável”	88
Apêndice B – Artigo: “Efeitos de procedimentos de limpeza nas características superficiais e friccionais de arcos ortodônticos de aço inoxidável envelhecidos”	113

Anexo	137
ANEXO A – Protocolo de aprovação pelo CEP da PUCRS.	138
ANEXO B – Protocolo de aprovação pela comissão científica e de ética da faculdade de odontologia da PUCRS.....	141

1. INTRODUÇÃO

O ambiente intraoral é considerado um meio complexo devido à presença de cargas mastigatórias e das constantes alterações de temperatura e pH; decorrentes da dieta e dos subprodutos do metabolismo dos micro-organismos orais (1-3). A presença de bráquetes colados aos dentes favorece ainda mais ao agravamento das adversidades desse ambiente intraoral. Esses dispositivos impedem a limpeza mecânica pelo contato dos próprios alimentos com a superfície dentária durante a mastigação, além de dificultar a correta higienização, devido ao acesso restrito das cerdas da escova; o que provoca um acúmulo de alimentos e de placa bacteriana (4).

Desse modo, o acúmulo de restos alimentares e biofilme bacteriano sobre os dispositivos ortodônticos acarreta na degradação superficial dos mesmos, com alterações morfológicas e estruturais e, interferindo inclusive em suas propriedades mecânicas (2, 5, 6). Normando *et al.*, em 2011, afirmaram que os arcos expostos ao meio bucal durante 8 semanas apresentaram um aumento significativo da quantidade de debris aderidos à superfície e da rugosidade superficial, surtindo em um aumento da resistência friccional desses arcos durante a mecânica de deslizamento (7).

Em alguns tipos específicos de mecânicas ortodônticas, como as mecânicas de deslizamento, o bráquete colado à superfície dentária necessita deslizar ao longo do arco ortodôntico, o que torna de extrema relevância a resistência friccional desses dispositivos(5). A fricção, originada do contato íntimo entre o bráquete e o arco, acarreta no retardo ou mesmo impedimento do deslizamento desses objetos entre si (7-9). Esse tipo específico de mecânica exige que os arcos ortodônticos permaneçam em ambiente oral por diversos meses e, conforme comprovado por Marques *et al.*, tornam-se passíveis de sofrer degradação e apresentar acréscimos na quantidade de debris, na rugosidade superficial e nos níveis de fricção ao deslizamento, com uma menor eficiência no tratamento ortodôntico (10).

Diante do aumento na fricção do tratamento ortodôntico, uma parte da força aplicada visando a movimentação dentária é dissipada somente para ultrapassar a força friccional, restando uma determinada parcela da força para o movimento dentário efetivo (11, 12). As consequências de sistemas de alta fricção consistem na reduzida taxa de movimentação dentária (13), perda de ancoragem (14) (15), maior tempo de tratamento (16) e riscos de reabsorções radiculares (17). Nos tratamentos

ortodônticos comumente ocorre uma redução de 12 a 60% da força aplicada devido à resistência friccional (18). Portanto, a força friccional deve ser mantida em níveis mínimos, possibilitando uma movimentação dentária por meio de forças ótimas, com adequada taxa de movimentação (12, 19, 20) e sem causar danos teciduais e desconforto ao paciente (21).

Diversos estudos são encontrados na literatura sobre a influência do envelhecimento intraoral na resistência friccional de arcos ortodônticos, porém são escassos os estudos utilizando arcos de aço inoxidável utilizados durante a mecânica de deslizamento (7, 10). Inúmeros estudos afirmaram que a seleção de arcos de qualidade superior e com baixo coeficiente de fricção (μ), assim como a limpeza dos arcos submetidos ao meio oral por longo tempo podem aumentar a eficiência do tratamento ortodôntico através de uma menor resistência friccional (6, 10, 22). Ainda mais escassos são os estudos sobre os métodos de limpeza desses arcos degradados, visando uma melhoria nas suas características superficiais e mecânicas durante o tratamento ortodôntico (7).

Teve-se, portanto, como objetivo deste estudo, primeiramente analisar os efeitos do envelhecimento intraoral de arcos de aço inoxidável expostos ao meio durante quatro semanas nos critérios da quantidade de debris superficiais aderidos, da rugosidade superficial e da força friccional ao deslizamento. Posteriormente, esses arcos degradados foram submetidos a quatro diferentes tratamentos de limpeza, visando, ainda, analisar a influência desses métodos sobre os mesmos critérios supracitados.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Mecânica de deslizamento

É frequente, no decorrer do tratamento ortodôntico, deparar-se com a necessidade de se promover a redução da sobressalência e o fechamento de espaços entre os dentes, utilizando-se alças de fechamento ou então mecânicas de deslizamento (23). Atualmente houve um aumento considerável no uso de bráquetes preajustados e mecânicas de deslizamento para fechamento de espaços (14, 24).

Esse tipo de mecânica consiste na aplicação de uma força elástica, fazendo com que os bráquetes colados aos dentes deslizem ao longo do arco ortodôntico (Figura 01). Entretanto, o deslizamento do arco nas canaletas é dificultado pelo surgimento da força friccional, definida como uma resistência ao deslizamento (RD) de dois corpos em contato(23).

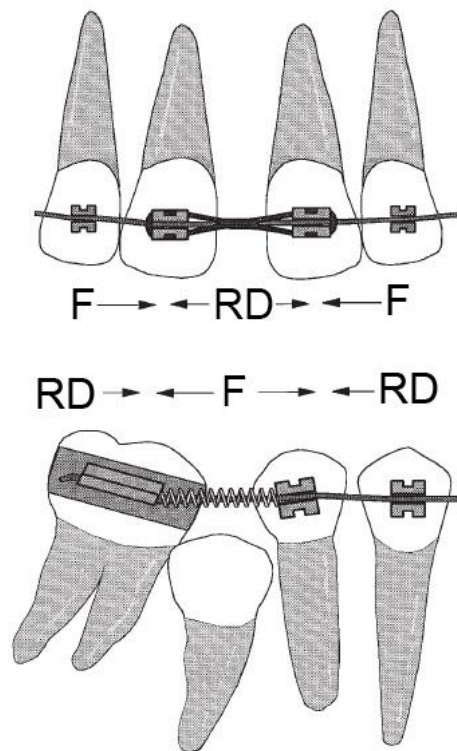


Figura 01- Exemplos de mecânicas de deslizamento para fechamento e abertura de espaço, em que a força friccional, definida como resistência ao deslizamento (RD) contrapõe-se à força aplicada (F). (Articolo e Kusy, 1999)

Durante esse processo, certa parte da força aplicada aos dentes é utilizada para ultrapassar a fricção, e somente o restante da força aplicada é devidamente transmitida aos dentes visando a movimentação (11, 25). Portanto, a resposta tecidual e o conseqüente movimento dentário ocorrem somente se a força aplicada sobrepuser-se à força friccional presente na interface bráquete-arco (26-28).

Estudos prévios (8, 23) afirmaram que o deslizamento do bráquete ao longo do arco ortodôntico não ocorre de forma contínua e suave, mas sim em curtos e intermitentes movimentos de inclinação e verticalização. Por isso, a cada ciclo que se inicia, a força friccional deve ser novamente ultrapassada para ocorrer a movimentação.

Altos níveis de fricção nesse tipo de mecânica exigem o aumento da força aplicada aos dentes, acarretando na movimentação dos dentes de ancoragem (26), na possibilidade de ocorrência de reabsorções radiculares (17), e o acréscimo de tempo no tratamento (16). Dessa forma, ratifica-se a importância de se obterem baixos níveis de fricção durante a utilização de mecânicas de deslizamento (29).

Visando à obtenção de baixos níveis de fricção e devido à exigência desses arcos permanecerem em meio intraoral por diversos meses durante o deslizamento, a literatura prevê que diversas modificações devem ser empregadas, dentre elas, o uso de arcos ortodônticos e ligaduras metálicas de aço inoxidável (10). A razão de empregá-los nesse tipo específico de mecânica refere-se ao seu baixo coeficiente de fricção (μ) (30, 31), decorrente da baixa rugosidade superficial (8), textura suave e dureza do material (26, 32).

2.2 Meio intraoral e degradação

O meio bucal contendo aparelhos ortodônticos fixos apresenta condições propícias à proliferação de micro-organismos, uma vez que é úmido, aquecido, aeróbico e ainda conta com a presença dos bráquetes. Estes acessórios possuem uma estrutura complexa com sítios que facilitam a retenção de alimentos e de micro-organismos; além de impedirem o acesso das cerdas das escovas para a correta higienização (4, 33, 34).

Os acessórios e arcos expostos ao meio bucal podem sofrer alterações morfológicas e de composição, pois estão sujeitos a condições extremas, com variações mecânicas, físicas e químicas. Essas variações constituem a exposição às cargas mastigatórias, às cargas decorrentes das ativações do arco nas canaletas, às variações de temperatura, e às oscilações de pH pela decomposição de restos alimentares e celulares e ainda pela ação dos metabólitos ácidos dos micro-organismos orais (2, 35).

Baier, em 1977, afirmou que a superfície dos dispositivos expostos ao meio bucal torna-se envolta rapidamente por um biofilme acelular adquirido, através da absorção espontânea de glicoproteínas e proteoglicanas (36), sendo que a adesão bacteriana sobre esse biofilme acelular ocorre posteriormente (36).

Mikulewicz e Chojnacka, em 2011, afirmaram que a presença do biofilme bacteriano, que cobre a superfície dos dispositivos ortodônticos está altamente relacionada à ocorrência do processo de corrosão (1).

Eliades *et al.* analisaram a composição molecular do biofilme acelular precipitado sobre os arcos ortodônticos. Foram encontrados nessa matriz proteinácea constituintes orgânicos como amida, álcool e carbonato. Detectou-se, ainda, a formação de precipitados de cloreto de sódio (NaCl), cloreto de potássio (KCl) e fosfato de cálcio (CaP), os quais foram responsáveis por alterações na topografia dos arcos, levando ao início do processo de corrosão e consequente alteração na resistência friccional (37, 38).

A corrosão consiste em um processo eletroquímico que modifica as propriedades dos metais pela perda dos íons metálicos ou pela dissolução do filme superficial passivo que cobre os metais. Esse processo é acelerado por danos causados ao filme superficial como abrasão, como o tratamento térmico promovido

durante a manufatura, dobras promovidas no arco e, ainda, pela exposição ao meio oral (39, 40).

O processo de corrosão desencadeado pelo meio bucal ocorre devido às bruscas oscilações de temperatura e pH, em virtude da ingestão e liberação de ácidos, os quais são transportados pela saliva. Esses ácidos são originados da alimentação e também produzidos tanto pelos micro-organismos do biofilme bacteriano assim como por aqueles responsáveis pela decomposição dos debrís alimentares (38, 39).

Existem diversos tipos de corrosão que atuam sobre os dispositivos ortodônticos; a corrosão uniforme, a porosa, em fenda e a galvânica. O ataque uniforme é o tipo mais comum, em que acontece a liberação de grande quantidade de compostos organometálicos. A corrosão porosa caracteriza-se pela formação de poros de igual profundidade e largura, os quais já se apresentam após o processo de polimento durante a fabricação e servem de sítios específicos para uma maior degradação após a exposição ao meio bucal. A corrosão em fenda caracteriza-se por crateras de grande profundidade, as quais são formadas pelo impedimento que a placa bacteriana impõe à regeneração do filme protetor, acarretando numa grande dissolução metálica. A corrosão galvânica ocorre pelo contato de diferentes metais, processo em que o metal menos nobre da união torna-se ânodo, promovendo a dissolução e liberação de íons (38).

Pakshir, Bagheri e Kazemi, em 2013, avaliaram os efeitos da variação de temperatura no potencial de corrosão de arcos de aço inoxidável e de NiTi. Concluíram que um aumento da temperatura, de 15°C para 55°C acarreta em menor resistência à corrosão, devido à maior difusão de oxigênio sobre a película protetora desse tipo de arcos (3).

Há diversas consequências implicadas nesse tipo de degradação, como a redução de força aplicada aos dentes devido ao desgaste dos dispositivos (41), comprometimento estético do aparelho (38, 42), liberação de íons tóxicos no meio (3), aumento da rugosidade superficial dos dispositivos (3, 38), além da fratura dos dispositivos ortodônticos (41).

A liberação desses íons metálicos originados da corrosão na cavidade bucal pode ocasionar a deglutição deles, que, levados ao trato gastrointestinal (38), podem ocasionar reações alérgicas, hiperplasia gengival, descamação labial, edema, eritema e queilite angular (43, 44).

Esse aumento da rugosidade superficial dos dispositivos (38), acarreta em maior adesão de micro-organismos(45), além de um acréscimo no coeficiente de fricção (μ), podendo alterar a mecânica de deslizamento entre o bráquete e arco ortodôntico (42).

2.3 Debris

Os debris, definidos como remanescentes de alimentos e de biofilme bacteriano, são comumente encontrados depositados sobre os bráquetes e arcos expostos ao ambiente oral, e são compostos de materiais orgânicos e inorgânicos (6, 41).

Eliades *et al.*, no ano 2000, avaliaram os efeitos da exposição intraoral de arcos de NiTi durante 6 meses. Constataram que a quantidade de debris aderidos na superfície desses arcos depende das condições orais do paciente e do tempo de exposição ao meio oral. Concluíram também que as alterações na topografia e na estrutura dos arcos são resultantes da corrosão predominante e da presença desses debris (37).

Em 2009, Daems *et al.*, avaliaram a degradação de arcos ortodônticos de aço inoxidável após 6 meses de uso, através da microscopia eletrônica de varredura. Foram encontrados indícios de corrosão nas regiões dos arcos cobertas por debris, além das áreas com irregularidades superficiais resultantes do processo de manufatura, da manipulação ortodôntica e do contato com o bráquete (41).

As consequências de arcos apresentando áreas de corrosão são, dentre outras, um acúmulo superficial maior de debris e um aumento da resistência friccional; podendo dificultar ou inclusive bloquear o deslizamento do bráquete ao longo desses arcos (6, 10).

Apesar de os debris modificarem a morfologia e composição superficial dos arcos, quando se encontram mineralizados, podem inclusive proteger a superfície dos arcos em meios de baixo pH, onde estariam susceptíveis à corrosão (38).

Marques *et al.*, em 2010 compararam, em microscópio eletrônico de varredura, o índice de debris de arcos de aço inoxidável novos e de arcos expostos ao meio intraoral por 8 semanas. Todos os arcos recém-removidos da embalagem apresentaram o índice zero, referente à total ausência de debris; enquanto aqueles expostos ao meio bucal apresentaram índices de moderado a grande, no quesito de quantidade de debris aderidos (10).

Ainda mais escassos são os estudos relativos à limpeza de arcos de aço submetidos ao meio oral. Normando *et al.*, em 2011, afirmaram que os arcos após uso clínico durante 8 semanas apresentaram, em imagens de microscopia eletrônica de varredura, uma grande quantidade de debris aderidos superficialmente. Entretanto, após a limpeza com esponja de aço ou em cuba ultrassônica, esses mesmos arcos demonstraram uma redução significativa na quantidade de debris superficiais (7).

2.4 Rugosidade superficial

A rugosidade superficial caracteriza-se pela textura da superfície de um material. Em relação aos arcos ortodônticos, essa rugosidade depende diretamente da liga metálica selecionada, do complexo processo de manufatura e do tratamento de polimento final empregado (42, 46).

O processo de manufatura dos arcos deve ser criterioso, visando à obtenção de uma topografia superficial mais lisa possível. Defeitos superficiais ocasionados durante esse processo, como rachaduras e ranhuras, aumentam a longo prazo a rugosidade superficial e o potencial de corrosão (15, 47), influenciando negativamente na biocompatibilidade da liga (2).

A correlação entre a rugosidade superficial e a biocompatibilidade refere-se à presença de cavidades na superfície irregular desses arcos, as quais atuam como pontos de adesão bacteriana e proteica, levando à maturação do biofilme (48). Essas superfícies rugosas apresentam, ainda, condições mais propícias à adesão bacteriana em relação às superfícies mais lisas, assim como uma maior dificuldade de remoção dos micro-organismos aderidos (45).

Estudos prévios utilizando microscópio eletrônico de varredura e rugosímetro constataram que os arcos de aço inoxidável apresentam uma topografia mais lisa e com menor coeficiente de rugosidade superficial. Já os arcos de níquel-titânio (NiTi) e de titânio-molibdênio (TMA) apresentam uma topografia mais irregular e conseqüentemente maior coeficiente de rugosidade superficial (30, 49, 50).

Eliades e Bouarel, em 2005, afirmaram que a exposição intraoral de arcos de NiTi provoca alterações na topografia superficial da liga, através da corrosão e da formação de debris (2). Enquanto isso, Marques *et al.*, em 2010, analisaram os efeitos dessa exposição, porém sobre arcos ortodônticos de aço inoxidável. Antes da exposição ao meio bucal, esses arcos apresentavam valores baixos de rugosidade, com uma média de $0,02\mu\text{m}$. Entretanto, a submissão ao meio oral por 8 semanas acarretou em um aumento significativo na rugosidade superficial; atingindo valores médios de $1,09\mu\text{m}$ (10).

Portanto, estudos prévios afirmaram que a rugosidade superficial dos arcos, aumentada pela corrosão e pelo depósito de debris decorrente da exposição intraoral, acarreta em efeitos deletérios na estética e biocompatibilidade(42), assim como

na eficiência do deslizamento desses arcos sobre as canaletas dos bráquetes (7, 8, 10, 51).

Entretanto, Doshi e Bhad-Patil, em 2011, que avaliaram a rugosidade de arcos de aço inoxidável, NiTi, TMA e TMA de baixa fricção, sob microscopia eletrônica de varredura e rugosímetro, encontraram resultados diferentes. Não foi encontrada correlação positiva entre a rugosidade superficial dos arcos e a resistência friccional, uma vez que os arcos de NiTi, apesar de apresentarem uma superfície com menor rugosidade superficial, obtiveram um nível mais alto de força friccional em relação aos arcos de TMA de baixa fricção, os quais apresentaram maior Ra (30). Essa afirmação está de acordo com estudos prévios (42, 52, 53), os quais definiram que, apenas um baixo coeficiente de rugosidade superficial não é considerado uma influência suficiente para apresentar um baixo coeficiente friccional.

Normando *et al.*, em 2011, avaliaram a eficiência de métodos de limpeza sobre o coeficiente de rugosidade superficial de arcos ortodônticos, estabelecendo comparação da rugosidade superficial de arcos expostos ao meio bucal durante 8 semanas (T1) em relação àqueles também expostos ao meio bucal e ainda encaminhados aos tratamentos de limpeza (T2). A limpeza com esponja de aço reduziu a rugosidade superficial de 1,7 μm , no tempo T1, para 0,05 μm após a limpeza (T2); ou seja, houve um retorno ao coeficiente de rugosidade de um arco novo (0,03 μm). Já a limpeza com ultrassom promoveu uma redução de 1,2 μm em T1 para 0,3 μm em T2, também similar aos valores obtidos com arcos novos. Dessa forma, verificou-se que os tratamentos de limpeza foram eficientes na redução do coeficiente de rugosidade superficial dos arcos expostos ao meio oral (7).

2.5 Fricção

A fricção é definida como a força que retarda ou impede o movimento de duas superfícies em contato (9, 18, 20, 54), atuando no sentido contrário ao da força responsável pelo movimento (8). Está sempre presente quando existe uma força aplicada a dois corpos em contato, mesmo não havendo movimento entre eles (Figura 02) (32, 55).

A força friccional é derivada de forças eletromagnéticas entre os átomos de corpos em contato. Fisicamente é expressa pelo contato entre as asperidades superficiais de ambos os corpos (32, 56), formando pontos de solda entre estes pontos (53), além da força normal unindo os dois corpos (16).

Desse modo, no tratamento ortodôntico, esse contato ocorre entre o arco e as paredes internas das canaletas e com os cantos dos bráquetes (17); além do contato entre o arco e o material de ligação (57), que exerce uma pressão visando o contato entre o arco e o fundo da canaleta do bráquete (17).

A fricção, presente em todas as ações que visem à movimentação dos dentes, pode afetar significativamente a eficiência clínica de um tratamento ortodôntico (54), a qual pode ser descrita como a proporção entre a quantidade de força transmitida aos dentes em relação à quantidade de força aplicada aos mesmos (18, 20, 29). Kusy e Whitley, em 1997, relataram que nos tratamentos ortodônticos, comumente ocorre uma perda de 12 a 60% da força aplicada devido à resistência friccional (18), e por isso, almeja-se a utilização de terapias ortodônticas de baixa fricção. Essas terapias de baixa fricção apresentam uma eficiência aumentada devido à transmissão aos dentes de quase a totalidade da força aplicada para a movimentação(18).

Nas situações em que dois corpos em contato apresentam uma tendência ao movimento, tem-se início ainda a atuação de outra força além da já conhecida fricção. Essa outra força é a denominada força Normal (N), perpendicular à primeira e com a função de manter os corpos em contato (28), determinada no tratamento ortodôntico através das ligaduras, responsáveis pela ligação entre o arco e a canaleta do bráquete (54) (Figura 02.)

A fórmula para o cálculo da fricção é definida por $F = \mu \times N$; e, desse modo, verifica-se que a fricção depende tanto da força normal aplicada (N) assim como da natureza dos materiais em contato, indicada através do coeficiente de fricção dos materiais (μ) (24, 26, 50). Esse coeficiente é constante para um mesmo material, independentemente das dimensões do mesmo (32, 53, 55, 58); porém depende da rugosidade superficial (8), textura e dureza do material (26, 32), podendo afetar diretamente a mecânica de deslizamento (52).

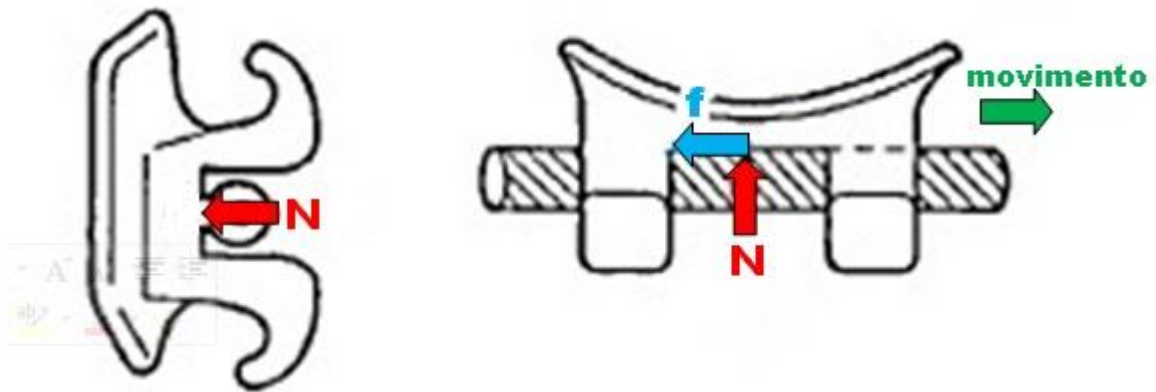


Figura 02- Força de fricção (F), em sentido contrário ao do movimento, e perpendicular à força normal (N). (Kapila *et al.*, 1990)

Conforme previamente descrito, a rugosidade superficial de um material é uma característica própria dele, dependente da liga utilizada, do prazo de validade e do seu processo de manufatura. Por maior que seja a lisura superficial que o material apresente, sempre existem pequenas irregularidades superficiais, as quais determinam os reais pontos de contato com a superfície do outro corpo em contato durante o movimento (26).

Além disso, a degradação do material também constitui outro fator que influencia a rugosidade superficial. Marques *et al.*, em 2010, afirmaram haver a existência de uma influência da quantidade de debrís aderidos, na rugosidade superficial do material e conseqüentemente na força friccional (10). No entanto, Kusy *et al.*, em 1988, os quais analisaram a topografia superficial de arcos através de

espectroscopia a laser, concluíram não haver correlação entre a rugosidade superficial e a força de fricção (52).

A força friccional pode ser de dois tipos, a saber: o estático e o cinético (Figura 03). A fricção estática refere-se àquela força a ser ultrapassada pela força aplicada para ocorrer o início do movimento. Após iniciado o movimento entre o arco ortodôntico e a canaleta do bráquete, torna-se atuante a força friccional cinética, geralmente apresentando um valor menor que a estática (16, 32, 59). Sendo assim, torna-se nítida a necessidade de compensação dessa resistência friccional estática, através de um aumento da força aplicada ao dente, visando o início do movimento de deslizamento (57).

Contudo, alguns autores simularam *in vitro* a mecânica de deslizamento em velocidades extremamente baixas e semelhantes àsquelas ocorridas clinicamente, na ordem de 5×10^{-7} mm/min, e verificaram não haver esta transição nítida entre os tipos de fricção (12).

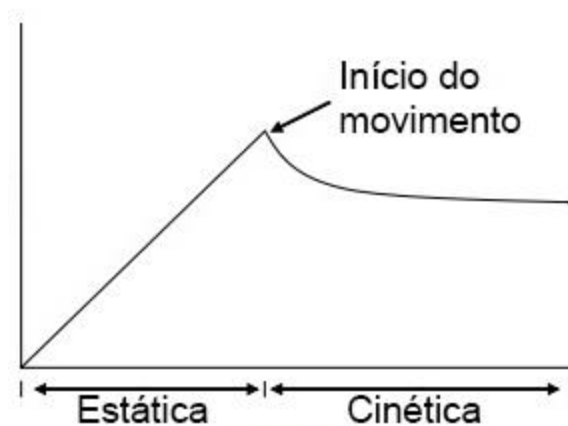


Figura 03. Gráfico mostrando a divisão entre a força friccional estática e cinética conforme ocorre aumento da força aplicada (Burrow, 2009).

O estudo da fricção estática ao invés da cinética apoia-se no fato de que esta segunda somente é expressa após a primeira já ter sido ultrapassada. A outra razão consiste em que, durante a mecânica de deslizamento, o dente move-se ao longo do arco através de curtos e intermitentes movimentos de inclinação e verticalização, ao invés de uma movimentação suave e contínua (60). Portanto, esse padrão de

movimentação exige que a fricção estática seja constantemente ultrapassada até que o completo movimento do dente seja alcançado (22).

A etiologia da fricção no movimento ortodôntico é multifatorial, sendo derivada de fatores mecânicos e biológicos que atuam na interface bráquete-arco ortodôntico. Destacam-se como fatores mecânicos relacionados ao arco ortodôntico, o material (15, 26), a rugosidade superficial (Ra), o coeficiente de fricção (μ) (11), a secção transversa (5, 26, 50), a rigidez do arco (14, 17) e o torque aplicado (50, 55). Os fatores mecânicos relacionados aos bráquetes constituem-se do material da liga utilizada nas canaletas (14, 15, 26, 50), da profundidade e altura da canaleta (15), da largura do bráquete (5, 8, 15, 17), das dobras de primeira, segunda e terceira ordens inseridas nestas canaletas (14, 55); assim como do método de ligação utilizado entre o arco e a canaleta (14, 17).

As variáveis biológicas constituem a saliva (28), a película adquirida, a placa bacteriana aderida, e ainda o nível de degradação desses arcos e bráquetes (14).

O coeficiente de fricção (μ) das superfícies em contato exerce influência sobre a fricção, uma vez que consiste em uma constante (11), dependente da rugosidade, textura e rigidez de cada material (59).

A relação do formato da secção transversa e do diâmetro dos arcos ortodônticos na resistência friccional ao deslizamento foi comprovada por estudos prévios, os quais confirmam que arcos retangulares e espessos apresentam níveis mais altos de fricção que os arcos redondos e de menor diâmetro (8, 20, 25, 50, 61, 62) Contudo, Fourie *et al.*, em 2009, afirmaram que os arcos redondos 0,016", apesar de apresentarem uma menor área superficial, não apresentam diferença significativa em relação ao nível de fricção de arcos retangulares de maior área superficial (0,018"x0,022"). A razão desse achado pode ser associada ao fato de que a dimensão vertical do arco é a maior responsável pelos incrementos nos níveis de fricção (5, 24).

