

Thaís Gelatti Bortoly

**RESISTÊNCIA AO DESLIZAMENTO COM LIGADURAS
ESTÉTICAS: UM ESTUDO *IN VITRO***

**Curitiba
2007**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Thaís Gelatti Bortoly

**RESISTÊNCIA AO DESLIZAMENTO COM LIGADURAS
ESTÉTICAS: UM ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de concentração em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached
Co-orientador: Prof. Dr. Edvaldo Antônio
Ribeiro Rosa

**Curitiba
2007**

B739r
2007

Bortoly, Thaís Gelatti

Resistência ao deslizamento com ligaduras estéticas : um estudo *in vitro* /
Thaís Gelatti Bortoly ; orientador, Rodrigo Nunes Rached ; co-orientador,
Edvaldo Antônio Ribeiro Rosa. – 2007.

ix, 62 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Curitiba, 2007

Inclui bibliografia

1. Ortodontia. 2. Ligadura. 3. Elastômeros. 4. Resistência à tração.
I. Rached, Rodrigo Nunes. II. Rosa, Edvaldo Antônio Ribeiro. III. Pontifícia
Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. IV. Título.

CDD 21. ed. – 617.643



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Clínica de Odontologia

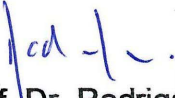
TERMO DE APROVAÇÃO

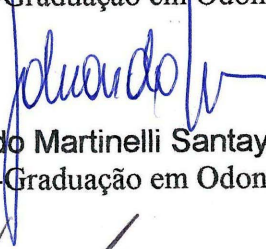
THAIS GELATTI BORTOLY


PROPRIEDADES DE RESISTÊNCIA AO DESLIZAMENTO DE LIGADURAS ESTÉTICAS: UM ESTUDO *IN VITRO*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia.

Orientador(a):


Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCRS


Prof. Dr. Orlando Tanaka
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

Curitiba, 28 de fevereiro de 2007.

Aos meus pais **Silvino Luiz Bortoly** e **Diadema Gelatti Bortoly**,

Aos meus irmãos **Pablo Luiz Bortoly** e **Francielli Gelatti Bortoly**,

Pelo Amor puro, verdadeiro e incondicional. Pelo Amor fortaleza que protege nos momentos de tempestades, Amor carinhoso que afaga nos momentos de solidão, Amor companheiro que me acompanha por onde passo e onde quer que eu esteja. Pelo Amor que nos une como família e que, independente do mal, sabe se reconstruir a cada olhar, cada gesto, cada palavra. Amor que não precisa ser pedido, questionado, implorado. Amor simplesmente Amor. Amor que simplesmente é e nada mais.

À **Deus**,

Pelos momentos que pedi *força* e me deu *dificuldades*,

que pedi *sabedoria* e me deu *problemas* para resolver,

que pedi *prosperidade* e me deu *trabalho* infinito,

que pedi *coragem* e me deu *perigo* para superar,

que pedi *amor* e me deu *pessoas* para conviver,

que pedi *favores* e me deu *oportunidades*,

por não ter me dado *nada* do que pedi mas ter me dado *tudo* do que precisava.

DEDICO.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos Professores, **Rodrigo Nunes Rached** e **Edvaldo Antônio Ribeiro Rosa**, pela competência, dedicação e profissionalismo no exercício da atividade de orientação a mim prestada. Sou extremamente grata pela compreensão e atenção nos momentos de dificuldades e por terem permitido que essa pesquisa se concretizasse.

Ao professor **Marcelo Bichat Pinto Arruda**, da disciplina de Ortodontia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, pela formação profissional transmitida, pela amizade e confiança em mim depositados.

AGRADECIMENTOS

Ao reitor da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Professor **Clemente Ivo Juliatto**; ao Decano do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Professor **Alberto Accioly Veiga**, e ao Diretor do Curso de Odontologia, Professor Monir Tacla, pelo acolhimento nesta tão renomada instituição de ensino superior.

Ao diretor do Programa de Pós-graduação em Odontologia, Professor **Sérgio Vieira**, pela confiança e atenção dispensadas.

Ao professor **Orlando Tanaka**, que com suas grandes lições de sabedoria, nos ensinou os reais significados das palavras disciplina, responsabilidade e otimização, nos ensinou a admirar um por-do-sol e registrá-lo, e jamais perder as chances, afinal, a oportunidade vem de costas e você só enxerga a cara dela quando ela já passou, não é isso?! Sentiremos saudades!

À professora