A rigidez flexural dos arcos é determinada tanto pelo material da liga do arco ortodôntico, como pelo formato e pela área de sua secção transversa. Kojima *et al.*, em 2006, afirmaram que com o aumento da rigidez do arco, há também um aumento na resistência friccional ao deslizamento, porém ocorre um maior controle dentário

durante o deslizamento, através da redução da tendência de rotação e inclinação (5, 29).

Ainda, Tidy e Orth, em 1989, observaram que as dobras de terceira ordem nos arcos influenciam a resistência friccional através de um maior preenchimento da canaleta do bráquete (55).

Algumas características relacionadas aos bráquetes também influenciam na força friccional ao deslizamento. A rugosidade superficial da canaleta do bráquete, que fica em íntimo contato com a superfície do arco ortodôntico, deve ser analisada, pois há correlação positiva entre essa variável e a força friccional (10). Guerrero et al, em 2010, os quais avaliaram a resistência friccional ao deslizamento de arcos em canaletas metálica e de porcelana e afirmaram que aqueles bráquetes com canaletas de aço inoxidável apresentam menor resistência friccional. Isso ocorreu devido às propriedades físicas intrínsecas do metal, que permitem a obtenção de um polimento superficial mais refinado e conseqüente baixo coeficiente friccional (μ) (22, 59).

Wadhwa et al., em 2004, analisaram a resistência friccional ao deslizamento de arcos retangulares das ligas de TMA, NiTi e aço inoxidável em bráquetes de porcelana e de aço inoxidável. Afirmaram que aqueles bráquetes cerâmicos com canaletas de base arredondada apresentam menor resistência friccional ao deslizamento em relação às aquelas de fundo plano, em vista do menor contato entre o arco e as paredes da canaleta (62).

Em relação à largura dos bráquetes, Kuramae avaliou a força friccional no deslizamento de bráquetes simples e duplos de canino superior através da distalização com o uso de gancho “J” da técnica de Tweed-Merrifield (9). Concluiu que os bráquetes duplos geraram maior fricção que aqueles do tipo simples; assim como o estudo de Kapila *et al.*, em 1990, os quais afirmaram que bráquetes estreitos criam menor resistência friccional em mecânicas de deslizamento em relação às aqueles mais largos.

Essa maior resistência dos bráquetes largos ocorre devido à maior força de ligação das ligaduras utilizadas (26), entretanto, Drescher *et al.*, observaram que bráquetes estreitos produzem maior força friccional em relação às aqueles médios e

largos, devido à maior angulação durante o deslizamento(5). Enquanto isso, Frank e Nikolai, em 1980, consideraram que a distância interbráquetes mostra-se pouco significativa na influência sobre a resistência friccional (8).

A angulação do bráquete em relação arco também altera severamente a fricção durante o deslizamento (8, 9, 63, 64). O estudo de Guerrero *et al.*, relatou que um aumento de 10° na angulação do bráquete em relação ao arco, provoca um aumento significativo na resistência friccional ao deslizamento. Os autores afirmam, ainda, que diante dessas dobras de segunda ordem, os arcos com liga de aço inoxidável apresentam os maiores índices de fricção e um maior contato, em vista da sua dureza e baixa deflexão características (22).

O método de ligação do arco ao bráquete exerce influência na resistência friccional ao deslizamento através da força normal; ou seja, as ligaduras, metálicas ou elásticas, promovem uma força que empurram o arco em direção ao fundo da canaleta (65). Estudos prévios afirmaram que, embora as ligaduras de aço inoxidável apresentem os menores valores de resistência friccional, frequentemente opta-se pelas elásticas, devido à padronização da força aplicada durante a ligação (11, 66).

Há ainda as variáveis biológicas que atuam sobre os dispositivos ortodônticos, como a presença de saliva, corrosão e placa bacteriana que podem afetar a resistência friccional.

Estudos prévios relataram que a saliva pode atuar como um fator lubrificante ou adesivo, dependendo da liga dos materiais utilizados no contato (28). Entretanto, Kusy e Schafer, em 1995, promoveram simulações de mecânicas de deslizamento de conjuntos de arcos e bráquetes em três diferentes tipos de viscosidade salivar, e relataram que esta viscosidade não influencia na resistência friccional ao deslizamento (13).

A exposição ao meio bucal adverso promove o acúmulo de debrís alimentares e de biofilme bacteriano sobre os bráquetes e arcos, podendo causar-lhes a corrosão, além de levar a um aumento no coeficiente de rugosidade superficial e da força friccional (6, 7, 10).

Durante a mecânica de deslizamento *in vivo*, o dente apresenta uma tendência de inclinação, o que ocasiona em uma angulação do bráquete e conseqüente contato dos cantos do bráquete com o arco ortodôntico (9), formando

deflexões conhecidas como *Binding* (BI) e *Notching* (NO) (Figura 04). Nesses casos, a resistência friccional ao deslizamento passa a ser um somatório da fricção clássica, aquela oriunda das variáveis mecânicas e biológicas relacionadas aos bráquetes e arcos, com essas deformações dos arcos ortodônticos (BI e NO) (16, 17, 54, 59, 67).

Inicialmente essa deflexão provoca apenas a formação de uma dobra de segunda ordem, conhecida como deformação elástica do arco (*Binding*); a qual ocasiona também um aumento na resistência friccional ao deslizamento. Caso o arco seja pouco espesso, apresente danos originados na degradação (68), ou ainda a força para a movimentação seja excessiva (13, 29), há um aumento da angulação entre o arco e a canaleta do bráquete, transformando essa deformação, antes elástica, em permanente (*Notching*) (16, 65).

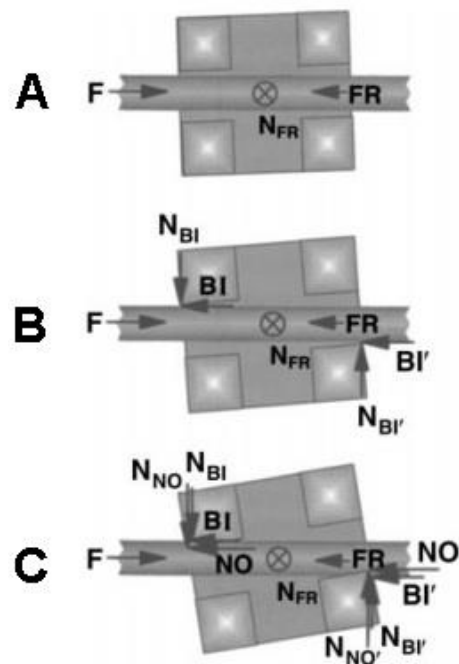


Figura 04 - Em A, imagem demonstrativa de situação em que a resistência friccional ao deslizamento (RS) ocorre devido apenas à força friccional clássica ($RS = FR$), uma vez que há folga entre o arco e as canaletas. Há a força aplicada (F) paralela, mas em sentido contrário à fricção (FR), e ainda há a força normal da fricção clássica (N_{FR}) perpendicular à ambas.

Em B, devido à angulação do bráquete e ao contato do arco com os cantos do bráquete, tem-se início do *Binding*; portanto a resistência friccional (RS) consiste no somatório da fricção clássica (FR) e do *Binding* (BI) ($RS = FR + BI$). Note a presença da força *binding* em todos locais onde há contato entre arco e canaleta (BI e BI'), sempre paralela à força aplicada (F) e de sentido oposto; além de possuir também as forças Normais originadas do *binding* (N_{BI} e $N_{BI'}$), perpendiculares à força *binding* (BI).

A situação de obstrução é mostrada na imagem C, em que a resistência ao deslizamento (RS) ocorre pelo somatório da fricção clássica, *binding* e ainda pelo *notching* ($RS = FR + BI + NO$). *Notching* está presente em todos locais onde há contato na interface arco-bráquete (NO e NO'), consistindo numa força paralela à força aplicada (F), porém em sentido oposto. Há também a presença das forças normais do *notching* em todos locais de contato (N_{NO} e $N_{NO'}$). (Articolo *et al.*, 2000)

Articolo e Kusy, em 1999, estudaram a influência da angulação dos bráquetes em relação aos arcos ortodônticos sobre a resistência friccional ao deslizamento. Foi encontrado que, com 7 graus de angulação, o *binding* é responsável por 80% da resistência friccional ao deslizamento; entretando, quando este ângulo aumenta para 13 graus, a deformação torna-se responsável por 99% de resistência friccional ao deslizamento, anulando assim a influência da fricção clássica (54).

As consequências dessas deformações consistem em um aumento excessivo da resistência friccional, podendo causar a perda de ancoragem durante retrações (13, 15, 26), e inclusive o impedimento da movimentação dentária até a deformação do arco ser desfeita (16, 65).

No ano 2000, Articolo *et al.*, avaliaram, em microscópio óptico e eletrônico de varredura, as consequências causadas pelo *notching* na superfície de arcos expostos ao meio bucal ligados à bráquetes cerâmicos e de aço. Concluíram que, durante a mecânica de deslizamento, os cantos dos bráquetes penetram na superfície do arco, dependente da carga aplicada e da dureza dos materiais, promovendo defeitos superficiais elípticos, predominantemente na face lingual da região anterior dos arcos (68).

Diversos estudos já analisaram as consequências do envelhecimento intraoral sobre a fricção dos dispositivos ortodônticos, entretanto há poucos relatos sobre o envelhecimento de arcos de aço inoxidável. Entre eles, destaca-se o de Marques *et al.*, em que foram analisados os efeitos da degradação intraoral durante 8 semanas em arcos de aço inoxidável. Foi comprovada a influência dos debrís alimentares no aumento da rugosidade superficial e também na resistência friccional ao deslizamento (10).

Menos frequentes são os estudos que exploram as opções para evitar um aumento dos níveis friccionais de arcos degradados pelo meio bucal. Ribeiro *et al.*, em 2012, sugeriram a escolha de dispositivos ortodônticos de alta qualidade, com bom polimento e capaz de resistir à corrosão; além da promoção de tratamentos de limpeza a estes arcos, visando a obtenção de de uma mecânica de deslizamento mais eficaz (6). Enquanto isso, Normando *et al.*, em 2011, verificaram a aplicação de métodos de limpeza sobre os arcos degradados e as consequências na resistência friccional ao deslizamento. Foi promovida a limpeza com esponja de aço e em cuba

ultrassônica com detergente enzimático, encontrando, desse modo, uma redução significativa na força de fricção em ambos os tipos de tratamento (7).

2.6 Arcos de aço inoxidável

Os arcos ortodônticos de aço inoxidável constituem uma liga metálica de ferro, cromo e níquel (FeCrNi), sendo geralmente produzidos com aço inoxidável austenítico, contendo 68% de ferro, 18% de cromo e 8% de níquel (51), visando uma maior resistência à corrosão(38).

O cromo presente na liga, na quantidade mínima de 12%, reage com o oxigênio do ambiente e em poucos segundos forma um filme superficial passivo de óxido de cromo Cr_2O_3 (3, 38, 48, 69), visando a proteção superficial à corrosão da liga de aço inoxidável (51). Essa fina camada de óxido de cromo, a qual aumenta em espessura com a maior quantidade de cromo na composição do aço, fornece proteção contra os ácidos e os íons agressivos de oxigênio presentes no ar (38), que causam descoloração e corrosão, desde que esta camada seja mantida intacta ao longo de todo o arco (39).

O níquel, presente em baixa quantidade na liga do aço inoxidável, apresenta a função de estabilização da forma austenítica do aço inoxidável, aumentando também a resistência, a ductilidade, a dureza (70) e prevenindo a corrosão da liga. Entretanto, apesar da baixa porcentagem na composição do aço inoxidável, a liberação intra-bucal deste íon pode causar hipersensibilidade a pacientes alérgicos a esse metal (39).

Portanto, os arcos de aço inoxidável são rotineiramente utilizados nos tratamentos ortodônticos devido à capacidade de alta resistência à corrosão no meio bucal, e conseqüente à boa biocompatibilidade (51), além de que, quando em contato com bráquetes da mesma liga, apresentam baixos níveis de fricção durante o deslizamento em relação às outras ligas (30).

Os dispositivos ortodônticos expostos ao meio bucal por longos períodos sofrem degradação pelas variações de pH e temperatura, pela fadiga mecânica e ainda pela adesão de micro-organismos e restos alimentares (1, 70). Esses fatores podem destruir a integralidade da camada superficial protetora dos arcos e, desse modo, provocar a corrosão e conseqüente aumento da rugosidade superficial do arco ortodôntico (51).

3. PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente estudo foram:

1. Comparar o índice de debris aderidos, a rugosidade superficial e a força friccional ao deslizamento de arcos de aço inoxidável novos em relação aos arcos mantidos *in situ* durante quatro semanas.
2. Determinar a influência de diferentes tratamentos de limpeza dos arcos ortodônticos de aço inoxidável sobre as propriedades testadas.

4. DELINEAMENTO DA PESQUISA

4.1 Amostra

A amostra consistiu-se de 43 arcos retangulares superiores ou inferiores de dimensão 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek®, St Paul, Minnesota, EUA), sem dobras entre os caninos e a distal dos segundos pré-molares permanentes. Estes estavam ligados com ligaduras elásticas (diâmetro 0,120 polegadas; Morelli®, São Paulo, Brasil) aos bráquetes *Edgewise standard* com canaletas 0,022x0,030 polegadas (American Orthodontics®, Sheboygan, Wisconsin, EUA) (Figura 05). Após a permanência em meio oral por 4 semanas, cada arco retangular foi dividido em 2 segmentos posteriores (Figura 06).

A amostra foi formada ainda por 9 arcos novos com as mesmas características supracitadas, recém removidos da embalagem, os quais também foram seccionados para originar 17 segmentos do grupo controle negativo.

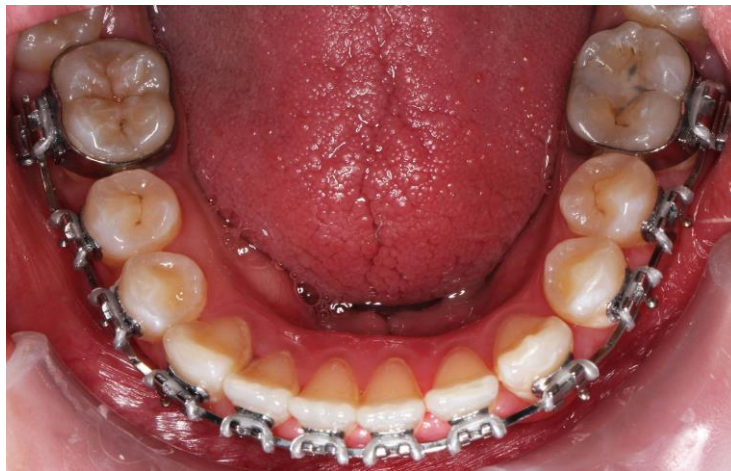


Figura 05- Arco retangular 0,019x0,025 polegadas ligado com ligaduras elásticas 0,120 polegadas

A metodologia deste estudo, o qual analisou arcos ortodônticos usados pelos pacientes da PUCRS e que seriam descartados, foi submetida à Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontotologia (CCEFO-PUCRS) e ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-PUCRS) (CAAE: 15453213.9.0000.5336), visando a esclarecer sobre o caráter ético da pesquisa (anexo).

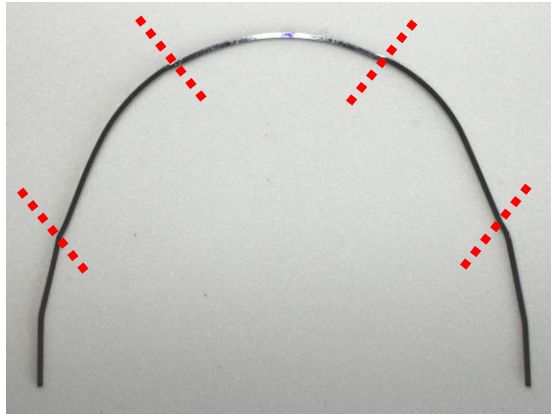


Figura 06- Linhas pontilhadas determinando a divisão do arco em 2 segmentos posteriores sem dobras.

4.2 Tamanho da amostra

O tamanho da amostra foi definido visando à distribuição normal dos parâmetros testados, através do software Minitab versão 15. Foram coletados 104 segmentos de arcos, entretanto foram removidos, aleatoriamente, 1 segmento do grupo C- e 1 segmento do grupo submetido ao meio intraoral (Grupos C+ ou T), visando obter o tamanho determinado pelo cálculo ($n=102$ segmentos)

A distribuição normal possibilitou o uso dos testes ANOVA para análise estatística de todos os grupos: Grupo Controle - (C-), Grupo Controle + (C+), Grupo T1, Grupo T2, Grupo T3 e Grupo T4, sendo que cada um destes grupos contou com 17 segmentos.

Foi estipulado um poder de 80% para detectar diferenças de 0,75 N de força de fricção, com desvio padrão da diferença de 0,6N (10), e nível alfa de significância de 5%.

4.3 Armazenamento

Após a exposição intraoral por quatro semanas, os 85 segmentos foram estocados em compartimento fechado, com uma camada de cera utilidade no fundo, a fim de armazená-los na vertical (Figura 07) (10). As pontas dos segmentos em contato com a cera não foram utilizadas nas análises. Os segmentos foram numerados dentro dos compartimentos, para posterior divisão aleatória.

Os segmentos foram submetidos à esterilização por gás de óxido de etileno, a fim de evitar contaminação cruzada no laboratório.

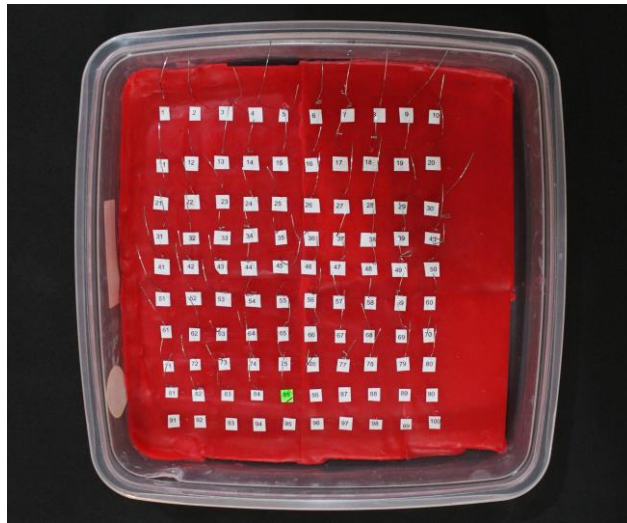


Figura 07- Estocagem dos segmentos na vertical

4.4 Divisão dos grupos

A amostra foi constituída de 6 grupos, divididos aleatoriamente com cegamento dos grupos através de cores (Figura 08) (Tabela I) :

Grupo Controle - : composto por 17 segmentos novos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek);

Grupo Controle +: composto por 17 segmentos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal em um período de quatro semanas;

Grupo T1: composto por 17 segmentos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal durante quatro semanas, submetidos a tratamento de limpeza com jato de bicarbonato de sódio;

Grupo T2: composto por 17 segmentos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por quatro semanas, submetidos a tratamento de limpeza com gaze embebida em álcool 77°GL;

Grupo T3: composto por 17 segmentos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por quatro semanas,

submetidos a tratamento de limpeza em cuba ultrassônica com detergente enzimático;

Grupo T4: composto por 17 segmentos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por 4 semanas, submetidos a tratamento de limpeza de fricção com esponja de aço.

Os 17 segmentos novos, pertencentes ao grupo Controle – foram submetidos à análise de debris, de rugosidade superficial e de fricção e posteriormente descartados. Esses segmentos não foram submetidos ao meio intraoral para futura análise como grupo Controle +, uma vez que o deslizamento do segmento na canaleta do bráquete durante o ensaio de fricção promove a formação de riscos e de outras alterações superficiais nos arcos (9, 41, 71).

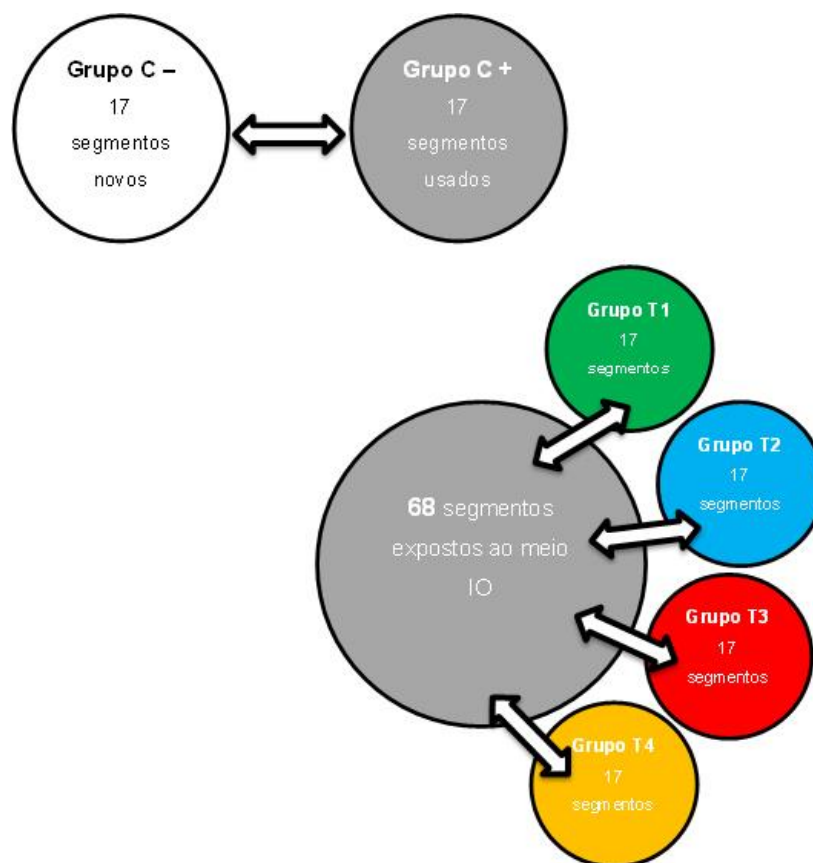


Figura 08- Organograma da divisão dos grupos

Grupo	Composição
Controle - (C-)	17 segmentos novos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas
Controle + (C+)	17 segmentos de 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por quatro semanas
T1	17 segmentos de 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal durante quatro semanas, submetidos a tratamento de limpeza com jato de bicarbonato de sódio por 30s
T2	17 segmentos de 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por quatro semanas, submetidos a tratamento de limpeza com gaze embebida em álcool 77°GL por 30s
T3	17 segmentos de 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por quatro semanas, submetidos a tratamento de limpeza em cuba ultrassônica com detergente enzimático por 6 minutos
T4	17 segmentos de 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek) expostos ao meio bucal por 4 semanas, submetidos a tratamento de limpeza de fricção com esponja de aço por 30s

Tabela I- Descrição da composição dos grupos

4.5 Tratamentos de limpeza

No grupo T1, os segmentos foram submetidos ao jateamento com bicarbonato de sódio durante 30 segundos, a 5 centímetros de distância. Foi utilizado o equipamento ProfiNeo® (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), em potência máxima para a quantidade de água e de spray de bicarbonato de sódio (Figura 09) (Figura 10).



Figura 09- Equipamento ProfiNeo® (Dabi Atlante)



Figura 10- Jateamento com bicarbonato de sódio durante 30 segundos, à 5 centímetros de distância.

No grupo T2, os segmentos de fio foram submetidos à limpeza através da fricção de gaze embebida em álcool 77° GL. A gaze (7,5x7,5cm) foi dobrada em duas partes, e ambas partes embebidas igualmente em álcool. Foi promovida a limpeza através de fricção digital por 30 segundos em velocidade e pressão digital constantes por um mesmo operador (Figura 11) (Figura 12).



Figura 11- Gaze e álcool 77°GL.



Figura 12- Fricção de gaze embebida em álcool 77°GL durante 30 segundos.

Já no terceiro grupo (T3), o fio passou por tratamento de limpeza pela submersão em solução de água destilada e detergente enzimático na proporção de 5ml por litro, como estipulado pelo fabricante (Enzi-tec®, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) na cuba ultrassônica (Schuster®, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil) por 6 minutos. Foi promovido o enxágue dos segmentos em água corrente após a submersão (Figura 13) (Figura 14).



Figura 13- Cuba lavadora ultrassônica Schuster®



Figura 14- Segmentos submersos em solução de água destilada e detergente enzimático.

O último grupo, denominado grupo T4, consistiu na fricção digital de um pedaço de esponja de aço Bombril® (São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) sobre cada segmento, no mesmo sentido e com velocidade e pressão digital constantes por um mesmo operador, durante 30 segundos (Figura 15).



Figura 15- Fricção digital de esponja de aço Bombril® com velocidade e pressão digital constantes.

4.6 Análise dos debrís

Para as análises da quantidade de debrís e da rugosidade superficial de todos os grupos, uma parte de cada segmento foi colada numa superfície vítrea na dimensão de 2,2 x 2,2 cm e espessura de 0,5 cm, através de fita adesiva dupla face (Figura 16).

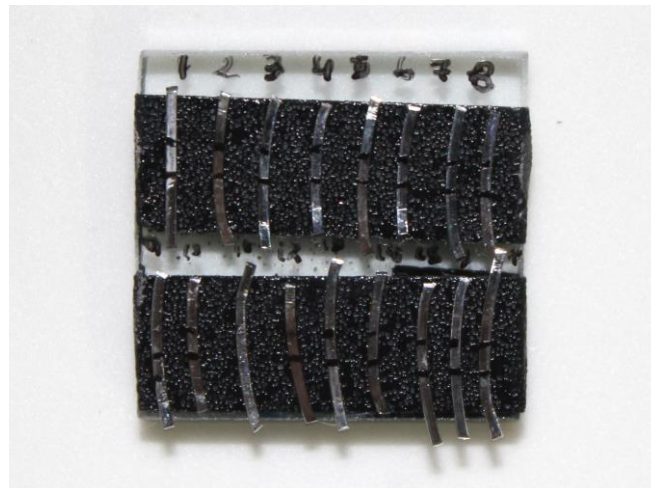


Figura 16- Placa vítrea para análise de debrís e rugosidade superficial dos segmentos.

Cada segmento foi submetido a corte de 8mm, na região logo após a dobra referente ao *offset* dos caninos. Apenas 1mm da área central desse pequeno segmento foi demarcada com caneta hidrográfica, a fim de padronizar a leitura (Figura 16).

Previamente à análise de debris, os segmentos novos do grupo C– foram submetidos à limpeza prévia com álcool 77°GL, a fim de eliminar possíveis resíduos gordurosos decorrentes do processo de manufatura e manipulação (22).

A área demarcada da superfície de 0,025 polegadas dos segmentos foi observada por Microscopia eletrônica de varredura (MEV), através do microscópio JEOL JSM-6060 (JEOL®, Akishima, Tóquio, Japão) na ausência de metalização; e as imagens obtidas com magnificação 200x (Figura 17).



Figura 17- Microscópio eletrônica de varredura JEOL JSM-6060

A análise do índice de debris superficiais dos segmentos foi promovida por um único examinador, através de um índice previamente utilizado na endodontia (72, 73), modificado para Ortodontia (10) : 0 = ausência total de debris; 1= debris envolvendo menos de um quarto da imagem analisada; 2= presença moderada de debris envolvendo de um a três quartos da imagem; 3= presença de grande quantidade de debris envolvendo mais de três quartos da imagem (Figura 18).

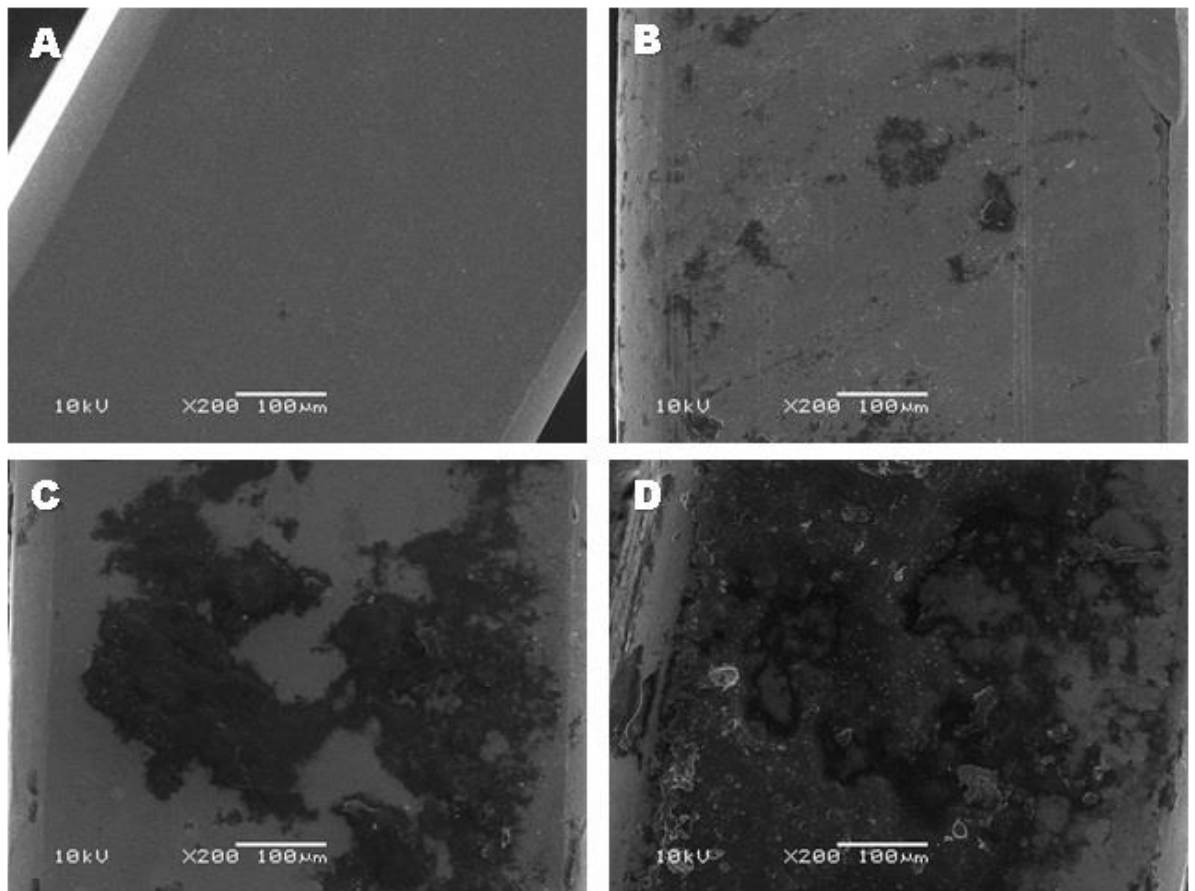


Figura 18- Índice de debris. Em A, ausência total de debris (índice 0); em B, debris envolvendo menos de um quarto da imagem analisada (índice 1); em C, envolvimento de um a três quartos da imagem (índice 2); e em D, debris envolvendo mais de três quartos da imagem (índice 3)

Para a avaliação do índice de debris foram realizadas duas leituras dos segmentos de todos os grupos, de forma cega, após intervalo de uma semana. A finalidade foi verificar a concordância entre as medidas, através da aplicação do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC), com nível alfa estabelecido de 5% ($\alpha=0.05$).

4.7 Análise da rugosidade superficial

A rugosidade superficial (Ra) foi examinada com um rugosímetro SJ-201 (Mitutoyo®, Tóquio, Japão), através de análise de 1mm da superfície do fio retangular referente à face 0,025 polegadas, com *cut-off* (comprimento da amostragem) padronizado em 0,5 (Figura 19).



Figura 19- Rugosímetro SJ-201 Mitutoyo

Este instrumento possui uma agulha em sua extremidade que, durante seu deslizamento é responsável pela leitura das irregularidades superficiais, apresentando-as em valores numéricos em μm (Figura 20) (30, 42). A rugosidade superficial média (R_a) determinada pelo rugosímetro consiste na média aritmética das medições dos picos mais altos e dos sulcos mais profundos presentes na superfície dos arcos (9).

Foram feitas três leituras, simultaneamente, dos segmentos de todos os grupos, visando verificar a concordância entre medições através do ICC. Após determinada essa concordância, foram utilizados os valores referentes à terceira leitura.



Figura 20- Agulha do rugosímetro promovendo a leitura dos segmentos.

4.8 Análise da Fricção

Para os testes de fricção foram utilizadas duas placas de acrílico retangulares (4,0 x 5,5 cm, espessura = 0,5 cm), com dois bráquetes *Edgewise standard* (0.022 x 0.030 polegadas) (American Orthodontics®) colados com resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico®, São Paulo, Brasil) em cada placa.

Os bráquetes foram colados com um espaçamento de 4mm entre si, e a 2mm da extremidade da placa. Um fio retangular de 0,021x0,025 polegadas foi inserido na canaleta dos bráquetes, a fim de promover um preenchimento da mesma, para alinhamento desses bráquetes; sendo removido após o fim da reação de polimerização (Figura 21).

Antes dos testes de fricção uma das extremidades do segmento foi dobrada, a fim de promover encaixe à placa para tracionamento. O segmento foi amarrado aos bráquetes com ligaduras elásticas na cor cinza de 0,120 polegadas de diâmetro (Morelli®, São Paulo, Brasil) por meio de uma pinça tipo Mathieu.

As placas de acrílico que continham os segmentos de fio foram acopladas numa máquina de teste universal EMIC DL 2000 (EMIC®, São José dos Pinhais,

Paraná, Brasil) e posicionadas a um ângulo de 90 graus com o solo. A placa com a extremidade do fio dobrada foi fixada na pinça inferior da máquina (Figura 22). A máquina foi acionada e a placa superior tracionada, deslizando a uma velocidade de 5 mm/minuto (14, 74), por um percurso de 5 milímetros.

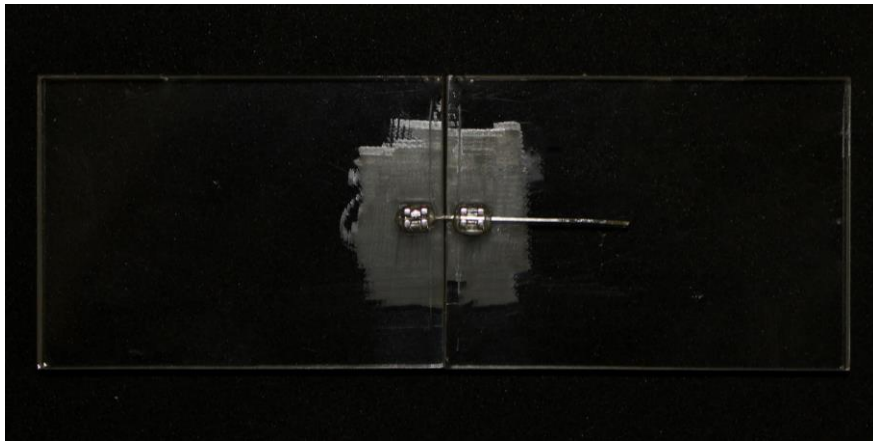


Figura 21- Placas acrílico com bráquetes colados e segmento de arco de aço inoxidável ligado com ligadura elástica

A cada troca de segmento testado, as placas foram limpas com gaze embebida em álcool 77° GL, a fim de eliminar os debris do segmento previamente testado (22). As placas de acrílico que continham os bráquetes foram trocadas a cada 10 testes de fricção, visando à redução da deformação do conjunto bráquete, resina acrílica e placa no decorrer das análises.

Os valores de força friccional foram medidos em Newtons, registrados com uma célula de carga de 500N, na velocidade de 5mm/min ($8,3 \times 10^{-2}$ mm/s). A resistência friccional ao deslizamento foi determinada pelo ponto mais alto do gráfico fornecido pelo software Tesc Script (EMIC®, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Esse ponto máximo referiu-se à maior força friccional, no exato momento em que foi ultrapassada a fricção estática, ocorrendo assim o início do deslizamento (Figura 23) (75).

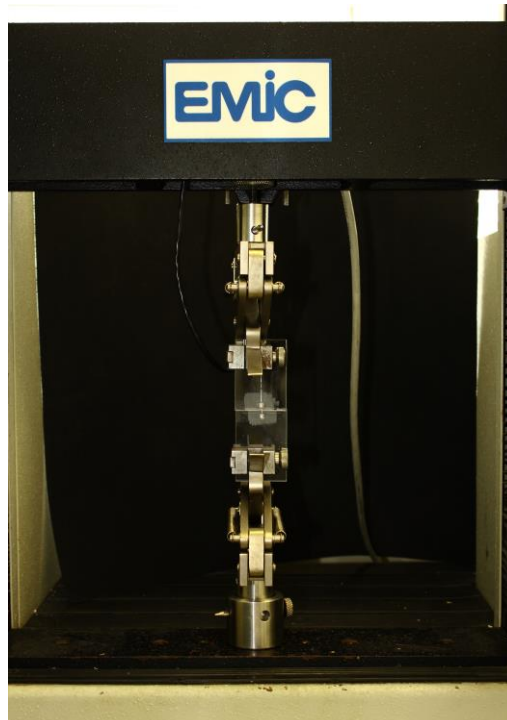


Figura 22- Placa acrílica sendo tracionada pela garra da máquina de ensaio universal.

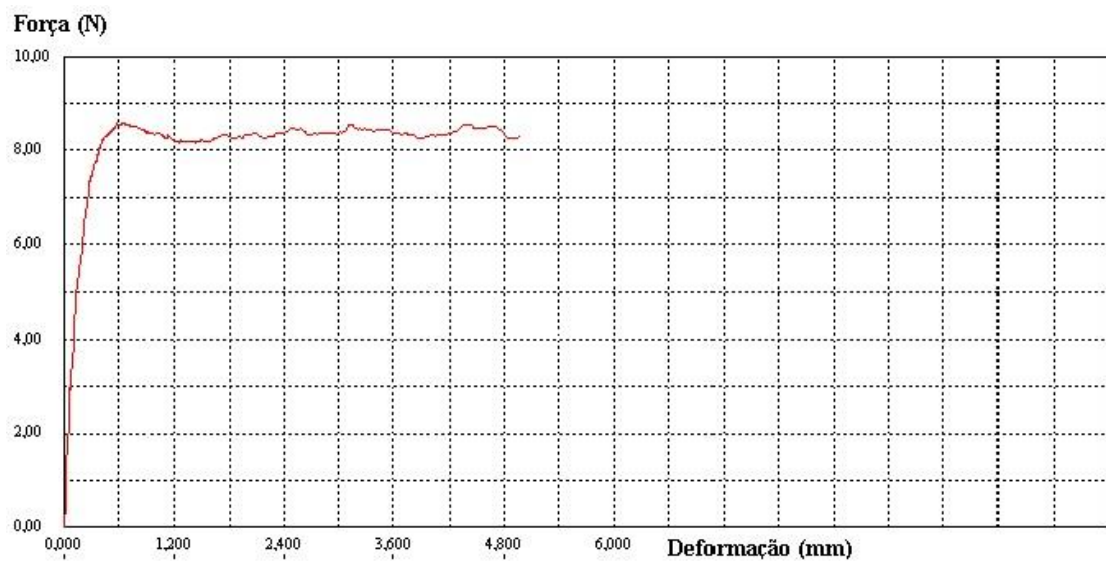


Figura 23- Gráfico fornecido pelo software Tesc, demonstrando o comportamento da força friccional estática e dinâmica de um segmento

4.9 Análise estatística

Para a análise de debris, o teste de Mann-Whitney foi empregado para examinar as diferenças do nível de debris em C- e C+. Para a comparação dos grupos de limpeza (T1, T2, T3 e T4,) com o controle positivo (C+) foi utilizado o teste

não-paramétrico de Kruskal-Wallis. O nível de significância estabelecido foi de 5% ($\alpha=0.05$).

Entretanto, para as análises de rugosidade superficial e de força friccional, o teste T de Student foi utilizado para examinar as diferenças no valor de rugosidade entre C+ e C-. Na comparação entre C+ e T1, T2, T3 e T4, foram utilizados os testes ANOVA e Dunnet, com nível alfa de significância estabelecido de 5% ($\alpha=0,05$).

5.1 Debris

A análise dos arcos do grupo C- na magnificação 200x do microscópio eletrônico de varredura apresentou ausência total de debris aderidos (índice 0) para todos os segmentos. O coeficiente de correlação intraclasse estabelecido para o grupo C- estabelecido foi de 1,0, o que denota excelente padronização entre as leituras (Figura 24) (Gráfico 01).

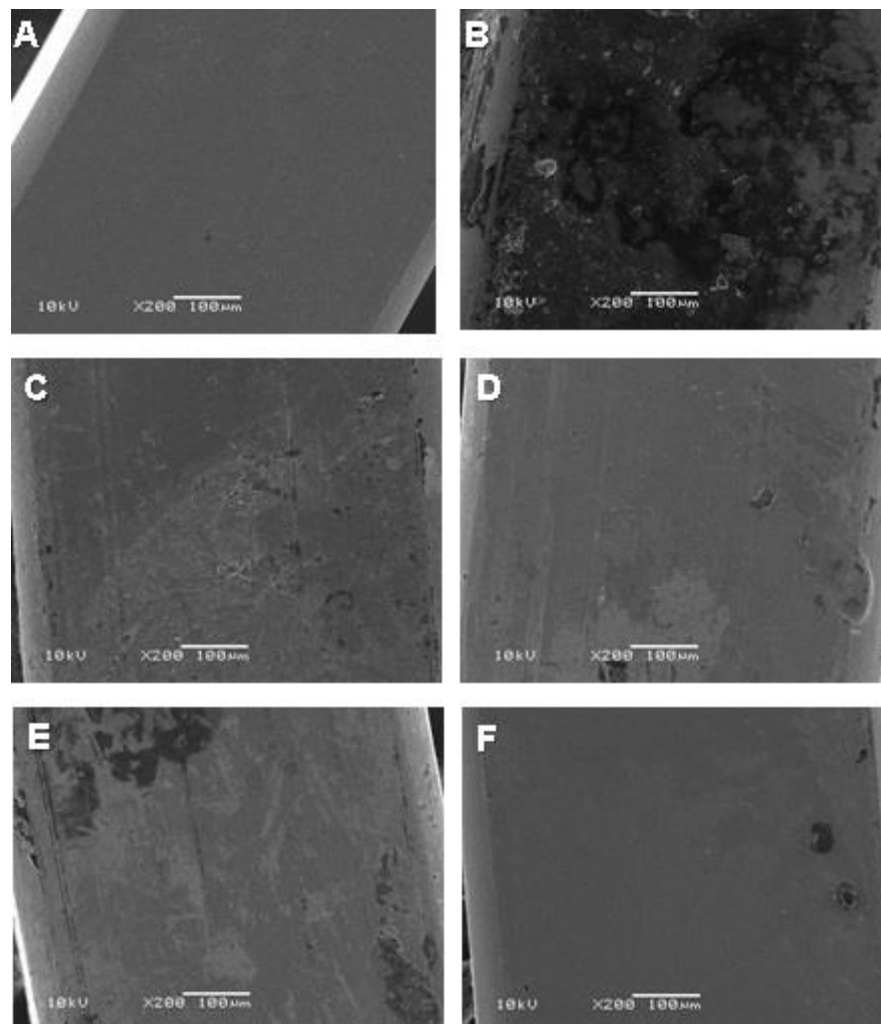


Figura 24- Imagem do MEV dos segmento em magnificação 200x. Em A, grupo C-; em B, grupo C+; em C, grupo T1, em D, grupo T2; em E, grupo T3 e em F, grupo T4.

O índice médio encontrado para os segmentos do grupo C+ foi o 2, com ICC estabelecido em 0,314, demonstrando uma razoável correlação entre a 1ª e 2ª medições (Figura 24; Gráfico 01).

Com base na análise de Mann-Whitney, os arcos do grupo C+, em comparação com o grupo C-, apresentaram um aumento significativo ($p < 0,001$) na quantidade de debris aderidos na magnificação 200x (Gráfico 01).

Por meio do método estatístico de Student-Newman-Keuls, o grupo T1, submetido ao tratamento de limpeza com jateamento de bicarbonato de sódio, em relação ao grupo C+, apresentou uma redução não significativa do nível de debris para em média o nível 1, com ICC estabelecido em 0,845 (Figura 24; Gráfico 01; Gráfico 02).

Os arcos do grupo T2, submetidos a tratamento de limpeza com gaze embebida em álcool 77°GL, apresentaram uma redução significativa ($p < 0,05$) do nível de debris em relação ao C+, com uma predominância do nível 1, e ICC estabelecido em 0,913 (Figura 24; Gráfico 01; Gráfico 02).

Em relação ao grupo C+, os arcos do grupo T3, expostos à limpeza em cuba ultrassônica com detergente enzimático, apresentaram uma redução não significativa ($p > 0,05$) do nível de debris para em média o nível 2, com ICC estabelecido em 0,855 (Figura 24; Gráfico 01; Gráfico 02).

Finalmente, o grupo T4, submetido à limpeza com esponja de aço, apresentou uma redução significativa ($p < 0,01$) do nível de debris para em média o nível 1, com ICC estabelecido em 0,652 (Figura 24; Gráfico 01; Gráfico 02).

Entre os grupos T, o teste de múltiplas comparações de Dunn definiu que o grupo T4 apresentou o tratamento de limpeza mais efetivo, comparado com o grupo C+ ($p < 0,01$) (Gráfico 02).

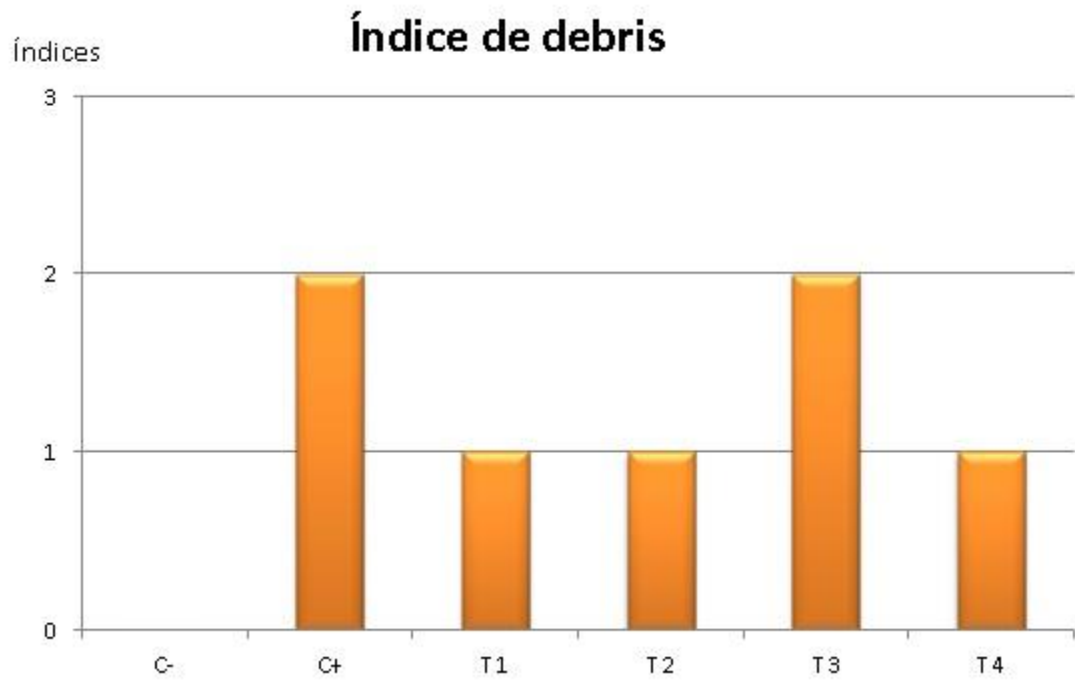


Gráfico 01- Média dos índices de debris encontrados para cada grupo.

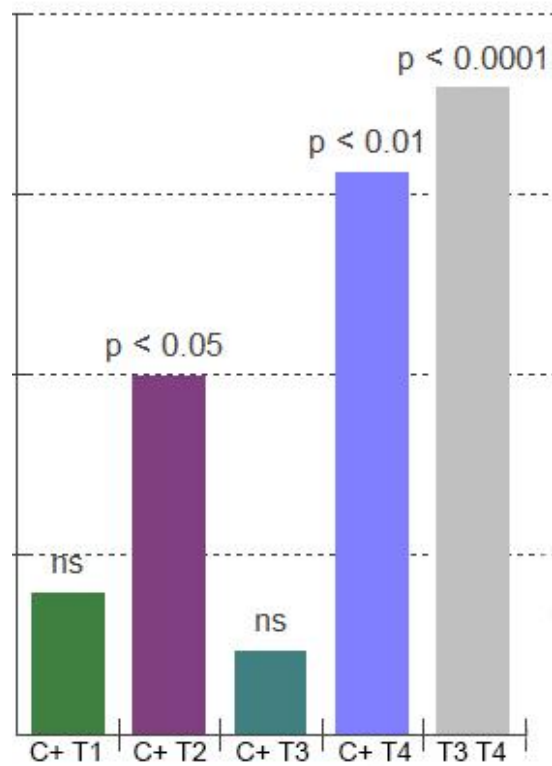


Gráfico 02- Comparação múltipla de Duun dos índices de debris entre grupo C+ e grupos T.

5.2 Rugosidade Superficial

O grupo C- apresentou uma média de Ra de $0,18 \mu\text{m}$ ($\pm 0,09 \mu\text{m}$). O ICC foi estabelecido em $0,817$, indicando uma excelente correlação entre as três medições. Já o grupo C+ mostrou maior coeficiente de Ra, com um valor médio de $0,41 \mu\text{m}$ ($\pm 0,16 \mu\text{m}$), e ICC de $0,886$, também demonstrando, também, uma excelente replicação das medições.

Na comparação entre os grupos C- e C+, foi demonstrado um aumento significativo na Ra dos arcos expostos ao meio bucal por um mês, uma vez que o teste T de Student apontou a existência de uma diferença significativa entre os grupos C- e C+, com $p < 0,001$ (Gráfico 03).

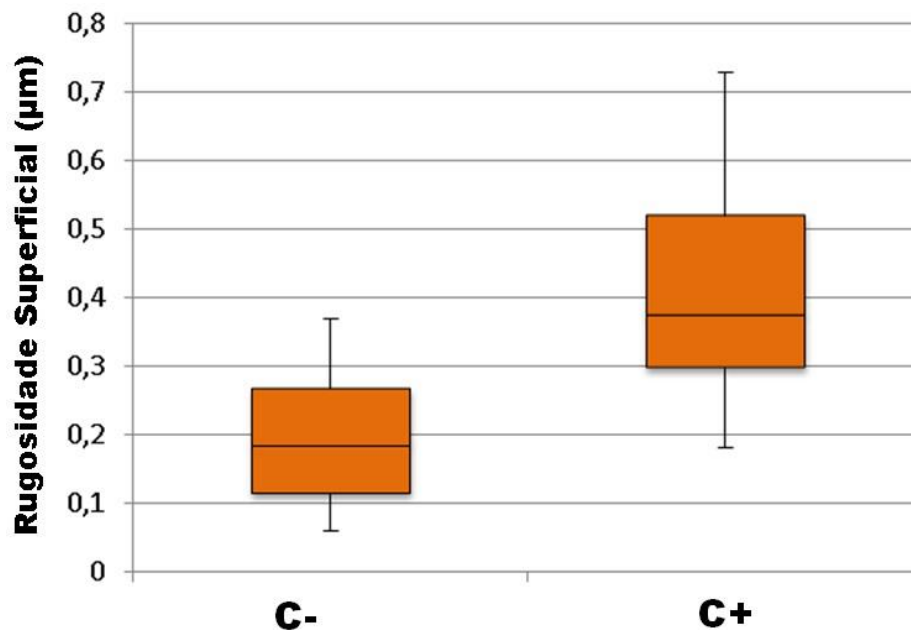


Gráfico 03- Comparação da rugosidade superficial entre os grupos C- e C+.

O grupo T1 apresentou valores médios de Ra de $0,35 \mu\text{m}$ ($\pm 0,18 \mu\text{m}$), com ICC estabelecido de $0,952$; enquanto o grupo T2 apresentou um valor médio de $0,32 \mu\text{m}$ ($\pm 0,10 \mu\text{m}$) e ICC= $0,876$, o valor médio apresentado pelo grupo T3 foi de $0,35 \mu\text{m}$ ($\pm 0,11 \mu\text{m}$) e ICC= $0,865$, finalizando com o grupo T4, que determinou um valor médio de $0,25 \mu\text{m}$ ($\pm 0,24 \mu\text{m}$), com ICC= $0,872$.

O estudo comparativo entre os grupos C+, T1, T2, T3 e T4, por meio dos testes de ANOVA e Dunnet, demonstrou uma redução significativa na rugosidade superficial apenas nos arcos do grupo T4 em relação ao C+, com $p < 0,05$ (Gráfico 04).

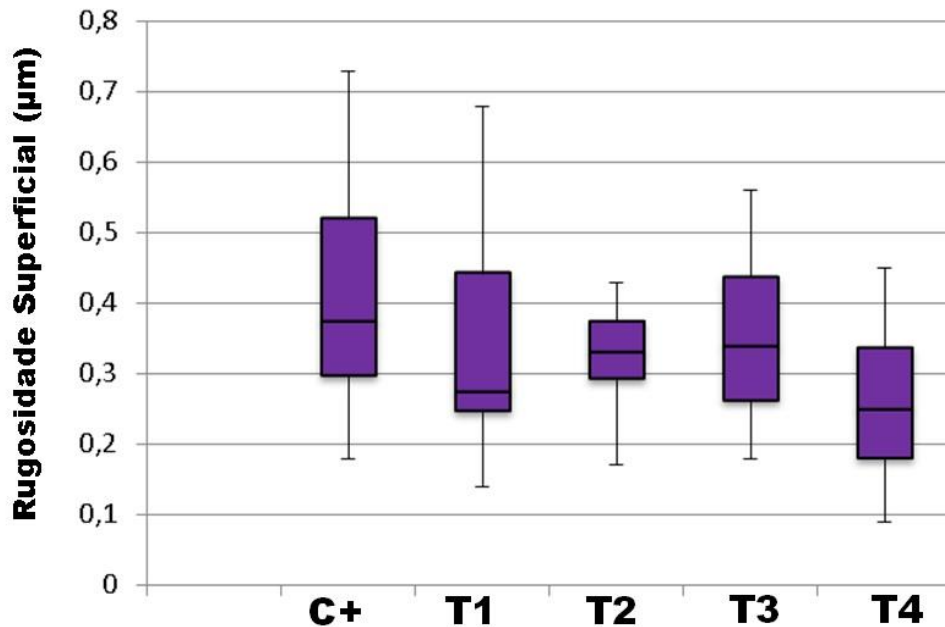


Gráfico 04- Comparação da rugosidade superficial entre os grupos C+, T1, T2, T3 e T4.

5.3 Fricção

Os arcos do grupo C- apresentaram uma média de força friccional estática de 6,90N ($\pm 2,14$ N), enquanto aqueles do grupo C+ mostraram um valor médio de 7,89N ($\pm 3,77$ N).

A comparação desses grupos C- e C+, através do teste T de Student mostrou não haver diferença estatística significativa ($p > 0,05$) entre os grupos (Gráfico 05).

O grupo T1 apresentou uma média de fricção estática de 5,73N ($\pm 3,95$ N), enquanto o grupo T2, uma mdia de 9,49N ($\pm 2,69$ N), o grupo T3 com 8,56N (2,14N), e o grupo T4 com média de 9,09 ($\pm 3,86$ N).

As análises ANOVA e Dunnet foram utilizadas para comparar a força friccional estática entre os segmentos dos grupos tratamento (T1, T2, T3 e T4) em relação àqueles do grupo C+. Diante desses resultados, concluiu-se não haver

diferença significativa ($p > 0,05$) entre o grupo C+ e os grupos T1, T2, T3 e T4 (Gráfico 05).

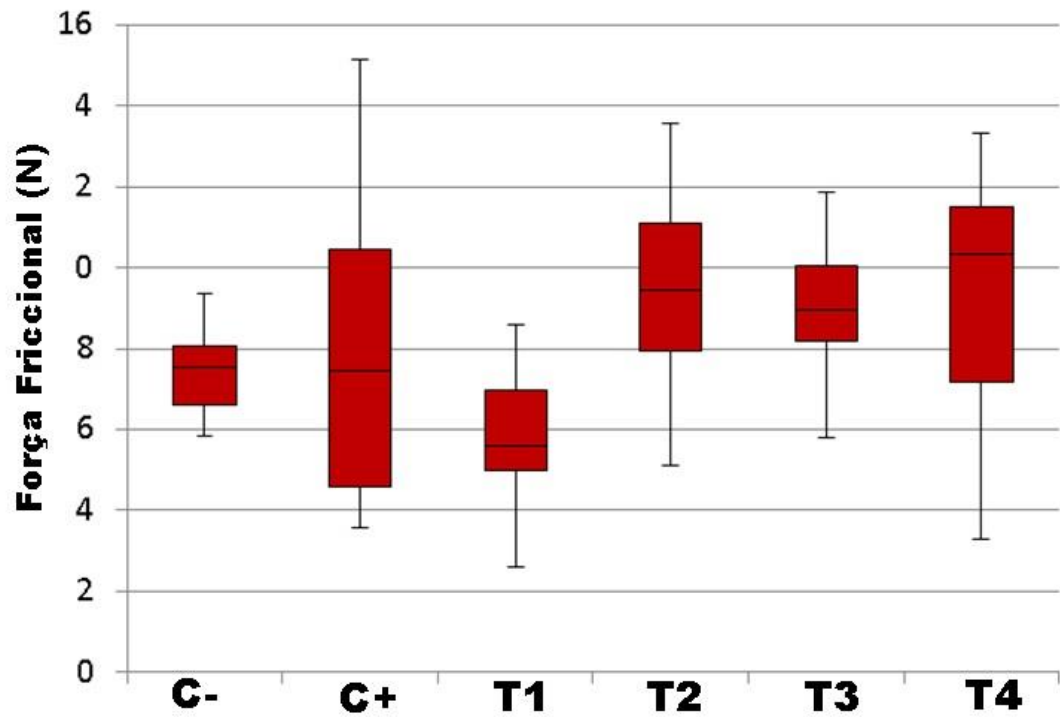


Gráfico 05- Comparação da força friccional entre os grupos C-, C+ e grupos T

6. DISCUSSÃO

A crescente utilização de mecânicas de deslizamento nos tratamentos ortodônticos atuais expôs a necessidade da compreensão dos mais variados fatores que a influenciam. Os bráquetes e arcos ortodônticos utilizados no tratamento ortodôntico mantêm-se expostos ao adverso ambiente bucal durante vários meses, sofrendo envelhecimento e degradação.

Dentre as diversas características consequentes da degradação dos arcos ortodônticos expostos ao meio intra-oral, destaca-se o acúmulo de debris em sua superfície, o qual promove sérias alterações superficiais que podem influenciar negativamente na biocompatibilidade e no deslizamento do bráquete ao longo do arco (10, 37). O estudo de Marques *et al.*, em 2010, verificou que os arcos de aço inoxidável expostos ao meio oral por dois meses apresentam grande acúmulo de placa bacteriana e debris alimentares em sua superfície, acarretando em aumento da rugosidade superficial e ainda acréscimo de 20% na resistência friccional nas mecânicas de deslizamento (10).

Por isso, estudos prévios relataram a importância de se promover a limpeza dos arcos ortodônticos a cada nova consulta, visando a remoção de placa bacteriana e de debris superficiais; e, dessa forma, evitar um aumento na rugosidade superficial (10) e na resistência friccional ao deslizamento (7).

Diante do exposto, este estudo analisou os efeitos do envelhecimento intraoral no período de um mês sobre arcos ortodônticos de aço inoxidável, uma vez que consiste no tempo médio entre as ativações ortodônticas. Também foi analisada a aplicação de quatro procedimentos de limpeza aplicados a esses arcos degradados, visando verificar a eficácia na remoção dos debris e na redução dos níveis de rugosidade e fricção.

A amostra deste estudo consistiu em segmentos de arcos de aço inoxidável de dimensão 0,019"x0,025" novos e de segmentos expostos ao meio bucal por um mês. Esses arcos de aço inoxidável são comumente utilizados em mecânicas de deslizamento para fechamento ou abertura de espaços devido a sua rigidez característica para prevenir distorções e inclinação dentária excessiva durante esta movimentação (57), ao menor custo (66), e também à menor força friccional durante o deslizamento em relação aos arcos de ligas de NiTi e TMA (30, 49).

Diversos estudos compararam a rugosidade superficial e o coeficiente friccional (μ) de arcos das mais variadas ligas. Ao serem analisados em microscópio eletrônico de varredura e em rugosímetro, os arcos de aço inoxidável apresentaram maior lisura superficial e menor coeficiente de rugosidade superficial quando comparados àqueles de NiTi e TMA (30, 46, 76). Em relação à força friccional, os arcos de aço obtiveram o menor nível de fricção em relação aos arcos ortodônticos de NiTi e TMA (28, 50, 61, 62), devido a sua textura mais lisa (26) e a sua menor rugosidade superficial (46).

Nesse tipo de mecânica, geralmente opta-se por arcos retangulares devido ao controle radicular vestibulo-lingual (5), apesar de estes apresentarem maior força friccional durante o deslizamento na canaleta dos bráquetes em relação aos arcos redondos (14). Esse acréscimo na fricção de arcos retangulares ocorre devido à maior área de contato entre o arco e o fundo plano dessas estruturas (75, 77), além do contato da borda definida do arco retangular com a parte vertical das canaletas metálicas (75).

Os arcos com maior dimensão de secção transversa, como os de 0,019"x0,025" utilizados neste estudo, apresentam maior rigidez (11, 66) e maiores níveis de fricção na interface bráquete-arco durante o deslizamento (9, 26, 77), devido à maior tensão gerada pela ligadura elástica com estes arcos mais espessos (12). Entretanto apresentam uma menor deformação elástica durante o movimento, com menor inclinação dentária e menor rotação axial (29).

O material constituinte do bráquete e de sua canaleta também influencia a força friccional ao deslizamento. Guerrero *et al.*, em 2010, compararam a força friccional de bráquetes cerâmicos e metálicos com arcos de diversas ligas, e concluíram que os bráquetes metálicos com canaletas metálicas ligados a arcos de aço inoxidável apresentam os menores valores de fricção. Este resultado está relacionado às propriedades físicas do próprio metal, o qual permite um melhor polimento superficial durante sua manufatura, e conseqüente menor coeficiente friccional (22).

Os segmentos de arcos foram amarrados aos bráquetes das placas acrílicas durante os ensaios de fricção deste estudo com ligaduras elásticas de poliuretano

(23) da mesma cor e marca, utilizando-se um porta-agulha tipo Mathieu, com padrão de amarração convencional em “O”.

Khambay *et al.*, em 2008, avaliaram o nível de tensão de diferentes ligaduras sobre os arcos ortodônticos e as consequências que trazem a fricção. As ligaduras de aço inoxidável apresentaram os maiores valores de tensão, entretanto, uma menor resistência friccional ao deslizamento do arco; enquanto as ligaduras elásticas na cor cinza apresentaram menores valores de tensão, porém maior fricção (31, 57).

A explicação mais plausível para a menor fricção das ligaduras metálicas refere-se ao fato de que, inicialmente, esse tipo de ligadura ficava justa na união bráquete-arco; porém, durante o deslizamento do arco, ocorre um alargamento da ligação, com conseqüente redução na resistência friccional. Outra explicação a ser considerada consiste no fato de os bráquetes, o arco ortodôntico e o método de ligação serem de aço inoxidável, portanto, do mesmo material e com o mesmo coeficiente friccional (μ) (31, 54).

As ligaduras elásticas, apesar de apresentarem uma maior resistência friccional (9, 31, 66) influenciada pela espessura das ligaduras (23), foram selecionadas devido à padronização dos níveis de tensão, uma vez que as ligaduras de aço inoxidável apresentam variações conforme o seu grau de ativação (11, 66).

Eliades *et al.*, no ano 2000, verificaram a influência do método de ligação na adesão de biofilme bacteriano na superfície de arcos ortodônticos de NiTi. Concluíram que não houve diferença significativa na maturação do biofilme bacteriano na superfície de arcos amarrados com ligadura elástica em comparação àqueles amarrados com ligaduras metálicas de aço inoxidável (37).

Este experimento *in vitro* de fricção foi replicado na máquina de testes universal, através do tracionamento das placas contendo os bráquetes de aço inoxidável ao longo dos segmentos de arcos ortodônticos, na ausência de saliva. Kusy e Schafer, em 1995, afirmaram que a saliva pode atuar como um fator adesivo ou lubrificante, dependendo da liga utilizada no conjunto bráquete-arco e da viscosidade salivar(78).

Nas ligas de aço inoxidável a saliva reage com a camada superficial de óxido de cromo desses materiais, modificando a tensão superficial desse filme e produzindo um efeito adesivo (5, 58, 78). Stannard, Gau e Hanna, em 1986, determinaram que o fator responsável por essa adesividade consiste na teoria adesiva da fricção (28). Outros estudos também relataram essa propriedade da água e dos demais líquidos polares em atrair outros materiais polares, promovendo uma maior atração entre os átomos (28, 58, 79).

Os testes de fricção conduzidos em ambientes secos como os deste estudo, apresentam um espaço na interface bráquete-arco preenchido apenas por ar. Portanto, a resistência friccional ao deslizamento do arco no interior da canaleta ocorre pelo contato entre a canaleta e o arco, sem a influência adesiva da saliva (75, 80); e, conseqüentemente, apresentam uma menor resistência friccional em relação àqueles realizados com presença de saliva (28, 60, 75).

A velocidade de deslizamento do bráquete ao longo dos arcos ortodônticos utilizada neste estudo foi estabelecida em 5mm/min (14, 66), uma vez que velocidades mais altas não representam as situações clínicas (66). Além disso, Ireland, Sherriff e McDonald, em 1991, corroboraram que a variação na velocidade de deslizamento entre 0,5mm/min e 50mm/min não influenciam significativamente nos níveis de fricção (50).

Entretanto, Yanase *et al.* (12), em 2013, promoveram a simulação *in vitro* de mecânica de deslizamento em velocidades extremamente baixas e semelhantes àquelas ocorridas *in vivo*. O deslizamento ocorreu entre arcos 0,016" e 0,016"x0,022" de aço inoxidável e 0,016"x0,022" de NiTi em bráquetes de aço inoxidável, nas velocidades de 5×10^{-7} mm/s, 1×10^{-5} mm/s, 1×10^{-4} mm/s, 1×10^{-3} mm/s, 1×10^{-2} mm/s e 1×10^{-1} mm/s.. Este estudo demonstrou que o deslizamento na velocidade 5×10^{-7} mm/s, semelhante àquela ocorrida clinicamente, apresentou quase o dobro da fricção apresentada na velocidade comumente utilizada *in vitro* de 1×10^{-1} mm/s. Portanto, concluíram que a resistência friccional ao deslizamento tende a aumentar com a redução da velocidade de deslizamento.

A razão do aumento da força friccional com a redução da velocidade deve-se à teoria adesiva da fricção, a qual relaciona a fricção com a área real de contato. A redução da velocidade acarreta numa menor fratura das pontes adesivas entre os

materiais em contato, com conseqüente maior área real de contato e aumento na força Normal (12).

A análise do debris superficiais dos arcos novos deste experimento (grupoC-), promovida em microscópio eletrônico de varredura, na magnificação de 200x, verificou a ausência total (índice 0) de debris, apontando, apenas, a presença de estriações paralelas ao longo eixo desses arcos (Figura 01, pág 54). A presença desses defeitos superficiais está em concordância com os resultados de estudos prévios, os quais afirmam estarem relacionados ao complexo processo de manufatura na obtenção do formato de arco (41, 46).

A ausência total de debris em todos os segmentos do grupo C- seguem os achados de Marques *et al.*, em 2010 e de Normando *et al.*, em 2011, os quais também encontraram os mesmos índices de debris na análise de arcos novos nas magnificações 18x e 200x em microscópio eletrônico de varredura (7, 10).

Após a exposição intraoral por um mês, os arcos do grupo C+ apresentaram moderados índices de debris aderidos, com predominância do nível 2 (cobrindo entre $\frac{1}{4}$ e $\frac{3}{4}$ da imagem). Estudos prévios, também utilizando a magnificação de 200x no MEV, encontraram um acúmulo ainda maior de debris, prevalecendo o índice 3 nas imagens analisadas (mais de $\frac{3}{4}$ da imagem) (7, 10).

Por meio da análise de Mann-Whitney, utilizada neste estudo, foi encontrada diferença estatística significativa ($p < 0,001$) na quantidade de debris na comparação entre os grupos C- e C+. Resultados semelhantes foram obtidos por outros estudos, os quais também verificaram um aumento significativo na quantidade de debris superficiais após a exposição ao meio bucal (7, 10).

Daems *et al.*, em 2009, analisaram o envelhecimento intraoral de arcos de aço, em um período de seis meses, sob microscopia eletrônica de varredura, e obtiveram resultados semelhantes, apresentando arcos cobertos por placa bacteriana e restos alimentares (41). Já Eliades *et al.*, no ano 2000, concluíram que arcos de NiTi expostos ao meio bucal entre um e seis meses sofrem alterações topográficas em virtude da corrosão e acúmulo de debris (37) (Figura 02, pág 54).

Foi constatado que a quantidade de debris aderidos na superfície dos arcos é dependente das condições do meio bucal do paciente e do tempo de exposição,

portanto independe da marca comercial, do formato da secção transversa e da região analisada do arco (37).

Esse acúmulo de debris por longo tempo ocasiona, ainda a degradação da camada superficial de óxido de cromo dos arcos de aço inoxidável (38), através da corrosão desencadeada pelo fluxo de oxigênio nessas áreas (39) e, também, pelo pH reduzido do meio oral devido aos produtos da metabolização das bactérias orais (41).

A degradação desse filme protetor acarreta numa maior rugosidade superficial com conseqüente maior acúmulo de placa bacteriana, maior risco ao desenvolvimento de cáries e gengivite (15) e maior liberação de íons tóxicos na cavidade bucal (51).

Os segmentos dos grupos T1(jato de bicarbonato) e T3 (cuba ultrassônica), quando comparados àqueles do grupo C+, não apresentaram redução significativa de debris significativa. Porém, os grupos T2 (álcool) e T4 (esponja de aço) apresentaram uma redução significativa na quantidade de debris, com $p < 0,05$ e $p < 0,01$, respectivamente (Gráfico 02).

O grupo T4, dentre os demais grupos T, apresentou a redução mais expressiva na quantidade de debris em relação ao controle, provavelmente devido ao método de limpeza aplicado, uma vez que ocorre uma limpeza mecânica através do contato da esponja de aço com o arco (Gráfico 02).

Essas conclusões são parcialmente confirmadas pela pesquisa de Normando *et al.*, os quais obtiveram uma redução ainda maior no índice de debris aderidos aos arcos limpos através da fricção de esponja de aço (nível 0 predominante), assim como àqueles limpos em cuba ultrassônica (nível 1 predominante). Foi também comprovado que, além de o método de limpeza com esponja de aço ser mais eficiente na remoção dos debris, ele constitui o método de maior facilidade de aplicação (7).

A análise de rugosidade superficial (Ra) foi promovida através da leitura da superfície dos arcos ortodônticos pelo rugosímetro. Os arcos novos, pertencentes ao grupo C-, apresentaram baixos valores, com uma média de $0,18\mu\text{m}$ ($\pm 0,09\mu\text{m}$). Esses baixos valores encontrados corroboram os estudos prévios de Marques *et al.* e Normando *et al.*, os quais utilizaram arcos de mesmas características e marca que

os deste estudo, e encontraram valores médios de Ra ainda mais baixos, como $0,02\mu\text{m}$ ($\pm 0,02\mu\text{m}$) e $0,03\mu\text{m}$ ($\pm 0,01\mu\text{m}$), respectivamente (7, 10).

A análise da rugosidade superficial de arcos de aço inoxidável $0,019''\times 0,025''$, Tru-Chrome (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, EUA), promovida por Pernier *et al.*, em 2005, também constatou a obtenção de uma média de $0,2\mu\text{m}$ (46). Entretanto Juvvadi *et al.*, em 2010, analisaram a rugosidade superficial de arcos de aço $0,017''\times 0,025''$ da marca Ortho Organizers (Carlsbad, California, EUA), e obtiveram uma média de $0,02\mu\text{m}$ (49), enquanto Doshi e Bhad-Patil em 2011, obtiveram uma média de $0,17\mu\text{m}$ na análise da Ra de arcos de aço $0,017''\times 0,025''$ da marca Permachrome (3M Unitek) (30).

O grupo C+, após exposição oral durante um mês, apresentou maiores coeficientes de rugosidade superficial, com valores médios de $0,41\mu\text{m}$ ($\pm 0,16\mu\text{m}$), causados possivelmente pela interação mecânica entre o arco e o bráquete, pela manipulação do arco (41), assim como pelos fatores químicos e biológicos da exposição ao meio bucal, acarretando no acúmulo de debris e na corrosão superficial (10, 38, 39).

Há poucos relatos na literatura sobre a influência do envelhecimento intraoral de arcos ortodônticos na rugosidade superficial. Marques *et al.* e Normando *et al.*, encontraram valores mais altos de rugosidade superficial dos arcos submetidos ao meio bucal durante oito semanas. O primeiro estudo verificou uma média de $1,09\mu\text{m}$ ($\pm 0,89\mu\text{m}$), enquanto o segundo encontrou valores de $1,2\mu\text{m}$ ($\pm 0,51\mu\text{m}$) e $1,7\mu\text{m}$ ($\pm 0,77\mu\text{m}$) (7) (10). A diferença entre o valor obtido nesta pesquisa e os valores encontrados por esses autores pode ocorrer devido ao menor tempo de exposição bucal utilizado nesta atual pesquisa (10).

Wichelhaus *et al.*, em 2004, avaliaram os efeitos do uso clínico de arcos ortodônticos $0,016''\times 0,022''$ de NiTi durante quatro semanas; e também constataram um aumento significativo na rugosidade superficial desses arcos expostos ao meio oral (15).

Na comparação da rugosidade superficial entre os grupos C- e C+, O teste T de Student afirmou haver uma diferença significativa entre esses grupos (média $0,18\mu\text{m}$ em C- e $0,41\mu\text{m}$ em C+), com $p < 0,001$, assim como consta na literatura (7, 10).

Os grupos tratamento apresentaram uma redução de rugosidade superficial, sendo que o T1 apresentou uma média de 0,35 μm ($\pm 0,18 \mu\text{m}$), T2 com 0,32 μm ($\pm 0,10 \mu\text{m}$), T3 com 0,35 μm ($\pm 0,11 \mu\text{m}$) e finalmente T4 com uma média de 0,25 μm ($\pm 0,24 \mu\text{m}$). Entretanto, na comparação entre esses grupos T com o grupo C+, o teste de Dunnet definiu que apenas o grupo T4 (0,25 μm) apresentou uma redução significativa ($p < 0,05$) na Ra em relação ao grupo C+ (0,41 μm).

Esses achados seguem parcialmente os resultados de Normando *et al.* em 2011, os quais relataram uma redução significativa de Ra entre os grupos controle (1,7 μm) e tratamento com esponja de aço (0,05 $\mu\text{m} \pm 0,03$), assim como entre o grupo controle (1,2 μm) e o grupo tratado em cuba ultrassônica (0,3 $\mu\text{m} \pm 0,27$) (7).

Os ensaios de resistência friccional ao deslizamento do grupo C- apresentaram uma média de resistência friccional estática de 6,90N ($\pm 2,14\text{N}$). O estudo promovido por Marques *et al.* analisou a força friccional de arcos de aço 0,019"x0,025" novos e obteve uma média de fricção cinética de 7,1N ($\pm 0,36\text{N}$). Normando *et al.*, seguindo a mesma metodologia dos autores anteriores, verificaram que os arcos de aço novos apresentavam uma força friccional entre 7,04 ($\pm 0,43\text{N}$) e 7,18N ($\pm 0,2\text{N}$) (7). Ainda, Juvvadi *et al.*, em 2010, ao avaliarem a resistência friccional ao deslizamento de arcos de aço inoxidável 0,017"x0,025", obtiveram um resultado de fricção estática de 7,83N (49). A semelhança com os resultados dos estudos de Marques e Normando pode ser em decorrência da utilização de arcos da mesma dimensão e marca comercial (16).

Os arcos do grupo C+ apresentaram uma média de resistência friccional de 7,89N ($\pm 3,77\text{N}$). Esse resultado apresentou um valor reduzido em relação ao estudo de Marques, o qual verificou que os arcos submetidos às condições intrabucais durante oito semanas apresentaram uma média de força friccional cinética de 8,58N ($\pm 1,34\text{N}$)(10); enquanto Normando *et al.*, obtiveram arcos degradados durante oito semanas com médias de força friccional de 8,06N ($\pm 0,96\text{N}$) e 9,23N ($\pm 1,54\text{N}$) (7). Acredita-se que este valor menor obtido neste estudo refira-se ao menor tempo de exposição ao meio oral e à grande variabilidade no padrão de higienização individual dos pacientes.

Na comparação da força friccional entre os grupos C- e C+, o teste T de Student verificou uma diferença de 0,99N entre esses grupos, porém sem

significância estatística ($p > 0,05$). Conseqüentemente, esses achados não coincidem com a comparação promovida por Marques *et al.* entre os arcos novos e aqueles submetidos ao meio bucal por dois meses, o que acarretou em um aumento significativo de 1,48N na força friccional (20,8%) (10). Já, Normando *et al.* encontraram diferenças ainda maiores na comparação entre os arcos novos e aqueles expostos ao meio bucal, com aumento de valores de 1,02 e 2,19N (7).

O estudo de Wickelhaus *et al.* avaliou a influência do envelhecimento intraoral na resistência friccional ao deslizamento de arcos de NiTi 0,016"x0,022" convencionais e daqueles com tratamento superficial com implantação de íons. Concluíram, entretanto, que ambos tipos de arcos de NiTi, após exposição ao meio bucal por quatro semanas, apresentam uma maior força friccional (15).

A resistência friccional dos arcos do grupo T1 (jato de bicarbonato) apresentou uma média de 5,73N ($\pm 3,95$ N); enquanto o grupo T2 (gaze embebida em álcool 77°GL) apresentou uma média de 9,49N ($\pm 2,69$ N); o grupo T3 (cuba ultrassônica) obteve uma média de 8,56 (2,14N) e finalmente o grupo T4(esponja de aço) mostrou um valor médio de 9,09N ($\pm 3,86$ N). Os resultados dos grupos T3 e T4 não estão de acordo com os achados de Normando *et al.*, os quais utilizaram arcos do mesmo material que o desse estudo, e obtiveram menores valores de resistência friccional ao deslizamento, de respectivamente de 6,97N ($\pm 0,76$ N) e 7,02N ($\pm 0,68$ N) (7).

Na comparação entre os grupos C+ e grupos T1, T2, T3 e T4, os testes ANOVA e Dunnet não constataram diferença significativa entre esses grupos ($p > 0,05$). O fato de tanto o envelhecimento intraoral (comparação entre C- e C+) quanto os tratamentos de limpeza (comparação entre C+ e T1, T2, T3 e T4) não terem influenciado a resistência friccional ao deslizamento podem ser explicados pela grande variabilidade das condições orais dos pacientes portadores dos segmentos, pelo menor tempo de exposição em comparação com a literatura e ainda pela folga existente entre o arco e a canaleta 0,022" x 0,030" dos bráquetes.

No presente estudo observa-se algumas limitações em sua metodologia, como a análise de apenas 1mm do segmento dos arcos ao invés de toda sua extensão, visando a contagem visual da quantidade de debris aderidos, assim como para a leitura da rugosidade superficial pelo rugosímetro. Esta limitação foi determinada pelas dimensões do MEV e rugosímetro, entretanto foi minimizada pela

promoção de novas leituras e posterior aplicação do índice de correlação intra-classe (ICC). Algumas limitações do ensaio de fricção referem-se à dificuldade de simulação laboratorial da mecânica de deslizamento que ocorre em meio intraoral, devido às inúmeras variáveis, como a presença de forças mastigatórias, de saliva (10, 19), das inclinações de segunda e terceira ordens (74), a convexidade do arco ortodôntico ao invés de um segmento plano (10, 20, 24), as variações de pH e temperatura e a presença de metabólitos dos micro-organismos orais (19, 37).

Novos estudos são sugeridos para verificar novos métodos que reduzam a adesão de debris superficiais e que evitem o aumento da rugosidade superficial e da força friccional dos arcos de aço inoxidável expostos ao meio bucal. Deve-se ressaltar a importância em seguir a padronização das etapas laboratoriais (24), através de ensaios de fricção desenvolvidos na ausência de saliva (81), apesar de esta constituir uma variável importante durante a mecânica de deslizamento (28, 60, 75).

7. CONCLUSÕES

Os arcos retangulares de aço inoxidável mantidos *in situ* por um período de quatro semanas apresentaram aumento na quantidade de debris aderidos superficialmente, bem como um aumento da rugosidade superficial. A limpeza dos arcos com gaze embebida em álcool 77°GL ou por meio da fricção de esponja de aço promoveu redução significativa nessa quantidade de debris; entretanto, a redução da rugosidade superficial ocorreu apenas pela limpeza com a esponja de aço. A resistência friccional ao deslizamento não foi influenciada pelos tratamentos de limpeza empregados e pela exposição ao meio bucal no período de 4 semanas.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mikulewicz M, Chojnacka K. Release of metal ions from orthodontic appliances by in vitro studies: a systematic literature review. *Biol Trace Elem Res.* 2011;139:241-56.
2. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:403-12.
3. Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR. In vitro evaluation of the electrochemical behaviour of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *European Journal of Orthodontics.* 2013;35:407–13.
4. Arici S, Alkan A, Arici N. Comparison of different toothbrushing protocols in poor-toothbrushing orthodontic patients. *European Journal of Orthodontics.* 2007;29:488-92.
5. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:397-404.
6. Ribeiro AA, Mattos CT, Ruellas ACO, Araújo MTS, Elias CN. In vivo comparison of the friction forces in new and used brackets. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement (CHIC).* 2012;13:44-50.
7. Normando D, de Araújo AM, Marques IS, Dias CGBT, Miguel JAM. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *The European Journal of Orthodontics.* 2011.
8. Nikolai RJ, Frank CA. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod.* 1980;78(6):593-609.
9. Kuramae M. Avaliação in vitro da força de atrito entre braquetes e fios ortodônticos na distalização do canino superior pela Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2006.
10. Marques ISV, Araujo AM, Gurgel JÁ, Normando D. . Debris, Roughness and Friction of Stainless Steel Archwires Following Clinical Use. *Angle Orthod.* 2010;80:521-27.
11. Matarese GRN, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordascof G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:708-15.
12. Yanase Y; Ioi H; Nishioka MTI. Effects of sliding velocity on friction. An in vitro study at extremely low sliding velocity approximating orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 2013 October.

13. Kusy RP, Schafer DL. Effect of salivary viscosity on frictional coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J Mater Sci Mater Med* 1995;6:390-5.
14. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:20-7.
15. Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dental Materials.* 2005;21:938-45.
16. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:442-7.
17. Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *J Biomechanics.* 1996;29(4):483-91.
18. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 1997;3:166-77.
19. da Cunha AC, Marquezan M, de Freitas AOA, Nojima LI. Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures. *Braz Oral Res.* 2011;25(6):526-30.
20. Cacciafesta C, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:395-402.
21. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. . Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement:A Systematic Literature Review. *Angle Orthod.* 2003;73:86–92.
22. Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res.* 2010;24(1):40-5.
23. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MD, Lucci M. . Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions. *Angle Orthod.* 2005;75:421-25.
24. Fourie Z, Sandham A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:14e1-e7.
25. Kapur R, Sinha P, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:271-4.

26. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson Jr MG, Nanda RS. . Evaluation of friction between edgewise stainless brackets and orthodontic wires of four alloys steel Am J Orthod Dentofac Orthop. 1990;98:117-26.
27. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomechanics. 1990;23(9):913-25.
28. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic under dry and wet conditions wires. Am J Orthod. 1986;89:485-91.
29. Kojima Y, Fukuy H, Miyajima H. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130:275.e1-.e10.
30. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:74-9.
31. Khambay B, Millet D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. European Journal of Orthodontics. 2005;27:302-8.
32. Elias CN. Materiais dentários: ensaios mecânicos. São Paulo: Santos; 2007. 266 p. p.
33. Ahn S, Lee S, Lim B, Nahm D. Quantitative determination of adhesion patterns of cariogenic streptococci to various orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132:815-21.
34. Pazzini CA, Pereira LJ, Carlos RG, de Melo GEBA, Zampini MA, Marques LS. . Nickel: Periodontal status and blood parameters in allergic orthodontic patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:55-9.
35. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E, Massironi S, Scribante A, Alberti G, Biesuz R, Klersy C. Chromium release from new stainless steel, recycled and nickel-free orthodontic brackets. Angle Orthod. 2008;79:361–7.
36. Baier RE. On the formation of biological films. Swed Dent J. 1977;1:261-71.
37. Eliades T, Eliades G, Athanasiou E, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. European Journal of Orthodontics. 2000;22:317-26.
38. Eliades T, Athanasiou AE. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. Angle Orthod. 2002;72:222-37.

39. Oh K, Kim K. Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. *European Journal of Orthodontics*. 2005;27:533-40.
40. de Menezes LM, Quintão CCA. The release of ions from metallic orthodontic appliances. *Semin Orthod*. 2010;16:282-92.
41. Daems J, Cellis J, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *European Journal of Orthodontics*. 2009;31:260-5.
42. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometer. *European Journal of Orthodontics*. 1998;20:79-92.
43. Shelley WB. Gingival hyperplasia from dental braces. *Cutis*. 1981;28:149-50.
44. Kolokitha OG, Chatzistavrou E. Allergic reactions to nickel-containing orthodontic appliances: Clinical signs and treatment alternatives. *World J Orthod*. 2008;9:399-406.
45. M Quirynen Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17:138-44.
46. 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. *European Journal of Orthodontics*. 2005;27:72-81.
47. Abalos C, Paul A, Mendoza A, Solano E, Gil FJ. Influence of topographical features on the fluoride corrosion of Ni-Ti orthodontic archwires. *J Mater Sci: Mater Med*. 2011;22:2813-21.
48. Kasemo B, Lausmaa J. *Biomaterials from a surface science perspective. Surface characterization of biomaterials*. Amsterdam: Elsevier publishers; 1988.
49. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:623-30.
50. Ireland A J, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces *European Journal of Orthodontics*. 1991;13:322-28.
51. Chaturvedi TP, Upadhyay SN. An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian J Dent Res*. 2010;21:275-84.

52. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod.* 1988;33-45.
53. Whitehead JR. Surface deformation and friction of metals at light loads. . *Proc R Soc Lond A.* 1950;201:109-24.
54. Articulo LC, Kussy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115:39-51.
55. Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:249-54.
56. Jastrebski ZB. *The nature and properties of engineering materials.* New York: Wiley; 1987.
57. Khambay B, Millet D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics.* 2004;26:327-32.
58. Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J Prosthet Dent* 1972;27:269-74.
59. Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket–arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:336-45.
60. Chang C, Lee T, Liu J. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod.* 2012;6:956-65.
61. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:300-12.
62. Wadhwa RK, Kwon HK, Sciote JJ, Close JM. Friction resistance in ceramic and metal brackets. *J Clin Orthod* 2004;38:35-8.
63. Jones SP, Tan CCH, Davies EH. The effects of reconditioning on the slot dimensions and static resistance of stainless steel brackets. *European Journal of Orthodontics.* 2002;24(183-90).
64. Cha J, Kim K, Hwang C. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod.* 2007;77:101-7.

65. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod.* 2000;70:366-76.
66. Nair SV, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian Journal of Dental Research.* 2012;23(2):203-8.
67. Mezomo MB. Retração de caninos superiores com bráquetes autoligados e convencionais. Porto Alegre/Brazil: PUCRS; 2008.
68. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *European Journal of Orthodontics.* 2000;22:409-25.
69. Lin M, Lin S, Lee T, Huang H. Surface Analysis and Corrosion Resistance of Different Stainless Steel Orthodontic Brackets in Artificial Saliva. *Angle Orthod.* 2006;76:322–9.
70. Izquierdo PP, de Biasi R, Elias CN, Nojima LI. Martensitic transformation of austenitic stainless steel orthodontic wires during intraoral exposure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138:714.e1-.e5.
71. Choi S, Kang D, Hwang C. Surface roughness of three types of modern plastic bracket slot floors and frictional resistance. *Angle Orthod.* 2013.
72. Perakaki K, Mellor AC, Qualtrough A JE. Comparison of an ultrasonic cleaner and washer disinfectant in the cleaning of endodontic files. *Journal of Hospital Infection* 2007;67:355–9.
73. Eldik DV, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Australian Dental Journal* 2004;49:128-35.
74. Regis Jr S, Soares P, Camargo ES, Guariza Filho O, Tanaka O, Maruo H. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140:501-9.
75. Sadique SE, Ramakrishna S, Batchelor AW, Bing CH. In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires. *Wear.* 2006;261:1121-39.
76. Fidalgo TKS, Pithon MM, Maciel JVB, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva - an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci.* 2011;19:57-62.

77. Alavi S, Farahi A. Effect of fluoride on friction between bracket and wire. *Dental Research Journal*. 2011;8(5):38-41.
78. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficient for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod*. 1991;61(4):293-302.
79. Tillitson EW CR, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res* 1971;50:149-54.
80. Rabinowicz E. *Friction and wear of materials*. New York: John Wiley & Sons; 1965.
81. Edwards IA, Spary DJ, Rock WP. The effect upon friction of the degradation of orthodontic elastomeric modules. *European Journal of Orthodontics*. 2012;34:618-24.

Apêndice A – Artigo “Efeitos do envelhecimento intraoral nas características superficiais e na fricção de arcos ortodônticos de aço inoxidável”

Periódico a ser submetido: The Angle Orthodontist

Introdução: O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos do envelhecimento intraoral sobre arcos de aço inoxidável nos critérios de debris aderidos, rugosidade superficial e resistência friccional ao deslizamento. **Materiais e métodos:** Dezesete segmentos de arcos retangulares 0,019”x0,025” sem dobras, recém removidos da embalagem, foram denominados Grupo C-, enquanto outros 17 segmentos da mesma marca comercial permaneceram em meio bucal durante 4 semanas, e foram denominados como Grupo C+. Essa metodologia foi analisada e aprovada pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia (CCEFO-PUCRS) e ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-PUCRS). Ambos grupos foram submetidos à análise visual de debris aderidos em microscópio eletrônico de varredura, em magnificação 200x. Posteriormente tiveram a rugosidade superficial (Ra) analisada através do rugosímetro, enquanto a fricção foi analisada através do deslizamento dos arcos em placas contendo bráquetes colados tracionadas na máquina de teste universal. Os dados foram analisados através dos testes estatísticos de ANOVA, Teste T de Student, Mann-Whitney e Student-Newman-Keuls ($\alpha=0,05$) **Resultados:** A análise de debris superficiais mostrou que os arcos do grupo C- apresentaram índice 0, enquanto o grupo C+ apresentaram uma média de índice 2, e portanto um aumento significativo ($p<0,001$) na quantidade de debris aderidos na magnificação 200x. Em relação à Ra, o grupo C+, com média de 0,41 μ m, apresentou aumento significativo em relação a C-, com média de 0,18 μ m ($p<0,001$). A análise friccional revelou não haver diferença significativa ($p>0,05$) entre os grupos C- (média de 6,90N) e C+ (média de 7,89N). **Conclusões:** Os arcos retangulares de aço inoxidável, quando expostos ao meio intra-oral por 4 semanas apresentam uma degradação, através do aumento considerável na quantidade de debris aderidos superficialmente e do aumento da rugosidade superficial, entretanto sem afetar a resistência friccional ao deslizamento.

Palavras-chave: Fricção, Ortodontia, Aço inoxidável

INTRODUÇÃO

O meio bucal é considerado um ambiente adverso devido à atuação de cargas mastigatórias e às constantes alterações de temperatura e pH decorrentes da dieta e dos subprodutos do metabolismo dos microorganismos orais(1-3). A presença de bráquetes colados aos dentes aumenta esta adversidade, devido ao acesso restrito das cerdas da escova, além de impedirem a limpeza mecânica pelo contato direto dos alimentos com a superfície dentária durante a mastigação, provocando assim um acúmulo de restos alimentares e de placa bacteriana (4).

No decorrer do tratamento ortodôntico, frequentemente depara-se com a necessidade de se promover a movimentação dos bráquetes ao longo do arco ortodôntico, como nas mecânicas de deslizamento para abertura ou fechamento de espaços. Esses tipos específicos de mecânica exigem que os arcos ortodônticos permaneçam em ambiente oral por diversos meses, tornando extremamente relevante a correlação da degradação e a fricção ao deslizamento desses dispositivos (5).

Os arcos ortodônticos de aço inoxidável, contendo 18% de cromo e 8% de níquel (6), são rotineiramente utilizados durante o deslizamento. Apresentam alta resistência à corrosão e boa biocompatibilidade (6) devido ao filme superficial passivo de óxido de cromo Cr_2O_3 (3, 7, 8) que fornece proteção contra os ácidos e outros íons agressivos presentes no meio bucal (7).

Entretanto, as variáveis física, química e mecânica da cavidade oral implicam em inúmeras consequências, como a destruição da integridade desta camada superficial protetora dos arcos (6), corrosão superficial (1), aumento da rugosidade superficial (9, 10), maior adesão de microorganismos (11), liberação de íons tóxicos dos acessórios no trato gastrointestinal (7), aumento no coeficiente de fricção (μ) (12), e consequente influência na mecânica de deslizamento entre o bráquete e arco ortodôntico(12).

A fricção, definida como a força que retarda ou impede o movimento de duas superfícies em contato (13-16), está presente no contato íntimo entre o bráquete e o arco e interfere no deslizamento desses objetos entre si (9, 16, 17). Entretanto, diversos autores verificaram que os arcos de aço inoxidável expostos ao meio oral por 2 meses sofrem degradação (2, 5, 18), caracterizada por um grande acúmulo de

biofilme e debrís alimentares em sua superfície, acarretando em um aumento da rugosidade superficial e ainda um acréscimo de 20% na resistência friccional nas mecânicas de deslizamento (10).

Diante de altos níveis friccionalis na mecânica de deslizamento, grande parte da força aplicada visando a movimentação dentária é dissipada para ultrapassar a força friccional (19, 20), apresentando consequências como uma reduzida taxa de movimentação dentária (21), perda de ancoragem (22, 23), maior tempo de tratamento (24), e riscos de reabsorções radiculares (25). Portanto, conclui-se que a força friccional deve ser mantida em níveis mínimos, possibilitando uma movimentação dentária por meio de forças ótimas, com adequada taxa de movimentação (14, 19, 26), e sem causar danos teciduais e desconforto ao paciente (27).

O objetivo deste estudo foi avaliar as modificações superficiais e friccionalis que ocorrem nesses arcos após exposição ao meio bucal por um mês, intervalo comumente padronizado entre as ativações ortodônticas. Foi promovida a comparação dos níveis de debrís aderidos, dos coeficientes da rugosidade superficial e dos valores da resistência friccional ao deslizamento de arcos novos e de arcos submetidos ao envelhecimento.

MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia deste estudo, o qual analisou arcos ortodônticos usados pelos pacientes da PUCRS e que seriam descartados, foi submetida à Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia (CCEFO-PUCRS) e ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-PUCRS) (CAAE: 15453213.9.0000.5336), visando esclarecimentos quanto ao caráter ético da pesquisa.

A amostra consistiu em 34 segmentos de arcos 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek, St Paul, Minnesota, EUA), sendo que 17 arcos novos, recém retirados da embalagem (Grupo C-), enquanto os demais 17 segmentos consistiam em arcos usados (Grupo C+), oriundos do meio bucal de pacientes em tratamento ortodôntico na Faculdade de Odontologia da Pontíficia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS).

Assim, o tamanho da amostra foi definido através da determinação de um poder de 80% para detectar diferenças de 0,75 N de força de fricção, com desvio padrão da diferença de 0,6N (10), e nível de significância de 5%.

A formação do grupo C+ deu-se através da remoção dos arcos retangulares superior e/ou inferior 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek®) submetidos ao meio oral dos pacientes por 4 semanas (Figura 01). Os arcos não apresentavam dobras na região entre caninos e pré-molares, e deveriam estar ligados com ligaduras elásticas (diâmetro 0,120 polegadas; Morelli®, São Paulo, Brasil) aos bráquetes *Edgewise Standard* com canaletas 0,022x0,030 polegadas (American Orthodontics®, Sheboygan, Wisconsin, EUA). Após a remoção, ocorreu a segmentação do arco pela divisão na linha média em 2 segmentos posteriores.

Os segmentos retirados do meio oral foram estocados em compartimentos fechados, com uma camada de cera utilidade no fundo, a fim de armazená-los na vertical (10). Foram numerados dentro dos compartimentos, para posterior divisão aleatória e então esterilizados por gás de óxido de etileno.

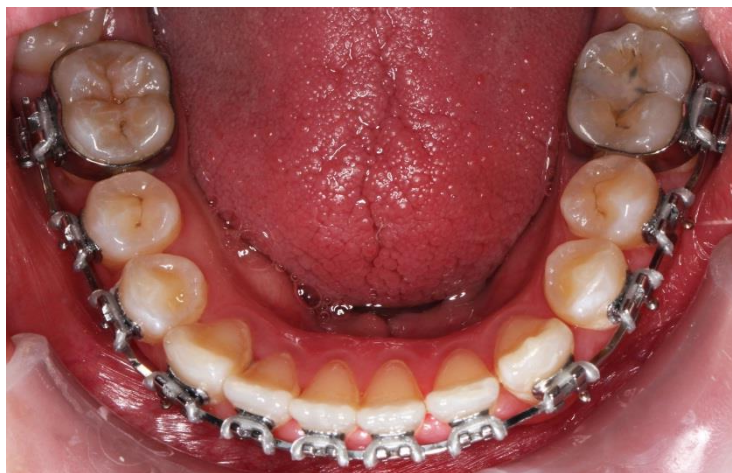


Figura 01- Arco retangular 0,019x0,025 polegadas ligado com ligaduras elásticas 0,120 polegadas

Análise dos debrís

Para as análises da quantidade de debrís e da rugosidade superficial de todos os grupos, 8mm de cada segmento foi colada numa superfície vítrea na dimensão

de 2,2 x 2,2 cm e espessura de 0,5 cm, através de fita adesiva dupla face. Apenas 1mm da área central destes segmentos foi demarcado com caneta hidrográfica, a fim de padronizar a leitura de debris e de rugosidade (Figura 02).

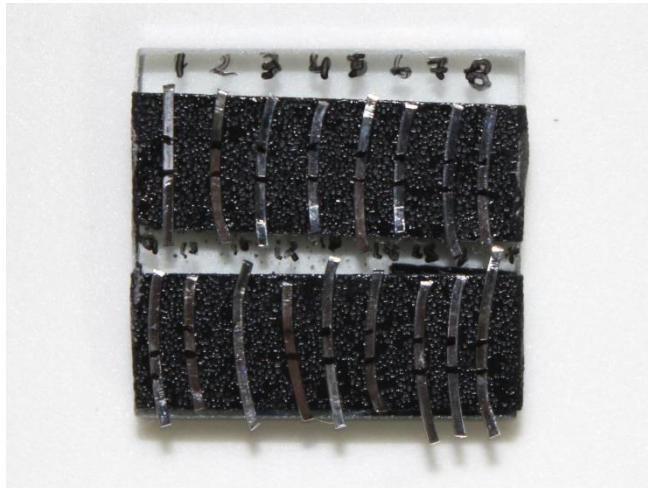


Figura 02- Placa vítrea para análise de debris e rugosidade superficial dos segmentos.

Previamente à análise de debris, os segmentos novos do grupo C- foram submetido à limpeza com álcool 77°GL, a fim de eliminar possíveis resíduos gordurosos decorrentes do processo de manufatura e manipulação (28).

A área demarcada da superfície de 0,025 polegadas dos segmentos foi observada por Microscopia eletrônica de varredura (MEV), através do microscópio JEOL JSM-6060 (JEOL®, Akishima, Tóquio, Japão), e as imagens obtidas com magnificação 200x.

A análise da quantidade de debris superficiais dos segmentos foi promovida por um único examinador, através da comparação com um índice previamente utilizado na endodontia (29, 30) modificado para Ortodontia (10) : 0 = ausência total de debris; 1= debris envolvendo menos de um quarto da imagem analisada; 2= presença moderada de debris envolvendo de um a três quartos da imagem; 3= presença de grande quantidade de debris envolvendo mais de três quartos da imagem (Figura 03).

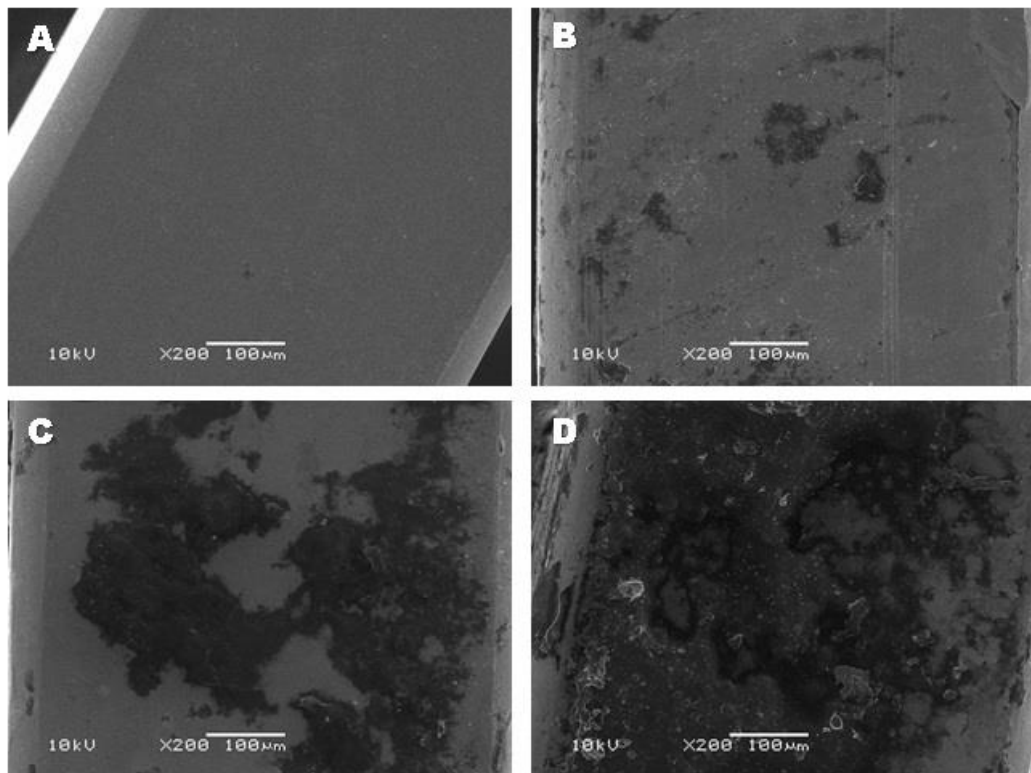


Figura 03- Índice de debris. Em A, ausência total de debris (índice 0); em B, debris envolvendo menos de um quarto da imagem analisada (índice 1); em C, envolvimento de um a três quartos da imagem (índice 2); e em D, debris envolvendo mais de três quartos da imagem (índice 3)

Para a avaliação do índice de debris foram feitas duas leituras dos segmentos de todos os grupos, de forma cega, após intervalo de uma semana. A finalidade foi verificar a concordância entre as medidas, através da aplicação do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC), com nível alfa estabelecido de 5% ($\alpha=0.05$).

A análise de Mann-Whitney foi empregada para examinar as diferenças do nível de debris em C- e C+, com nível de significância estabelecido em 5% ($\alpha=0,05$).

Análise da rugosidade superficial

A rugosidade superficial (Ra) foi examinada com um rugosímetro SJ-201 (Mitutoyo®, Toquio, Japão), através de análise de 1mm da superfície do fio retangular referente à face 0,025 polegadas, com cut-off padronizado em 0,5 (Figura 04).

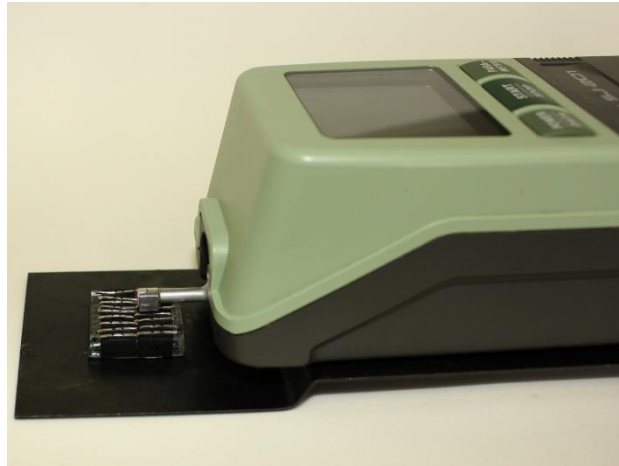


Figura 04- Leitura dos segmentos através do rugosímetro SJ-201

Este instrumento possui uma agulha em sua extremidade que, durante seu deslizamento é responsável pela leitura das irregularidades superficiais, apresentando-as em valores numéricos em μm (12, 31). A rugosidade superficial média (R_a) determinada pelo rugosímetro consiste na média aritmética das medições dos picos mais altos e dos sulcos mais profundos presentes na superfície dos arcos (16).

Foram feitas três leituras, no mesmo momento, dos segmentos de ambos grupos, visando verificar a concordância entre medições através do ICC. O teste T de Student foi utilizado para examinar as diferenças no valor de rugosidade entre C+ e C-, com nível alfa de significância estabelecido de 5% ($\alpha=0.05$).

Análise da Fricção

Para os testes de fricção foram utilizadas duas placas de acrílico retangulares ($4,0 \times 5,5$ cm, espessura = 0,5 cm), com dois bráquetes *Edgewise standard* (0.022×0.030 polegadas) (American Orthodontics®) colados com resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico®, São Paulo, Brasil) em cada placa.

Os bráquetes foram colados com um espaçamento de 4mm entre sí, e a 2mm da extremidade da placa. Um fio retangular de $0,021 \times 0,025$ polegadas foi inserido na canaleta dos bráquetes, a fim de promover um preenchimento da mesma, para alinhamento desses bráquetes; sendo removido após o fim da reação de polimerização (Figura 5).

Antes dos testes de fricção uma das extremidades do segmento foi dobrada, a fim de promover encaixe à placa para tracionamento. O segmento foi amarrado aos bráquetes com ligaduras elásticas de 0,120 polegadas de diâmetro (Morelli®) por meio de uma pinça tipo Mathieu.

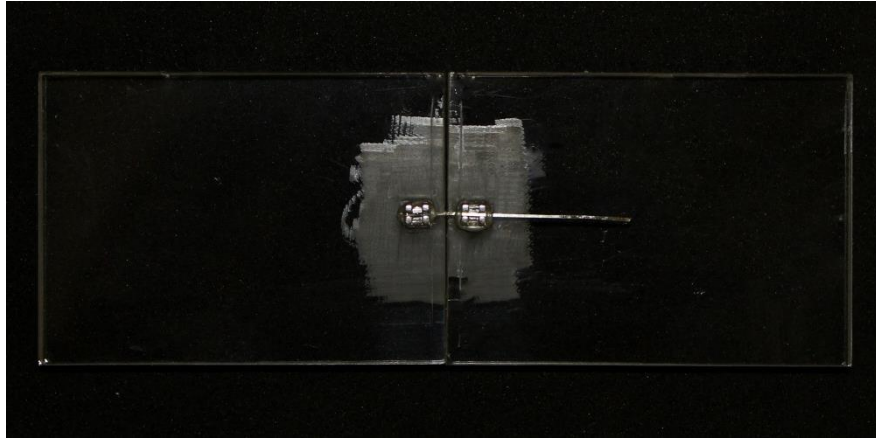


Figura 5- Placas acrílico com bráquetes colados e segmento de arco de aço inoxidável ligado com ligadura elástica

As placas de acrílico que continham os segmentos de fio foram acopladas numa máquina de teste universal EMIC DL 2000 (EMIC®, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) e posicionadas a um ângulo de 90 graus com o solo. A placa com a extremidade do fio dobrada foi fixada na pinça inferior da máquina (Figura 6).

A máquina foi acionada e a placa superior tracionada, deslizando a uma velocidade de 5 mm/minuto (23, 32), por um percurso de 5 milímetros.

A cada troca de segmento testado, as placas foram limpas com gaze embebida em álcool 77° GL, a fim de eliminar os debrís do segmento previamente testado (28).

As placas de acrílico com os bráquetes foram trocadas a cada 10 testes de fricção, visando à redução da deformação do conjunto bráquete, resina acrílica e placa no decorrer das análises.

Os valores de força friccional foram medidos em Newtons, registrados com uma célula de carga de 500N, na velocidade de 5mm/min ($8,3 \times 10^{-2}$ mm/s). A resistência friccional ao deslizamento foi determinada pelo ponto mais alto do gráfico fornecido pelo software Tesc Script (EMIC®). Esse ponto máximo referiu-se à maior

força friccional, no exato momento em que foi ultrapassada a fricção estática, ocorrendo assim o início do deslizamento (33).

O teste T de Student foi utilizado para examinar as diferenças nos valores de fricção entre C- e C+.

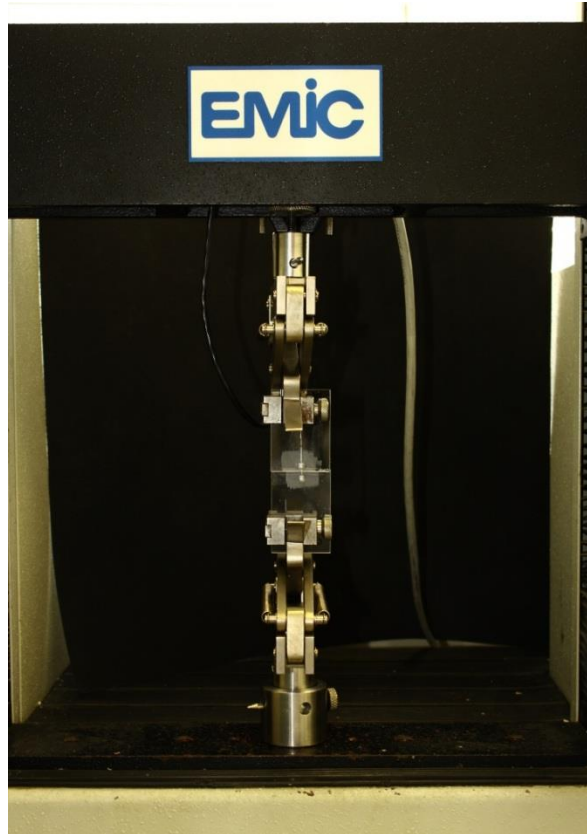


Figura 6- Placa acrílica sendo tracionada pela garra da máquina de ensaio universal.

RESULTADOS

Análise de debris

A análise dos arcos do grupo C- na magnificação 200x do microscópio eletrônico de varredura apresentou uma ausência total de debris aderidos (índice 0) pra todos os segmentos. O coeficiente de correlação intraclasse para o grupo C- estabelecido foi de 1,0, o que denota excelente padronização entre as leituras (Figura 7) (Gráfico 1).

O índice médio encontrado para os segmentos do grupo C+ foi o 2, com ICC estabelecido em 0,314, demonstrando uma razoável correlação entre a 1ª e 2ª medições (Figura 8) (Gráfico 1).

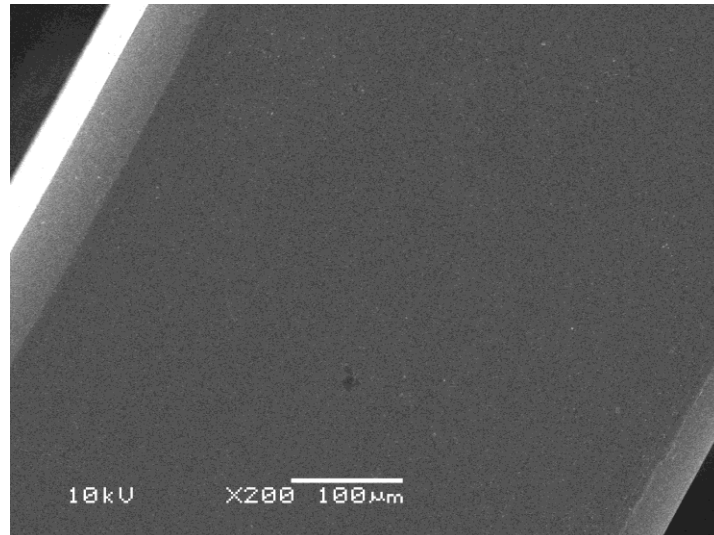


Figura 07- Imagem do MEV de um segmento do grupo C- (magnificação 200x)

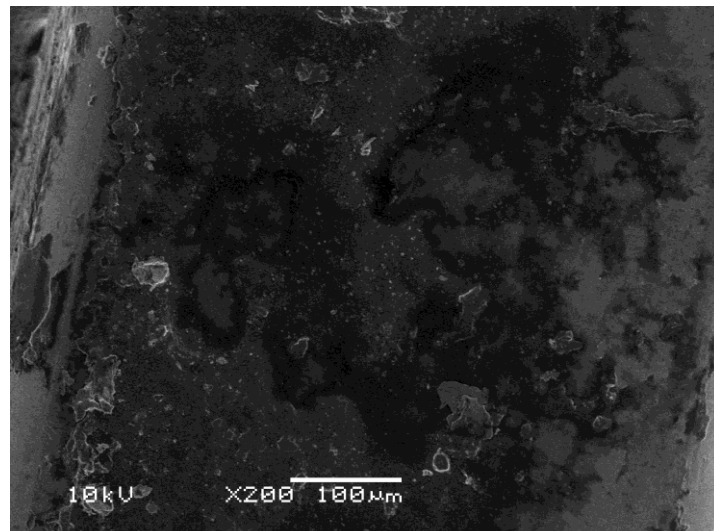


Figura 8- Imagem do MEV de um segmento do grupo C+ (magnificação 200x)

Baseado na análise de Mann-Whitney, os arcos do grupo C+, em comparação com o grupo C-, apresentaram um aumento significativo ($p < 0,001$) na quantidade de detritos aderidos na magnificação 200x (Gráfico 1).

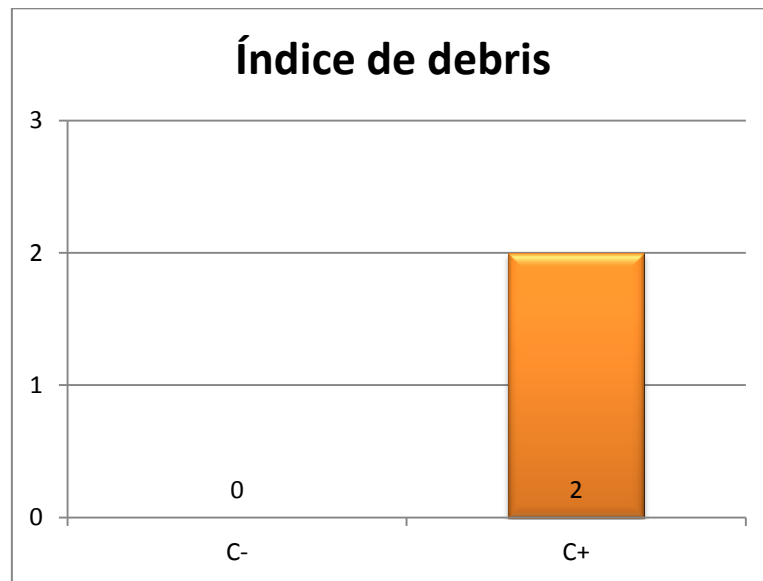


Gráfico 1- Média dos índices de debris encontrados para cada grupo.

Análise da rugosidade superficial

O grupo C- apresentou valor médio de 0,18 μm de Ra, com ICC estabelecido em 0,817, indicando uma excelente correlação entre as 3 medições. Os arcos do grupo C+ mostraram maiores coeficientes de Ra, com um valor médio de 0,41 μm , e ICC de 0,886, também demonstrando uma excelente replicação das medições.

Na comparação entre os grupos C- e C+, foi demonstrado um aumento significativo na Ra dos arcos expostos ao meio bucal por 1 mês, uma vez que o teste T de Student demonstrou haver uma diferença significativa entre os grupos C- (média 0,18 μm) e C+ (0,41 μm), com $p < 0,001$ (Gráfico 2).

Análise da fricção

Os arcos do grupo C- apresentaram uma média de força friccional estática de 6,90N ($\pm 2,14\text{N DP}$), enquanto aqueles do grupo C+ mostraram um valor médio de 7,89N ($\pm 3,77\text{N DP}$).

A comparação desses grupos C- e C+, através do teste T de Student mostrou não haver diferença estatística significante ($p > 0,05$) entre os grupos (Gráfico 3).

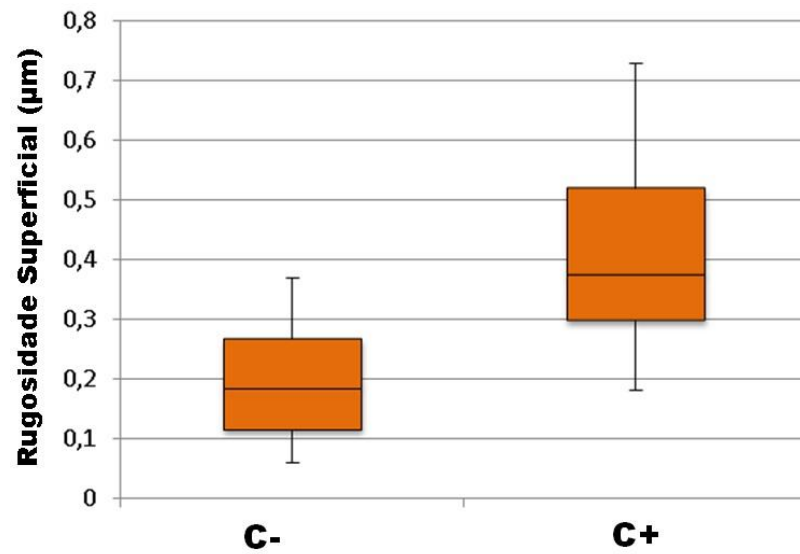


Gráfico 2- Comparação da rugosidade superficial entre os grupos C- e C+.

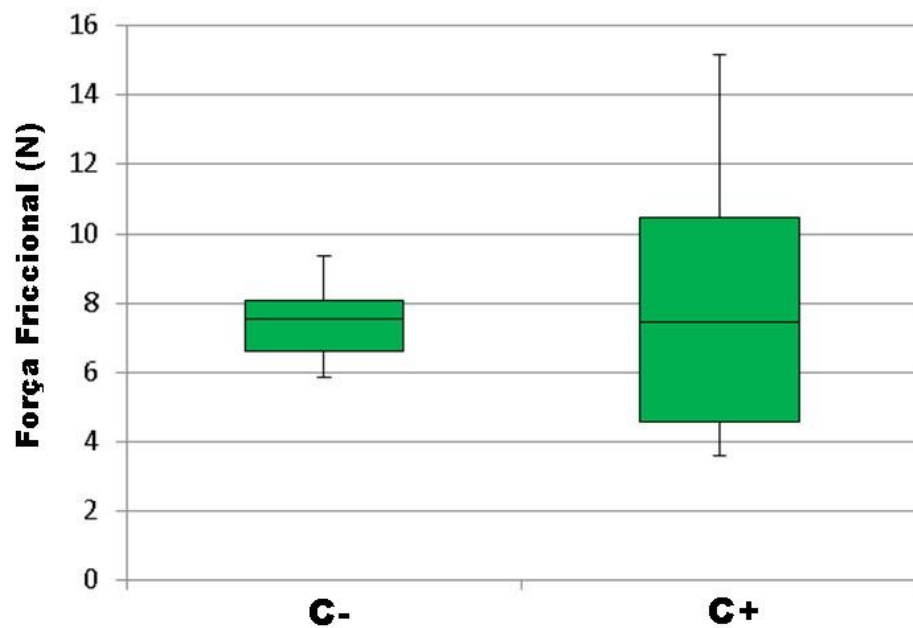


Gráfico 3- Comparação da força friccional entre os grupos C- e C+.

DISCUSSÃO

A análise do debris superficiais dos arcos novos desse presente experimento (grupo C-), verificou a ausência total (índice 0) de debris; havendo apenas a

presença de estriações paralelas ao longo eixo destes arcos (Figura 7). A presença desses defeitos superficiais estão de acordo com os resultados de estudos prévios, os quais afirmam serem referentes ao complexo processo de manufatura na obtenção do formato de arco (34, 35).

A ausência total de debris também seguem os achados de Marques *et al.*, em 2010 e de Normando *et al.*, em 2011, os quais também encontraram os mesmos índices de debris na análise de arcos novos nas ampliações 18x e 200x em microscópio eletrônico de varredura (9, 10).

Após a exposição intraoral por um mês, os arcos do grupo C+ apresentaram moderados índices de debris aderidos, com predominância do nível 2. Estudos prévios, também utilizando a amplificação de 200x no MEV, encontraram um acúmulo ainda maior de debris, prevalecendo o índice 3 nas imagens analisadas (9, 10).

Daems *et al.*, em 2009 analisaram o envelhecimento intra-oral de arcos de aço por 6 meses, sob microscopia eletrônica de varredura, e obtiveram resultados semelhantes, apresentando arcos cobertos por placa bacteriana e restos alimentares (35). O mesmo ocorreu no estudo de Eliades *et al.*, no ano 2000, os quais afirmaram que arcos de NiTi expostos ao meio bucal entre 1 e 6 meses sofrem alterações topográficas superficiais em virtude do acúmulo de debris e da corrosão (36).

Por meio da análise de Mann-Whitney, utilizada neste estudo, foi encontrada diferença estatística significativa ($p < 0,001$) na quantidade de debris na comparação entre os grupos C- e C+. Resultados semelhantes foram obtidos por outros estudos, os quais também verificaram um aumento significativo na quantidade de debris superficiais após a exposição ao meio bucal (9, 10).

As consequências desse acúmulo de debris por longo tempo consiste na corrosão da camada superficial de óxido de cromo dos arcos de aço inoxidável (7), através do fluxo de oxigênio nestas áreas (37) e ainda através do pH reduzido do meio oral devido aos produtos da metabolização das bactérias orais (35). A degradação deste filme protetor acarreta numa maior liberação de íons tóxicos na cavidade bucal (6), maior rugosidade superficial com conseqüente maior acúmulo de placa bacteriana, maior risco ao desenvolvimento de cáries e gengivite (22) e

possível aumento da resistência friccional, podendo dificultar o deslizamento do bráquete ao longo dos arcos (10, 18).

A quantidade de debris aderidos na superfície dos arcos é dependente das condições do meio bucal do paciente e do tempo de exposição e, independe da marca comercial, do formato da secção transversa e da região analisada do arco (36).

A rugosidade superficial dos arcos ortodônticos depende diretamente da liga metálica selecionada, do complexo processo de manufatura e do tratamento de polimento final empregado (12, 34) Pode afetar a biocompatibilidade através da presença de cavidades na superfície irregular desses arcos, as quais atuam como pontos de adesão bacteriana e proteica, levando à maturação do biofilme (38), e aos efeitos deletérios na estética (12), e na eficiência do deslizamento desses arcos sobre as canaletas dos bráquetes (6, 9, 10, 17)

Os arcos novos, pertencentes ao grupo C-, apresentaram um valor médio de $0,18\mu\text{m}$. Estes valores encontrados corroboram os estudos prévios de Marques *et al.* e Normando *et al.*, os quais utilizaram arcos de mesmas características e marca que os desse presente estudo, e encontraram valores médios ainda mais baixos, como $0,02\mu\text{m}$ e $0,03\mu\text{m}$, respectivamente (9, 10).

Estudos prévios promoveram a análise da rugosidade superficial de arcos de aço inoxidável $0,019''\times 0,025''$ e constataram a obtenção de uma média de $0,2\mu\text{m}$ (34). Entretanto, análises da rugosidade superficial de arcos de aço $0,017''\times 0,025''$ obtiveram médias de $0,0286\mu\text{m}$ (39), e $0,17\mu\text{m}$ (31), respectivamente.

O grupo C+, após exposição oral por 1 mês, apresentou maiores coeficientes de rugosidade superficial, com valores médios de $0,41\mu\text{m}$, causados possivelmente pela interação mecânica entre o arco e o bráquete, pela manipulação do arco (35), assim como pelos fatores químicos e biológicos da exposição ao meio bucal, acarretando no acúmulo de debris e na corrosão superficial (7, 10, 37). Na comparação da rugosidade superficial entre os grupos C- e C+, o teste T de Student afirmou haver uma diferença significativa entre os grupos C- e C+, com $p < 0,001$, assim como consta na literatura (9, 10).

Os resultados seguem os achados de Wichelhaus *et al.*, em 2004, os quais avaliaram os efeitos do uso clínico de arcos ortodônticos $0,016''\times 0,022''$ de NiTi

durante 4 semanas; e também constataram um aumento significativo na rugosidade superficial destes arcos expostos ao meio oral (22). Marques *et al.* e Normando *et al.*, encontraram valores mais altos de rugosidade superficial dos arcos de aço submetidos ao meio bucal durante 8 semanas. O primeiro estudo verificou uma média de 1,09 μm , enquanto o segundo encontrou valores de 1,2 μm e 1,7 μm (9) (10). A diferença entre o valor obtido em nossa pesquisa com os valores destes autores supracitados pode ocorrer devido ao menor tempo de exposição bucal utilizado em nosso trabalho (10).

Os ensaios de resistência friccional ao deslizamento do grupo C- apresentaram uma média de resistência friccional estática de 6,90N. Marques *et al.* analisaram a força friccional de arcos de aço 0,019"x0,025" novos e obtiveram uma média de fricção cinética de 7,1N; enquanto Normando *et al.*, seguindo a mesma metodologia, verificaram que os arcos novos de aço apresentavam uma força friccional entre 7,04 e 7,18N (9). A semelhança com os resultados dos estudos de Marques e Normando pode ser em decorrência da utilização de arcos da mesma dimensão e marca comercial (24).

Os arcos do grupo C+ apresentaram uma média de resistência friccional reduzida em relação ao estudo de Marques *et al.*, os quais verificaram que os arcos submetidos às condições intrabucais durante oito semanas apresentaram uma média de força friccional cinética de 8,58N (10); enquanto Normando *et al.*, seguindo a mesma metodologia, obtiveram médias de força friccional de 8,06 e 9,23N (9). Acredita-se que este valor menor obtido neste estudo refira-se ao menor tempo de exposição ao meio oral e à grande variabilidade no padrão de higienização individual dos pacientes.

Na comparação da força friccional entre os grupos C- e C+, o teste T de Student verificou uma diferença de 0,99N entre esses grupos, porém sem significância estatística ($p > 0,05$). Consequentemente, esses achados não coincidem com os demais estudos comparativos, uma vez que Marques *et al.* obtiveram um aumento significativo de 1,48N na força friccional (20,8%) (10), e Normando *et al.* encontraram um acréscimo de força friccional de 1,02N e 2,19N (9).

A fórmula para o cálculo da fricção é definida por $F = \mu \times N$; verificando-se a influência da força normal (N) e do coeficiente de fricção dos materiais (μ) (40-42). A força Normal tem a função de manter os corpos em contato (43), e é determinada no

tratamento ortodôntico através das ligaduras responsáveis pela ligação entre o arco e a canaleta do bráquete (15). Entretanto, o coeficiente está relacionado ao material da liga metálica dos dispositivos e, depende da rugosidade superficial (17), textura e dureza do material (40, 44), podendo afetar diretamente a mecânica de deslizamento (45).

A amostra deste estudo consistiu em segmentos de arcos de aço inoxidável, visto que são comumente utilizados em mecânicas de deslizamento devido a sua rigidez característica para prevenir distorções, inclinação e rotação dentária excessiva durante esta movimentação (46), ao menor custo (47), e também à menor força friccional durante o deslizamento em relação aos arcos de ligas de NiTi e TMA (31, 39). A rugosidade superficial de arcos de aço inoxidável, analisada em microscópio eletrônico de varredura e em rugosímetro, apresentou maior lisura superficial e menor coeficiente de rugosidade superficial quando comparados àqueles de NiTi e TMA (31, 34, 48).

No tratamento ortodôntico, a fricção ocorre entre o arco e as paredes internas das canaletas e com os cantos dos bráquetes (25); assim como no contato entre o arco e o material de ligação (46). Portanto, os arcos retangulares apresentam maior força friccional durante o deslizamento na canaleta dos bráquetes em relação aos arcos redondos (23), devido à maior área de contato entre o arco e o fundo plano dessas estruturas (33, 49), além do contato da borda definida do arco retangular com a parte vertical das canaletas metálicas (33).

A seleção de arcos com maior dimensão de secção transversa, como os de 0,019"x0,025" utilizados neste estudo, ocorreu pois apresentam maior rigidez (20, 47), maior controle radicular vestibulo-lingual (5) e também maiores níveis de fricção na interface bráquete-arco durante o deslizamento (16, 40, 49), devido à maior tensão gerada pela ligadura elástica com estes arcos mais espessos (19). Entretanto apresentam uma menor deformação elástica durante o movimento, com menor inclinação dentária e menor rotação axial (50).

Arcos de menor dimensão da secção transversa, quando utilizados em mecânicas de deslizamento podem sofrer deflexão e contactar os cantos do bráquete, com a conseqüente formação de uma dobra de segunda ordem, conhecida como deformação elástica do arco (*Binding*); a qual acarreta em aumento

da resistência friccional ao deslizamento. Caso o arco apresente danos originados da degradação (51), ou ainda a força para a movimentação seja excessiva (21, 50), há um aumento da angulação entre o arco e a canaleta do bráquete, transformando essa deformação, antes elástica, em permanente (*Notching*), com um acréscimo maior na resistência friccional (15, 24, 52).

Os testes friccionais deste estudo foram promovidos através do deslizamento de bráquetes *Edgewise standard*, colados às placas acrílicas ao longo dos segmentos de aço inoxidável, devido à ausência de inclinações e dobras de primeira, segunda ou terceira ordens nas canaletas (9, 10).

O material constituinte do bráquete e de sua canaleta também consiste em um fator de influencia sobre a força friccional ao deslizamento, uma vez que bráquetes metálicos contendo canaletas metálicas, quando ligados a arcos feitos de aço inoxidável, apresentam os menores valores de fricção. Isso está relacionado às propriedades físicas do próprio metal, que permite um melhor polimento superficial durante sua manufatura, e conseqüente menor coeficiente friccional (28).

Os segmentos de arcos foram amarrados aos bráquetes das placas acrílicas durante os ensaios de fricção deste estudo com ligaduras elásticas de poliuretano (53) da mesma cor e marca, utilizando-se um porta-agulha tipo Mathieu, com padrão de amarração convencional em “O”. Apesar das ligaduras metálicas apresentarem menor fricção em relação àquelas elásticas (46, 54), a escolha recaiu sobre essas últimas devido à padronização dos níveis de tensão, uma vez que as ligaduras de aço inoxidável apresentam variações conforme o seu grau de ativação (20, 47).

Este experimento *in vitro* de fricção foi replicado na máquina de testes universal, através do tracionamento das placas contendo os bráquetes de aço inoxidável ao longo dos segmentos de arcos ortodônticos, na ausência de saliva. Autores afirmaram que a presença de saliva na interface bráquete-arco promove um aumento na resistência friccional ao deslizamento (33, 43, 55, 56), uma vez que nas ligas de aço inoxidável a saliva reage com a camada superficial de óxido de cromo desses materiais, modificando a tensão superficial e produzindo um efeito adesivo (5, 57, 58). Entretanto este comportamento adesivo é dependente da liga utilizada no conjunto bráquete-arco e da viscosidade salivar(57).

A velocidade de deslizamento do bráquete ao longo dos arcos ortodônticos utilizada neste estudo foi estabelecida em 5mm/min ($8,3 \times 10^{-2}$ mm/s) (23, 47), uma vez que velocidades mais altas não representam as situações clínicas (47). Autores corroboraram que a variação na velocidade de deslizamento entre 0,5mm/min e 50mm/min não influenciam significativamente nos níveis de fricção (42). Entretanto, Yanase *et al.* (19), demonstraram que o deslizamento na velocidade 5×10^{-7} mm/s, semelhante àquela ocorrida clinicamente, apresentou quase o dobro da fricção apresentada na velocidade 1×10^{-1} mm/s, concluindo assim que a fricção tende a aumentar com a redução da velocidade de deslizamento.

O presente estudo apresenta algumas limitações em sua metodologia, como a limitação da análise de apenas 1mm do segmento de arco visando a contagem visual da quantidade de debris aderidos, assim como para a leitura da rugosidade superficial pelo rugosímetro. Esta limitação foi minimizada pela promoção de novas leituras e posterior aplicação do índice de correlação intra-classe (ICC). Algumas limitações do ensaio de fricção referem-se à dificuldade de simulação laboratorial da mecânica de deslizamento que ocorre em meio intraoral, devido às inúmeras variáveis, como a presença de forças mastigatórias, de saliva (10, 26), as inclinações de segunda e terceira ordens (32), a convexidade do arco ortodôntico ao invés de um segmento plano (10, 14, 41), as variações de pH e temperatura e a presença de micro-organismos orais e seus metabólitos (26, 36).

Novos estudos são sugeridos para verificar métodos de limpeza que reduzam a adesão de debris superficiais e que evitem o aumento da rugosidade superficial e força friccional dos arcos de aço inoxidável. Deve-se ressaltar a importância em seguir a padronização das etapas laboratoriais (41), através de ensaios desenvolvidos na ausência de saliva (59), apesar de esta constituir uma variável importante durante a mecânica de deslizamento (33, 43, 55).

CONCLUSÕES

- Os arcos retangulares de aço inoxidável, quando expostos ao meio intra-oral por 4 semanas apresentam um aumento considerável na quantidade de debris aderidos superficialmente;
- A exposição ao meio bucal provoca também um aumento da rugosidade superficial (Ra), podendo comprometer a resistência à corrosão e a biocompatibilidade da liga.
- A resistência friccional ao deslizamento mostrou-se inalterada pela exposição bucal durante um mês

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Mikulewicz M, Chojnacka K. Release of Metal Ions from Orthodontic Appliances by In Vitro Studies: A Systematic Literature Review. *Biol Trace Elem Res.* 2011;139:241-56.
2. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:403-12.
3. Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR.. In vitro evaluation of the electrochemical behavior of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *European Journal of Orthodontics.* 2013;35:407–13.
4. Arici S, Alkan A, Arici N Comparison of different toothbrushing protocols in poor-toothbrushing orthodontic patients. *European Journal of Orthodontics.* 2007;29:488-92.
5. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:397-404.
6. Chaturvedi TP, Upadhyay SN An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian J Dent Res.* 2010;21:275-84.
7. Eliades T, Athanasiou AE.. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. *Angle Orthod.* 2002;72:222-37.
8. Lin M, Lin S, Lee T, Huang H Surface Analysis and Corrosion Resistance of Different Stainless Steel Orthodontic Brackets in Artificial Saliva. *Angle Orthod.* 2006;76:322–9.
9. Normando D, de Araújo AM, Marques IS, Dias CGBT, Miguel JAM. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *The European Journal of Orthodontics.* 2011.
10. Marques ISV, Araujo AM, Gurgel JÁ, Normando D. Debris, Roughness and Friction of Stainless Steel Archwires Following Clinical Use. *Angle Orthod.* 2010;80:521-27.

11. M Quirynen Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17:138-44.
12. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometer. *European Journal of Orthodontics*. 1998;20:79-92.
13. Kusy RP, Whitley JQ. Friction Between Different Wire-Bracket Configurations and Materials. *Semin Orthod*. 1997;3:166-77.
14. Cacciafesta C, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124:395-402.
15. Articulo LC, Kussy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115:39-51.
16. Kuramae M. Avaliação in vitro da força de atrito entre braquetes e fios ortodônticos na distalização do canino superior pela Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2006.
17. Nikolai RJ, Frank CA. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod*. 1980;78(6):593-609.
18. Ribeiro AA, Mattos CT, Ruellas ACO, Araújo MTS, Elias CN. In vivo comparison of the friction forces in new and used brackets. *Orthodontics: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement (CHIC)*. 2012;13:44-50.
19. Yanase Y; Ioi H; Nishioka MTI. Effects of sliding velocity on friction. An in vitro study at extremely low sliding velocity approximating orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 2013 October.
20. Matarese GRN, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordascof G.. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:708-15.
21. Kusy RP, Schafer DL. Effect of salivary viscosity on frictional coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J Mater Sci Mater Med* 1995;6:390-5.
22. Wichelhaus A, Geserick M, Hibstc R, Sander FG The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dental Materials*. 2005;21:938-45.

23. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:20-7.
24. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics:A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:442-7.
25. Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *J Biomechanics.* 1996;29(4):483-91.
26. da Cunha AC, Marquezan M, de Freitas AOA, Nojima LI. Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures. *Braz Oral Res.* 2011;25(6):526-30.
27. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthod.* 2003;73:86–92.
28. Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res.* 2010;24(1):40-5.
29. Perakaki K, Mellor AC, Qualtrough AJE. Comparison of an ultrasonic cleaner and washer disinfectant in the cleaning of endodontic files. *Journal of Hospital Infection* 2007;67:355–9.
30. Eldik DV, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Australian Dental Journal* 2004;49:128-35.
31. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:74-9.
32. Regis Jr S, Soares P, Camargo ES, Guariza Filho O, Tanaka O, Maruo H. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140:501-9.
33. Sadique SE, Ramakrishna S, Batchelor AW, Bing CH. In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires. *Wear.* 2006;261:1121-39.

34. Pernier C, Grosogeat B, Ponsonnet L, Benay G, Lissac M. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. *European Journal of Orthodontics*. 2005;27:72-81.
35. Daems J, Cellis J, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *European Journal of Orthodontics*. 2009;31:260-5.
36. Eliades T, Eliades G, Athanasiou E, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *European Journal of Orthodontics*. 2000;22:317-26.
37. Oh K, Kim K. Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. *European Journal of Orthodontics*. 2005;27:533-40.
38. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterials from a surface science perspective. *Surface characterization of biomaterials*. Amsterdam: Elsevier publishers; 1988.
39. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:623-30.
40. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson Jr MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless brackets and orthodontic wires of four alloys steel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990;98:117-26.
41. Fourie Z, Sandham A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:14e1-e7.
42. Ireland A J, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces *European Journal of Orthodontics*. 1991;13:322-28.
43. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic under dry and wet conditions wires. *Am J Orthod*. 1986;89:485-91.
44. Elias CN. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007. 266 p. p.
45. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod*. 1988:33-45.
46. Khambay B, Millet D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics*. 2004;26:327-32.

47. Nair SV, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian Journal of Dental Research*. 2012;23(2):203-8.
48. Fidalgo TKS, Pithon MM, Maciel JVB, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva - an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:57-62.
49. Alavi S, Farahi A. Effect of fluoride on friction between bracket and wire. *Dental Research Journal*. 2011;8(5):38-41.
50. Kojima Y, Fukuy H, Miyajima H. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130:275.e1-.e10.
51. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *European Journal of Orthodontics*. 2000;22:409-25.
52. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod*. 2000;70:366-76.
53. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MD, Lucci M. Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions. *Angle Orthod*. 2005;75:421-25.
54. Khambay B, Millet D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics*. 2005;27:302-8.
55. Chang C, Lee T, Liu J. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod*. 2012;6:956-65.

56. Rabinowicz E. Friction and wear of materials. New York: John Wiley & Sons; 1965.
57. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficient for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293-302.
58. Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J Prosthet Dent* 1972;27:269-74.
59. Edwards IA, Spary DJ, Rock WP. The effect upon friction of the degradation of orthodontic elastomeric modules. *European Journal of Orthodontics.* 2012;34:618-24.

Apêndice B – Artigo “Efeitos de procedimentos de limpeza nas características superficiais e friccionais de arcos ortodônticos de aço inoxidável envelhecidos”

Periódico a ser submetido: The Angle Orthodontist

Introdução: O objetivo deste estudo foi verificar os efeitos de quatro métodos de limpeza sobre arcos de aço inoxidável submetidos ao meio intraoral por quatro semanas nos critérios de debris aderidos, rugosidade superficial e resistência friccional ao deslizamento. **Materiais e métodos:** Oitenta e cinco segmentos de arcos retangulares 0,019”x0,025”, sem dobras, foram removidos após permanecerem em meio bucal durante quatro semanas. A metodologia foi analisada e aprovada pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia (CCEFO-PUCRS) e ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-PUCRS). Os segmentos foram divididos em cinco grupos contendo 17 elementos cada: C+ (controle), T1 (limpeza com jato de bicarbonato de sódio); T2 (limpeza com gaze embebida em álcool 77°GL); T3 (limpeza em cuba ultrassônica com detergente enzimático); T4 (limpeza de fricção com esponja de aço). Todos grupos foram submetidos à análise de debris em microscópio eletrônico de varredura, em magnificação 200x. A rugosidade superficial (Ra) foi analisada através de rugosímetro, enquanto, para verificação da fricção, os segmentos foram ligados com ligaduras elásticas à bráquetes colados em placas de acrílico. As placas foram adaptadas à máquina de teste universal e os segmentos tracionados em velocidade constante de 5mm/min por 5mm. Os dados foram analisados através dos testes estatísticos de ANOVA, Teste T de Student, Mann-Whitney e Student-Newman-Keuls, com $\alpha=0,05$. **Resultados:** A análise de debris superficiais mostrou que o grupo C+ apresentou uma média de índice 2 e, apenas os grupos T2 ($p<0,05$) e T4 ($p<0,01$), ambos com uma média de nível 1 de debris, apresentaram uma redução significativa em comparação com C+. Em relação à Ra, o grupo C+ apresentou uma média de 0,41 μ m; e somente o grupo T4, média de 0,25 μ m, mostrou um redução significativa em comparação ao C+ ($p<0,05$). A análise friccional revelou não haver diferença significativa ($p>0,05$) entre os grupos C+ (média de 7,89N) e T1 (média de 5,73N), T2 (média de 9,49N), T3 (média de 8,56N) e T4 (média de 9,09N) ($p>0,05$).

Conclusões: A limpeza dos arcos envelhecidos com gaze embebida em álcool e por fricção de esponja de aço promoveu a redução significativa no índice de debris; entretanto, a redução da rugosidade superficial ocorreu apenas pela limpeza com a esponja de aço. A resistência friccional ao deslizamento mostrou-se inalterada pela limpeza da superfície dos arcos.

Palavras-chave: Fricção, Ortodontia, Aço inoxidável

INTRODUÇÃO

No decorrer do tratamento ortodôntico, frequentemente depara-se com a necessidade de se promover a abertura ou fechamento de espaços através do deslizamento dos bráquetes ao longo do arco ortodôntico (1). Esse tipo de mecânica exige que os arcos ortodônticos permaneçam em ambiente oral por diversos meses, expostos às condições extremas intrínsecas deste meio, como a existência de cargas mastigatórias, e as variações de temperatura e pH decorrentes da dieta e da proliferação de micro-organismos acidogênicos (2-4).

Estudos prévios já confirmaram que a exposição desses dispositivos ao meio bucal os torna susceptíveis ao envelhecimento, através do acúmulo de restos alimentares e biofilme bacteriano (2, 5, 6), com conseqüente aumento da rugosidade superficial (7, 8), início do processo de corrosão (2, 3) e maior resistência friccional ao deslizamento (7, 8).

A corrosão, processo eletroquímico que modifica as propriedades dos metais pela perda dos íons metálicos ou pela dissolução do filme superficial passivo que cobre os metais, apresenta diversas conseqüências, como a redução de força aplicada aos dentes devido ao desgaste dos dispositivos (9), comprometimento estético do aparelho (6, 10), liberação de íons tóxicos no meio (4), aumento da rugosidade superficial dos dispositivos (4, 6), maior adesão de micro-organismos(11), além de contribuir para o aumento do coeficiente de fricção (μ), e ocasionar prejuízos à mecânica de deslizamento (10).

A fricção, definida como a força que retarda ou impede o movimento de duas superfícies em contato (12-15), atua no sentido contrário ao da força responsável pelo movimento (16) e, no tratamento ortodôntico, ocorre entre o arco e as paredes internas das canaletas e cantos dos bráquetes (17). Quando em excesso, a fricção retém grande parte da força que seria destinada à movimentação dentária (18, 19), apresentando conseqüências como uma reduzida taxa de movimentação dentária (20), perda de ancoragem (21) (22), maior tempo de tratamento (23) e riscos de reabsorções radiculares (17). Portanto, a fricção deve ser mantida em níveis mínimos, visando a obtenção da movimentação dentária por meio de forças ótimas, sem causar danos teciduais e desconforto ao paciente (24) e com maior taxa de movimentação (13, 19, 25) e maior eficiência do tratamento ortodôntico (8).

Raros são os estudos sobre os métodos de limpeza desses arcos degradados, visando uma melhoria nas suas características superficiais e mecânicas durante o tratamento ortodôntico. Normando *et al.*, em 2011, compararam as características superficiais e friccionais dos arcos de aço inoxidável expostos ao meio oral por dois meses antes e após submetê-los a métodos de limpeza. Corroborou-se que os grupos submetidos à limpeza em cuba ultrassônica com detergente enzimático e à limpeza com esponja de aço, apresentam uma redução significativa no índice de debris aderidos, na rugosidade superficial e ainda na força friccional ao deslizamento em relação ao grupo controle (7).

Assim, o objetivo deste estudo foi analisar a eficiência de quatro diferentes métodos de limpeza sobre os arcos ortodônticos expostos ao meio bucal durante um mês. Foram comparadas a quantidade de debris aderidos, a rugosidade superficial e a resistência friccional ao deslizamento desses arcos envelhecidos antes e após a aplicação dos métodos de limpeza.

MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia deste estudo, de análise de arcos ortodônticos usados pelos pacientes da PUCRS e que seriam descartados, foi submetida à Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia (CCEFO-PUCRS) e ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-PUCRS) (CAAE: 15453213.9.0000.5336), visando esclarecimentos quanto ao caráter ético da pesquisa.

A amostra consistiu de 85 segmentos de arcos 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek®, St Paul, Minnesota, EUA), expostos por 1 mês ao meio bucal de pacientes em tratamento ortodôntico na Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS). O tamanho da amostra (n=85) foi definido visando uma distribuição normal dos parâmetros, a fim de possibilitar o uso dos testes ANOVA para análise estatística dos dados (9). Foi estipulado um poder de 80% para detectar diferenças de 0,75 N de força de fricção, com desvio padrão da diferença de 0,6N (8), e nível alfa de significância de 5%.

A formação dos grupos controle e tratamento deu-se através da remoção de 43 arcos retangulares superior e/ou inferior 0,019x0,025 polegadas (3M Unitek,) submetidos ao meio oral dos pacientes por 4 semanas (Figura 01). Os arcos não

apresentavam dobras na região entre caninos e pré-molares, e deveriam estar ligados com ligaduras elásticas (diâmetro 0,120 polegadas; Morelli) aos bráquetes *Edgewise Standard* com canaletas 0,022x0,030 polegadas (American Orthodontics). Após a remoção, ocorreu a segmentação dos arcos pela divisão na linha média em dois segmentos posteriores.

Os segmentos retirados do meio oral foram estocados em compartimentos fechados, com uma camada de cera utilidade no fundo, a fim de armazená-los na vertical (9). Foram numerados dentro dos compartimentos, para posterior divisão aleatória e então esterilizados por gás de óxido de etileno.

Os 85 segmentos foram divididos em cinco grupos de 17 segmentos cada. O grupo C+ foi formado pelos segmentos de arcos de aço inoxidável 0,019x0,025 polegadas expostos ao meio bucal por 4 semanas; e o grupo T1, formado por 17 segmentos do mesmo material, dimensão e também exposto ao meio bucal por 1 mês, entretanto submetidos a tratamento de limpeza com jato de bicarbonato de sódio ProfiNeo (Dabi Atlante®, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), durante 30 segundos, à 5 centímetros de distância; enquanto no grupo T2, os 17 segmentos foram submetidos ao método de limpeza por fricção digital com gaze embebida em álcool 77°GL. Já o grupo T3 compôs-se de segmentos submetidos à tratamento de limpeza em cuba ultrassônica (Schuster®, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil) com detergente enzimático por 6 minutos e, finalmente o grupo T4, formado por segmentos submetidos à limpeza através de fricção digital com esponja de aço Bombril® (São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) por um mesmo operador durante 30 segundos.



Figura 01- Arco retangular 0,019x0,025 polegadas ligado com ligaduras elásticas

Análise dos debrís

Para as análises da quantidade de debrís e da rugosidade superficial de todos os grupos, segmentos de 8mm de cada hemiarco foram colados numa superfície vítrea com dimensão de 2,2 x 2,2 cm e espessura de 0,5 cm, através de fita adesiva dupla face (Figura 02).

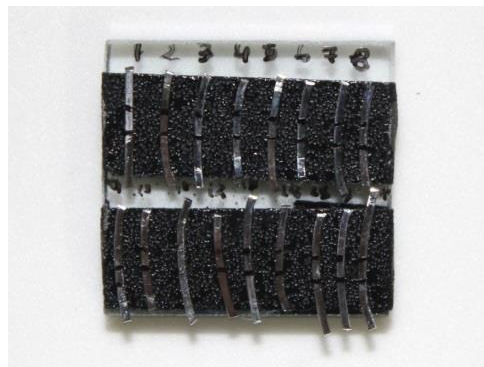


Figura 02- Placa vítrea para análise de debrís e rugosidade superficial dos segmentos.

Apenas 1mm da área central desses segmentos foi demarcado com caneta hidrográfica, a fim de padronizar a leitura (Figura 02). Essa área demarcada da superfície de 0,025 polegadas dos segmentos foi observada por Microscopia eletrônica de varredura (MEV), através do microscópio JSM-6060 (JEOL®, Akishima, Tóquio, Japão), sendo as imagens obtidas com magnificação 200x.

A análise da quantidade de debrís superficiais dos segmentos foi promovida por um único examinador, através da comparação com um índice previamente utilizado na endodontia (26, 27) modificado para Ortodontia (8) : 0 = ausência total

de debris; 1= debris envolvendo menos de um quarto da imagem analisada; 2= presença moderada de debris envolvendo de um a três quartos da imagem; 3= presença de grande quantidade de debris envolvendo mais de três quartos da imagem (Figura 03).

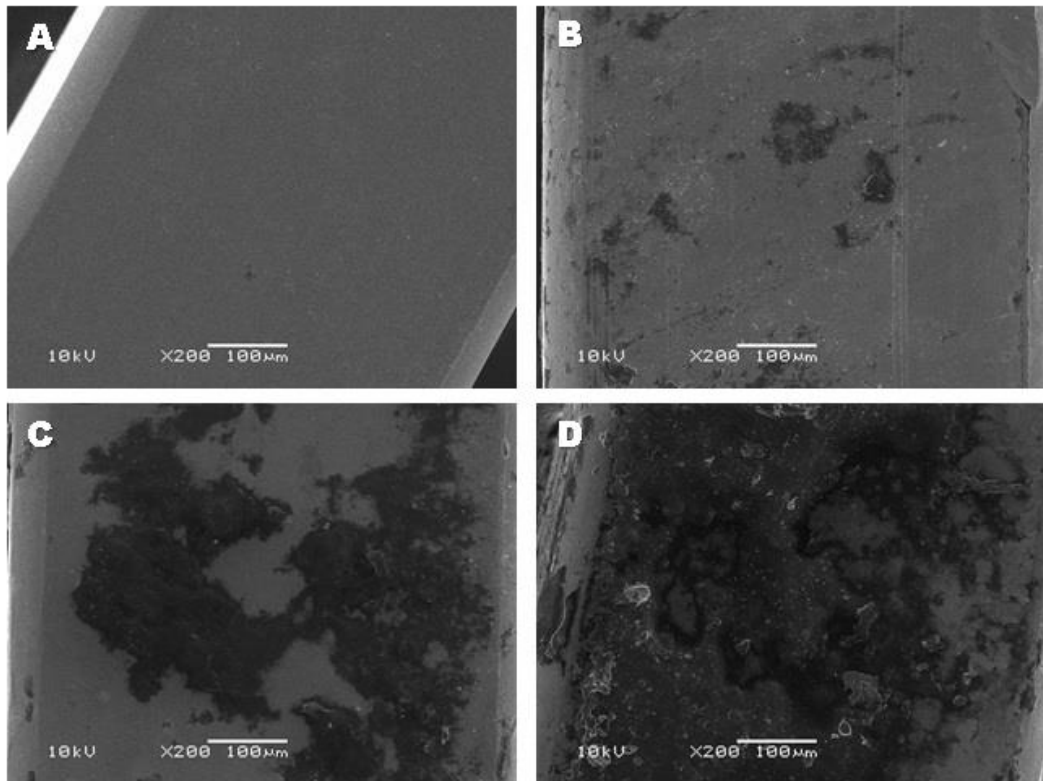


Figura 03 - Índice de debris. Em A, ausência total de debris (índice 0); em B, debris envolvendo menos de um quarto da imagem analisada (índice 1); em C, envolvimento de um a três quartos da imagem (índice 2); e em D, debris envolvendo mais de três quartos da imagem (índice 3)

Para a avaliação do índice de debris foram feitas duas leituras dos segmentos de todos os grupos, de forma cega, após intervalo de uma semana. A finalidade foi verificar a concordância entre as medidas, através da aplicação do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC), com nível alfa estabelecido de 5% ($\alpha=0.05$).

Para a comparação dos grupos de limpeza (T1, T2, T3 e T4,) com o controle (C+) foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, com nível de significância estabelecido de 5% ($\alpha=0,05$).

Análise da rugosidade superficial

A rugosidade superficial (Ra) foi examinada com um rugosímetro SJ-201 (Mitutoyo, Tóquio, Japão), através de análise de 1mm da superfície de 0,025 polegada do fio retangular, com cut-off padronizado em 0,5 (Figura 04). Esse instrumento possui uma agulha em sua extremidade que, durante seu deslizamento é responsável pela leitura das irregularidades superficiais, apresentando-as em valores numéricos em μm (10, 28). A rugosidade superficial média (Ra) determinada pelo rugosímetro consiste na média aritmética das medições dos picos mais altos e dos sulcos mais profundos presentes na superfície dos arcos (15).

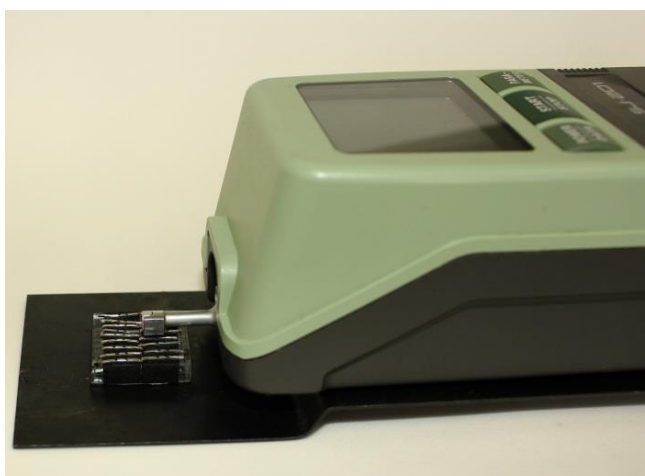


Figura 04- Leitura dos segmentos através do rugosímetro SJ-201

Foram feitas três leituras, simultaneamente, dos segmentos de ambos grupos, visando verificar a concordância entre medições através do ICC. Para a comparação entre C+ e T1, T2, T3 e T4, foram utilizados os testes ANOVA e Dunnet, com nível alfa de significância estabelecido de 5% ($\alpha=0,05$).

Análise da Fricção

Para os testes de fricção foram utilizadas duas placas de acrílico retangulares (4,0 x 5,5 cm, espessura = 0,5 cm), com dois bráquetes *Edgewise standard* 0,022 x 0,030 polegadas (American Orthodontics®) colados com resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico®, São Paulo, Brasil) em cada placa.

Os bráquetes foram colados com um espaçamento de 4mm entre sí, e a 2mm da extremidade da placa. Um fio retangular de 0,021x0,025 polegadas foi inserido

na canaleta dos bráquetes, a fim de promover um preenchimento da mesma, para alinhamento desses bráquetes; sendo removido após o fim da reação de polimerização. (Figura 05).

Antes dos testes de fricção uma das extremidades do segmento foi dobrada, a fim de promover encaixe à placa para tracionamento. O segmento foi amarrado aos bráquetes com ligaduras elásticas de 0,120 polegadas de diâmetro (Morelli®) por meio de uma pinça tipo Mathieu.

As placas de acrílico que continham os segmentos de fio foram acopladas numa máquina de teste universal DL 2000 (EMIC®, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) e posicionadas a um ângulo de 90 graus com o solo. A placa com a extremidade do fio dobrada foi fixada na pinça inferior da máquina (Figura 06). A máquina foi acionada e a placa superior tracionada, deslizando a uma velocidade de 5 mm/minuto (21, 29), por um percurso de 5 milímetros.

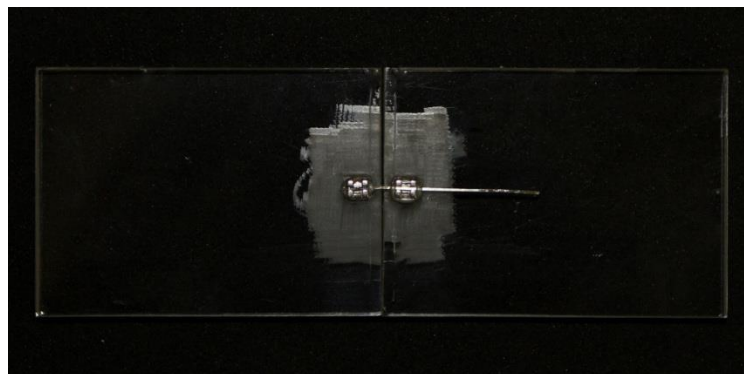


Figura 05- Placas acrílico com bráquetes colados e segmento de arco de aço inoxidável ligado com ligadura elástica

A cada troca de segmento testado, as placas foram limpas com gaze embebida em álcool 77° GL, a fim de eliminar os debrís do segmento previamente testado (30). As placas de acrílico com os bráquetes foram trocadas a cada 10 testes de fricção, visando à redução da deformação do conjunto bráquete, resina acrílica e placa no decorrer das análises.

Os valores de força friccional foram medidos em Newtons, registrados com uma célula de carga de 500N, na velocidade de 5mm/min ($8,3 \times 10^{-2}$ mm/s). A resistência friccional ao deslizamento foi determinada pelo ponto mais alto do gráfico

fornecido pelo software Tesc Script (EMIC®). Esse ponto máximo referiu-se à maior força friccional, no exato momento em que foi ultrapassada a fricção estática, ocorrendo assim o início do deslizamento (31).

A comparação entre C+ e T1, T2, T3 e T4, foram utilizados os testes ANOVA e Dunnet, com nível alfa de significância estabelecido de 5% ($\alpha=0,05$).

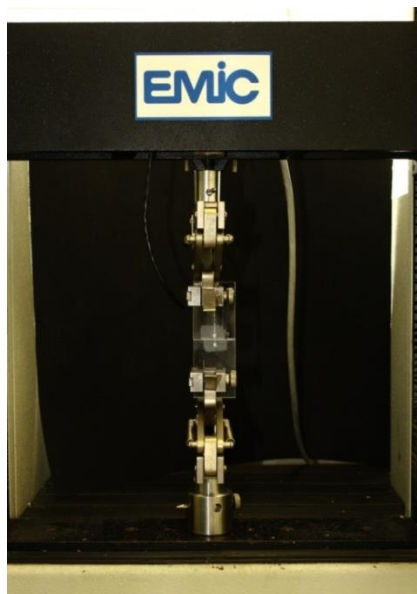


Figura 06- Placa acrílica sendo tracionada pela garra da máquina de ensaio universal.

RESULTADOS

Análise de debris

A análise do índice de debris para os segmentos do grupo C+ encontrou uma média predominante de valor 2, com ICC estabelecido em 0,314, demonstrando uma razoável correlação entre a 1ª e 2ª medições (Figura 07; Gráfico 01).

O método estatístico de Student-Newman-Keuls demonstrou que o grupo T1, submetido ao tratamento de limpeza com jateamento de bicarbonato de sódio, em relação ao grupo C+, apresentou uma redução não significativa do nível de debris para em média o nível 1, com ICC estabelecido em 0,845 (Figura 07; Gráfico 01).

Os arcos do grupo T2 apresentaram uma redução significativa ($p<0,05$) do nível de debris em relação ao C+, com uma predominância do nível 1, e ICC estabelecido em 0,913 (Figura 07; Gráfico 01).

Em relação ao grupo C+, os arcos do grupo T3 apresentaram uma redução não significativa ($p>0,05$) do nível de debris para em média o nível 2, com ICC estabelecido em 0,855 (Figura 7; Gráfico 01). Já o grupo T4, apresentou uma redução significativa ($p<0,01$) do nível de debris para em média o nível 1, com ICC estabelecido em 0,652 (Figura 7; Gráfico 01).

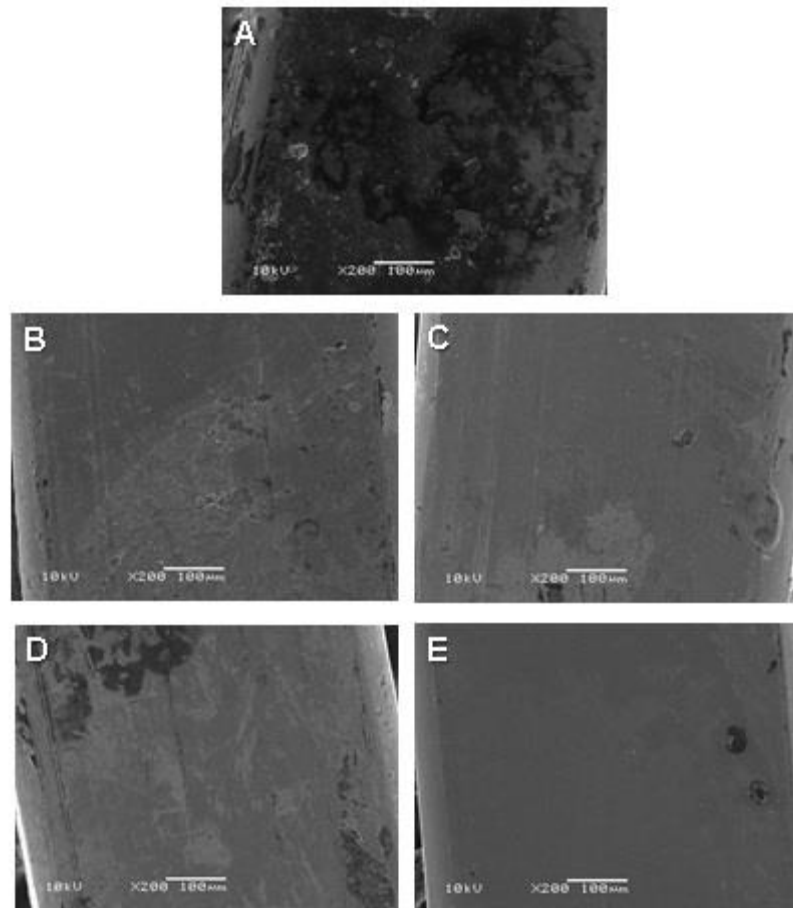


Figura 07 - Imagem do MEV dos segmento em magnificação 200x. Em A, grupo C+; em B, grupo T1, em C, grupo T2; em D, grupo T3 e em E, grupo T4.

Entre os grupos T, o grupo T4 apresentou o tratamento de limpeza mais efetivo na comparação com o grupo C+ ($p<0,01$) (Gráfico 02).

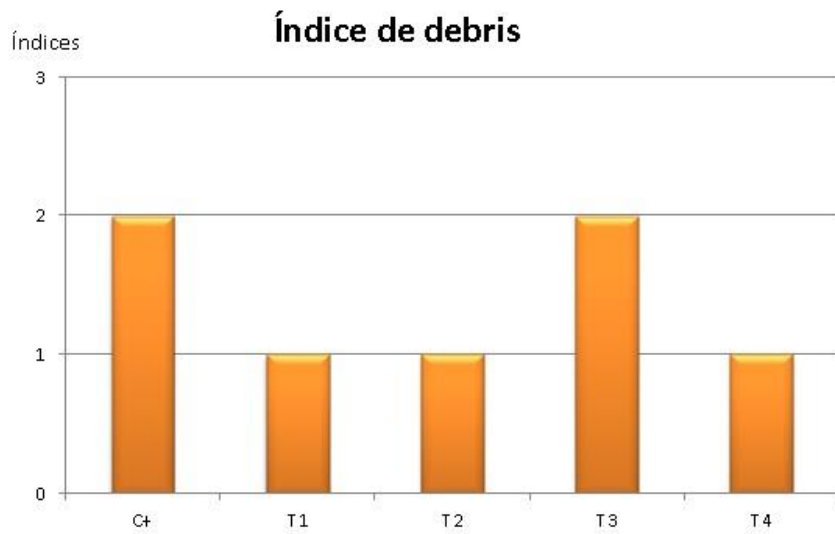


Gráfico 01- Média dos índices de debris encontrados para cada grupo.

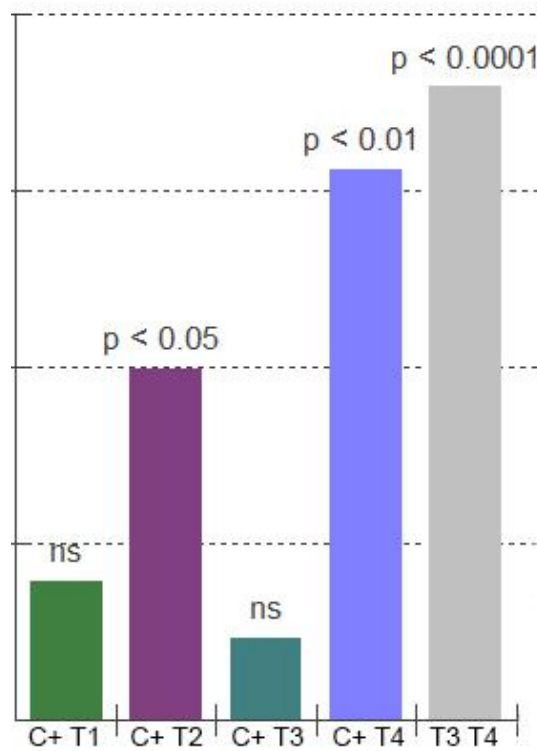


Gráfico 02- Comparação múltipla de Duun dos índices de debris entre grupo C+ e grupos T.

Análise da Rugosidade superficial

Os arcos do grupo C+ mostraram maiores coeficientes de Ra, com um valor médio de $0,41\mu\text{m}$ ($\pm 0,16 \mu\text{m}$), e ICC de 0,886, também demonstrando uma excelente replicação das medições.

O grupo T1 apresentou valor médio de Ra de $0,35\mu\text{m}$ ($\pm 0,18 \mu\text{m}$), com ICC estabelecido de 0,952; enquanto o grupo T2 apresentou um valor médio de $0,32\mu\text{m}$ ($\pm 0,10 \mu\text{m}$) e ICC= 0,876, grupo T3 com valor médio de $0,35\mu\text{m}$ ($\pm 0,11 \mu\text{m}$) e ICC=0,865, e o grupo T4 determinou um valor médio de $0,25\mu\text{m}$ ($\pm 0,24 \mu\text{m}$), com ICC= 0,872.

O estudo comparativo entre os grupos C+, T1, T2, T3 e T4, através dos testes de ANOVA e Dunnet, demonstrou uma redução significativa na rugosidade superficial apenas nos arcos do grupo T4 em relação ao C+, com $p < 0,05$ (Gráfico 03).

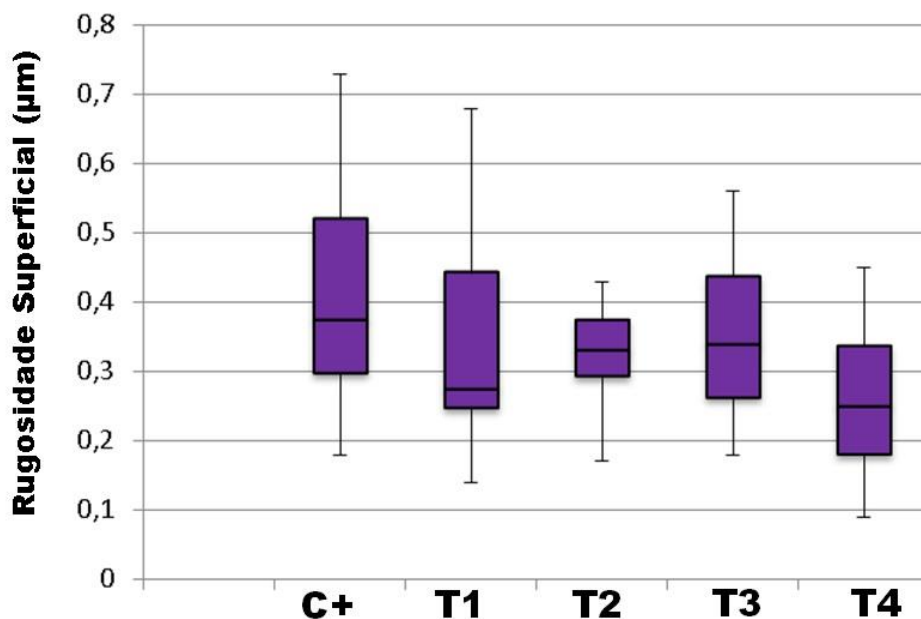


Gráfico 03- Comparação da rugosidade superficial entre os grupos C+, T1, T2, T3 e T4.

Análise da força friccional

Os arcos do grupo C+ mostraram um valor médio de $7,89\text{N}$ ($\pm 3,77\text{N}$), enquanto aqueles do grupo T1 apresentaram uma média de fricção estática de $5,73\text{N}$ ($\pm 3,95\text{N}$), grupo T2 com uma média de $9,49\text{N}$ ($\pm 2,69\text{N}$), o grupo T3 com $8,56\text{N}$ ($\pm 2,14\text{N}$), e o grupo T4 com média de $9,09$ ($\pm 3,86\text{N}$) (Gráfico 04).

As análises ANOVA e Dunnet, utilizadas para comparar a força friccional estática entre os segmentos dos grupos tratamento (T1, T2, T3 e T4) em relação àqueles do grupo C+, concluíram não haver diferença significativa ($p>0,05$).

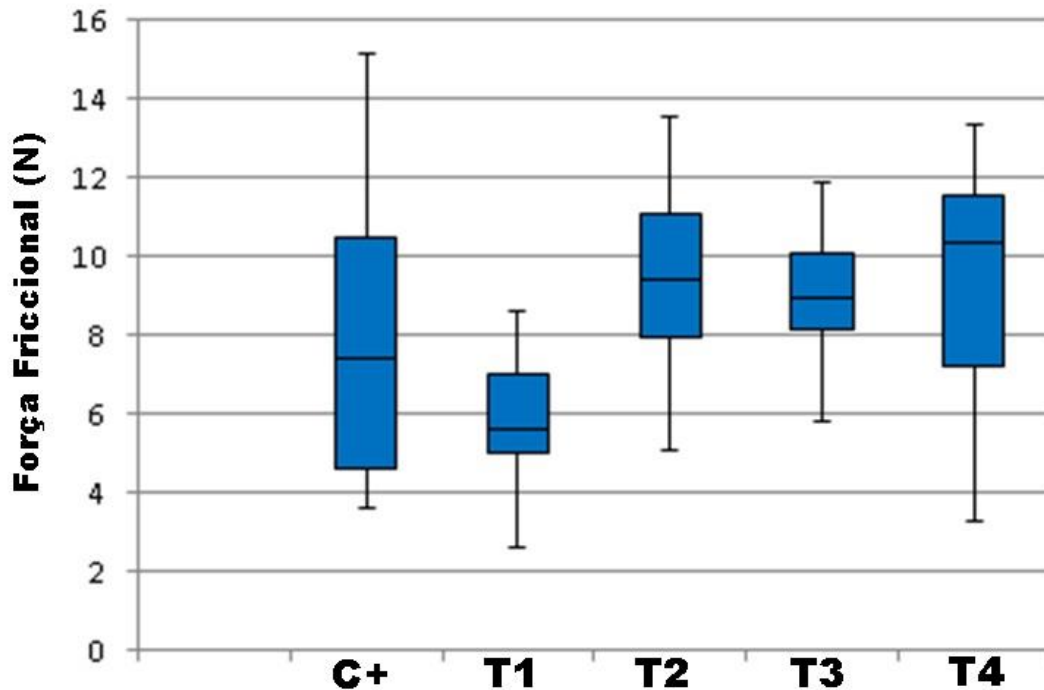


Gráfico 04- Comparação da força friccional entre os grupos C+ e grupos T

DISCUSSÃO

A análise microscópica dos debrís aderidos superficialmente aos arcos degradados (grupo C+), após a exposição intraoral por 1 mês, revelou a presença de moderados índices de debrís aderidos, com predominância do nível 2. Estudos prévios, também utilizando o mesmo índice de comparação e magnificação de 200x no MEV, encontraram um acúmulo ainda maior de debrís, prevalecendo o índice 3 nas imagens analisadas (7, 8). Daems *et al.*, em 2009, analisaram o envelhecimento intraoral de arcos de aço por 6 meses, sob microscopia eletrônica de varredura, e obtiveram resultados semelhantes, apresentando arcos cobertos por placa bacteriana e restos alimentares (9).

Foi constatado que a quantidade de debrís aderidos na superfície dos arcos é dependente das condições do meio bucal do paciente e do tempo de exposição;

desse modo, independe da marca comercial, do formato da secção transversa e da região analisada do arco (32).

O acúmulo prolongado de debris provoca a degradação da camada superficial de óxido de cromo dos arcos de aço inoxidável (6), provocando um aumento da rugosidade superficial com conseqüente maior acúmulo de placa bacteriana, maior risco ao desenvolvimento de cáries e gengivite (22) e alterações na resistência friccional ao deslizamento (7, 8).

A avaliação da quantidade de debris sobre os arcos após os métodos de limpeza evidenciou que apenas os segmentos dos grupos T2 e T4 apresentaram uma redução significativa na quantidade de debris em relação ao grupo C+ (Gráfico 01). Os grupos T1 e T3 não apresentaram redução significativa de debris quando comparados àqueles do grupo C+. O grupo T4, dentre todos os grupos T, apresentou a redução mais expressiva na quantidade de debris em relação ao controle, provavelmente devido ao método de limpeza aplicado, uma vez que ocorreu uma limpeza mecânica pelo contato da esponja de aço com o arco (Gráfico 02).

Estas conclusões são parcialmente confirmadas pela pesquisa de Normando *et al.*, cujos resultados apontam uma redução ainda maior no índice de debris aderidos aos arcos limpos por meio da fricção de esponja de aço (nível 0 predominante), assim como aqueles limpos em cuba ultrassônica (nível 1 predominante). Foi também comprovado que, além de o método de limpeza com esponja de aço ser mais eficiente na remoção dos debris, constituiu o método de maior facilidade de aplicação (7).

A rugosidade superficial, definida como o grau de lisura da superfície de um material, depende da liga metálica selecionada na fabricação dos dispositivos ortodônticos, do processo de manufatura e do polimento final empregado (10, 33). A análise de rugosidade superficial do grupo C+, após exposição oral por um mês, apresentou valores médios de $0,41\mu\text{m}$ de rugosidade superficial, causados possivelmente pela interação mecânica entre o arco e o bráquete, pela manipulação do arco (9), assim como pelos fatores químicos e biológicos da exposição ao meio bucal, acarretando acúmulo de debris e corrosão superficial (6, 8, 34).

Esses achados estão de acordo com estudos prévios, os quais encontraram valores mais altos de rugosidade superficial dos arcos de aço inoxidável submetidos

ao meio bucal durante oito semanas. O primeiro estudo verificou uma média de 1,09 μm , enquanto o segundo encontrou valores de 1,2 μm e 1,7 μm (7) (8). A diferença entre o valor obtido nesta pesquisa e os valores encontrados por esses autores pode ter ocorrido devido ao fato de, neste estudo, o tempo de exposição bucal ter sido menor (8).

Estudos prévios afirmaram que a rugosidade superficial dos arcos, aumentada pela corrosão e pelo depósito de debris decorrente da exposição intraoral, desencadeia efeitos deletérios na estética e biocompatibilidade(10), assim como na eficiência do deslizamento destes arcos sobre as canaletas dos bráquetes (7, 8, 16, 35).

Os grupos tratamento apresentaram uma redução de rugosidade superficial em relação ao grupo C+; entretanto, apenas o grupo T4 apresentou uma redução significativa na Ra. Estes resultados seguem os resultados de Normando *et al.* em 2011, os quais obtiveram uma redução significativa de Ra entre o grupo controle (1,7 μm) e o grupo tratamento com esponja de aço (0,05 μm), assim como entre o grupo controle (1,2 μm) e o grupo tratado em cuba ultrassônica (0,3 μm) (7).

Os ensaios de resistência friccional ao deslizamento dos arcos do grupo C+ apresentaram uma média de resistência friccional de 7,89N. Esse resultado apresentou um valor reduzido em relação ao estudo de Marques e colaboradores, o qual verificou que os arcos submetidos às condições intrabucais durante oito semanas apresentaram uma média de força friccional cinética de 8,58N (8); enquanto Normando *et al.*, obtiveram arcos degradados durante oito semanas com médias de força friccional de 8,06 e 9,23N (7). Acredita-se que este valor menor obtido neste estudo refira-se ao menor tempo de exposição ao meio oral e à grande variabilidade no padrão de higienização individual dos pacientes.

A resistência friccional dos arcos do grupo T1 apresentou uma média de 5,73N; enquanto o grupo T2 apresentou uma média de 9,49N; o grupo T3 obteve uma média de 8,56 e finalmente o grupo T4 mostrou um valor médio de 9,09N. Os resultados dos grupos T3 e T4 não estão de acordo com os achados de Normando *et al.*, os quais utilizaram arcos do mesmo material que o desse estudo, e obtiveram menores valores de resistência friccional ao deslizamento, de respectivamente de 6,97N e 7,02N (7).

Na comparação entre os grupos C+ e grupos T1, T2, T3 e T4, os testes ANOVA e Dunnet não constataram diferença significativa entre esses grupos ($p > 0,05$).

Os valores divergentes daqueles encontrados na literatura e a não-influência dos tratamentos na fricção, podem ser explicados pela grande variabilidade das condições orais dos pacientes portadores dos segmentos, pelo menor tempo de exposição em comparação com a literatura e ainda pela folga existente entre o arco e a canaleta 0,022" x 0,030" dos bráquetes.

A fórmula para o cálculo da fricção é definida por $F = \mu \times N$; e, desse modo, verifica-se que depende tanto da força normal, como da natureza dos materiais em contato, indicada através do coeficiente de fricção dos materiais (μ) (36-38). Esse coeficiente é constante para um mesmo material, e depende da rugosidade superficial (16), textura e dureza do material (36, 39), podendo afetar diretamente a mecânica de deslizamento (40).

Nas mecânicas de deslizamento, assim como neste presente experimento, optou-se por utilizar segmentos de arcos de aço inoxidável, uma vez diversos estudos comprovaram menor rugosidade superficial quando comparados àqueles de NiTi e TMA (28, 33, 41), e uma menor força friccional durante o deslizamento (28, 42).

A seleção de arcos retangulares 0,019"x0,025" ocorreu devido à maior rigidez (18, 43), ao maior controle radicular vestibulo-lingual (44) e consequente menor deformação elástica durante o movimento, com menor inclinação dentária e menor rotação axial (45). Entretanto, apresentam maiores níveis de fricção na interface bráquete-arco durante o deslizamento (15, 36, 46), devido à maior tensão gerada pela ligadura elástica com estes arcos mais espessos (19), assim como à maior área de contato entre o arco e o fundo plano dessas estruturas (31, 46), e ao contato da borda definida do arco retangular com a parte vertical das canaletas metálicas (31).

Os bráquetes também constituem um fator de influência na resistência friccional ao deslizamento. Os ensaios de deslizamento deste estudo ocorreram em bráquetes *Edgewise standard*, devido à ausência de inclinações e dobras de primeira, segunda ou terceira ordens nas canaletas que poderiam afetar a fricção (7,

8). Bráquetes com canaletas de aço inoxidável foram escolhidos pois apresentam os menores valores de fricção, devido às propriedades físicas do próprio metal, o qual permite um melhor polimento superficial durante sua manufatura, e conseqüente menor coeficiente friccional (30).

A força normal (N), perpendicular à força friccional, tem a função de manter os corpos em contato (47), e é determinada no tratamento ortodôntico através das ligaduras (14). Nesta pesquisa, os segmentos de arcos foram amarrados aos bráquetes das placas acrílicas durante os ensaios de fricção com ligaduras elásticas de poliuretano (48) da mesma cor e marca, utilizando-se um porta-agulha tipo Mathieu, com padrão de amarração convencional em "O". Apesar das ligaduras de aço inoxidável apresentarem uma menor resistência friccional ao deslizamento do arco (49, 50), não foram selecionadas devido à falta de padronização dos níveis de tensão, uma vez que apresentam variações conforme o seu grau de ativação (18, 43).

A resistência friccional ao deslizamento foi replicada *in vitro* na máquina de testes universal na ausência de saliva, uma vez que diversos estudos confirmaram que nas ligas de aço inoxidável a saliva reage com a camada superficial de óxido de cromo desses materiais, modificando a tensão superficial e produzindo um efeito adesivo (44, 51, 52) e, conseqüentemente, apresentam um aumento na resistência friccional ao deslizamento (31, 47, 53).

A velocidade de deslizamento do bráquete ao longo dos arcos ortodônticos utilizada neste estudo foi estabelecida em 5mm/min ($8,3 \times 10^{-2}$ mm/s) (21, 43), pois velocidades mais altas não representam as situações clínicas (43). Entretanto, Yanase *et al.* (19), em 2013, demonstraram que o deslizamento na velocidade 5×10^{-7} mm/s, semelhante àquela ocorrida clinicamente, apresentou quase o dobro da fricção apresentada na velocidade comumente utilizada *in vitro* de 1×10^{-1} mm/s. Portanto, concluíram que a resistência friccional ao deslizamento tende a aumentar com a redução da velocidade de deslizamento.

Estudos *in vitro* como este apresentam diversas limitações durante o ensaio de resistência friccional que devem ser levadas em consideração. É de extrema dificuldade a simulação da mecânica de deslizamento que ocorre em meio intraoral, uma vez que há diversas variáveis, como a presença de forças mastigatórias, de saliva (8, 25), há as inclinações de segunda e terceira ordens durante o

deslizamento (29), a convexidade do arco ortodôntico ao invés de um segmento plano (37), as variações de pH e temperatura e a presença de micro-organismos orais e seus metabólitos (25, 32).

Novos estudos, seguindo essa padronização metodológica, são sugeridos para o aprimoramento de técnicas de limpeza dos arcos de aço inoxidável expostos ao meio bucal por diversos meses. O objetivo consiste na obtenção de novas técnicas que reduzam a adesão de debris superficiais e que evitem o aumento da rugosidade superficial e da força friccional no deslizamento.

CONCLUSÕES

- A limpeza dos arcos submetidos ao meio intraoral por um mês através dos métodos de fricção de gaze embebida em álcool 77°GL e através da fricção de esponja de aço promoveram uma redução significativa na quantidade de debris superficiais aderidos;
- Somente o método de limpeza com esponja de aço promoveu a redução da rugosidade superficial dos arcos expostos ao meio bucal durante um mês.
- A resistência friccional ao deslizamento mostrou-se inalterada pela limpeza superficial dos arcos em todos os quatro métodos aplicados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MD, Lucci M. Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions. *Angle Orthod.* 2005;75:421–5.
2. Mikulewicz M, Chojnacka K. Release of Metal Ions from Orthodontic Appliances by In Vitro Studies: A Systematic Literature Review. *Biol Trace Elem Res.* 2011;139:241-56.
3. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127:403-12.
4. Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR. In vitro evaluation of the electrochemical behaviour of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *European Journal of Orthodontics.* 2013;35:407–13.
5. Baier RE. On the formation of biological films. *Swed Dent J.* 1977;1:261-71.
6. Eliades T, Athanasiou AE. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. *Angle Orthod.* 2002;72:222-37.
7. Normando D, de Araújo AM, Marques IS, Dias CGBT, Miguel JAM. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *The European Journal of Orthodontics.* 2011.
8. Marques ISV, Araujo AM, Gurgel JÁ, Normando D. Debris, Roughness and Friction of Stainless Steel Archwires Following Clinical Use. *Angle Orthod.* 2010;80:521-27.
9. Daems J, Cellis J, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *European Journal of Orthodontics.* 2009;31:260-5.
10. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometer. *European Journal of Orthodontics.* 1998;20:79-92.
11. M Quirynen Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17:138-44.
12. Kusy RP, Whitley JQ Friction Between Different Wire-Bracket Configurations and Materials. *Semin Orthod.* 1997;3:166-77.

13. Cacciafesta C, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F.. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:395-402.
14. Articulo LC, Kussy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115:39-51.
15. Kuramae M. Avaliação in vitro da força de atrito entre braquetes e fios ortodônticos na distalização do canino superior pela Técnica de Força Direcional Seqüencial de Tweed-Merrifield. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2006.
16. Nikolai RJ, Frank CA.. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod.* 1980;78(6):593-609.
17. Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *J Biomechanics.* 1996;29(4):483-91.
18. Matarese GRN, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordascof G Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:708-15.
19. Yanase Y; Ioi H; Nishioka MTI. Effects of sliding velocity on friction. An in vitro study at extremely low sliding velocity approximating orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 2013 October.
20. Kussy RP, Schafer DL. Effect of salivary viscosity on frictional coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J Mater Sci Mater Med* 1995;6:390-5.
21. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:20-7.
22. Wichelhaus A, Geserick M, Hibstc R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dental Materials.* 2005;21:938-45.
23. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:442-7.

24. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthod.* 2003;73:86–92.
25. da Cunha AC, Marquezan M, de Freitas AOA, Nojima LI. Frictional resistance of orthodontic wires tied with 3 types of elastomeric ligatures. *Braz Oral Res.* 2011;25(6):526-30.
26. Perakaki K, Mellor AC, Qualtrough A JE. Comparison of an ultrasonic cleaner and washer disinfectant in the cleaning of endodontic files. *Journal of Hospital Infection* 2007;67:355–9.
27. Eldik DV, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Australian Dental Journal* 2004;49:128-35.
28. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:74-9.
29. Regis Jr S, Soares P, Camargo ES, Guariza Filho O, Tanaka O, Maruo H. Biodegradation of orthodontic metallic brackets and associated implications for friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140:501-9.
30. Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res.* 2010;24(1):40-5.
31. Sadique SE, Ramakrishna S, Batchelor AW, Bing CH. In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires. *Wear.* 2006;261:1121-39.
32. Eliades T, Eliades G, Athanasiou E, Bradley TG. Surface characterization of retrieved NiTi orthodontic archwires. *European Journal of Orthodontics.* 2000;22:317-26.
33. 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. *European Journal of Orthodontics.* 2005;27:72-81.

34. Oh K, Kim K Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. *European Journal of Orthodontics*. 2005;27:533-40.
35. Chaturvedi TP, Upadhayay SN. An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian J Dent Res*. 2010;21:275-84.
36. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson Jr MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless brackets and orthodontic wires of four alloys steel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990;98:117-26.
37. Fourie Z, Sandham A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136:14e1-e7.
38. Ireland A J, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces *European Journal of Orthodontics*. 1991;13:322-28.
39. Elias CN. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007. 266 p. p.
40. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod*. 1988:33-45.
41. Fidalgo TKS, Pithon MM, Maciel JVB, Bolognese AM.. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva - an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:57-62.
42. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:623-30.
43. Nair SV, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian Journal of Dental Research*. 2012;23(2):203-8.
44. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96:397-404.
45. Kojima Y, Fukuy H, Miyajima H The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: A numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130:275.e1-.e10.
46. Alavi S, Farahi A. Effect of fluoride on friction between bracket and wire. *Dental Research Journal*. 2011;8(5):38-41.

47. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic under dry and wet conditions wires. *Am J Orthod.* 1986;89:485-91.
48. Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MD, Lucci M. Friction of Orthodontic Elastomeric Ligatures with Different Dimensions. *Angle Orthod.* 2005;75:421-25.
49. Khambay B, Millet D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics.* 2005;27:302-8.
50. Khambay B, Millet D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *European Journal of Orthodontics.* 2004;26:327-32.
51. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ.. Comparison of the frictional coefficient for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.* 1991;61(4):293-302.
52. Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J Prosthet Dent* 1972;27:269-74.
53. Chang C, Lee T, Liu J. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod.* 2012;6:956-65.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: NÍVEL DE DEBRIS, RUGOSIDADE SUPERFICIAL E FORÇA DE FRICÇÃO DE ARCOS ORTODÔNTICOS SUBMETIDOS A TRATAMENTOS DE LIMPEZA

Pesquisador: Eduardo Martinelli Santayana de Lima

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 15453213.9.0000.5336

Instituição Proponente: UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 268.179

Data da Relatoria: 10/05/2013

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de dissertação cujo objetivo é verificar a eficácia de métodos de limpeza aplicados em arcos ortodônticos expostos ao meio bucal. Os arcos ortodônticos dos pacientes, que seriam descartados após o uso Intra-oral por 8 semanas, serão coletados e enviados a esterilização por gás etileno. Os arcos serão submetidos a análises em microscópio eletrônico de varredura (análise de debris), à análise com rugosímetro (rugosidade superficial) e ainda análise na máquina de teste universal EMIC, visando verificação da força friccional. Os tratamentos de limpeza utilizados serão Jateamento com jato de bicarbonato (T1); Limpeza através da fricção de gaze embebida em álcool 70°GL (T2); Imersão em cuba ultrassônica com detergente enzimático (T3) e Limpeza através de

fricção de esponja de aço (T4). Trata-se de um projeto de dissertação cujo objetivo é verificar a eficácia de métodos de limpeza aplicados em arcos ortodônticos expostos ao meio bucal. Os arcos ortodônticos dos pacientes, que seriam descartados após o uso Intra-oral por 8 semanas, serão coletados e enviados a esterilização por gás etileno.

Os arcos serão submetidos a análises em microscópio eletrônico de varredura (análise de debris), à análise com rugosímetro (rugosidade superficial) e ainda análise na máquina de teste universal EMIC, visando verificação da força friccional. Os tratamentos de limpeza utilizados serão

Endereço: Av. Ipiranga, 6681

Bairro:

CEP: 90.819-900

UF: RS

Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)320-3345

Fax: (51)320-3345

E-mail: cep@pucrs.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 200.179

Jateamento com jato de bicarbonato (T1); Limpeza através da fricção de gaze embebida em álcool 70°GL (T2); Imersão em cuba ultrassônica com detergente enzimático (T3) e Limpeza através de fricção de esponja de aço (T4).

Objetivo da Pesquisa:

- Verificar a eficácia de métodos de limpeza aplicados em arcos ortodônticos expostos ao meio bucal.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar o nível de debris, a rugosidade superficial e a força de fricção dos arcos ortodônticos novos (Controle Negativo) e após a submissão ao meio Intra-oral por 8 semanas (Controle Positivo).

- Avaliar a eficácia de quatro métodos de limpeza aplicados em arcos ortodônticos expostos ao meio bucal por 8 semanas: Jateamento com jato de bicarbonato (T1), Limpeza através da fricção de gaze embebida em álcool 70°GL (T2), Imersão em cuba ultrassônica com detergente enzimático (T3) e Limpeza através de fricção de esponja de aço (T4).

- Comparar o nível de debris, a rugosidade superficial e a força de fricção dos arcos ortodônticos submetidos a quatro diferentes tratamentos de limpeza (T1, T2, T3, T4), em relação aos arcos usados e sem limpeza (Controle Positivo).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Nenhum

Benefícios:

Receber um novo arco retangular de aço 0,019x0,025 polegadas livre de debris.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Os efeitos da exposição Intra-oral dos arcos ortodônticos serão avaliados em 19 adultos. Cada adulto será submetido à remoção dos arcos retangulares superior e inferior. Cada arco retangular será dividido em 2 segmentos, totalizando 4 segmentos por paciente.

Após esta exposição Intra-oral de oito semanas, os 75 segmentos de fio serão estocados e esterilizados em gás etileno.

Sessenta segmentos serão submetidos aos tratamentos de limpeza (T1, T2, T3 e T4), enquanto os demais 15 segmentos serão denominados controle-positivo, pois não serão submetidos à limpeza. Além disso, serão utilizados 15 arcos novos da mesma marca, nunca expostos ao meio bucal (controle negativo). Após o uso clínico por oito semanas, os arcos esterilizados serão submetidos

Endereço: Av. Ipiranga, 6681

Bairro: CEP: 90.619-000

UF: RS Município: PORTO ALEGRE

Telefone: (51)320-3345 Fax: (51)320-3345 E-mail: cep@puccs.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 200.179

aos procedimentos de limpeza: grupo jato de bicarbonato (T1), grupo álcool 70 GL (T2), grupo cuba ultrassônica (T3) e grupo esponja de aço (T4). Os arcos dos 4 grupos de limpeza, bem como os controles positivo e negativo serão submetidos às análises de: nível de debris (por meio de Microscopia eletrônica de varredura), rugosidade superficial (por meio de rugosímetro) e testes de fricção (por meio de máquina de teste universal).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos de apresentação obrigatória foram apresentados de forma completa e satisfatória.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

PORTO ALEGRE, 09 de Maio de 2013

Assinador por:
Celo Coelho Marques
(Coordenador)

Endereço: Av. Ipiranga, 6681
Bairro: CEP: 90.510-000
UF: RS Município: PORTO ALEGRE
Telefone: (51)320-3345 Fax: (51)320-3345 E-mail: cep@pucrs.br



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 02 de abril de 2013

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0003/13
Intitulado: Nível de debris, rugosidade superficial e força de fricção de arcos ortodônticos submetidos à tratamentos de limpeza
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Martinelli S. de Lima
Pesquisadores Associados: Fabiano Dalla Lana Mattiello
Nível: Dissertação / Mestrado

Foi *aprovado* pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 02 de abril de 2013.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS.

Profa. Dra. Luciane Macedo de Menezes
Coordenadora da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS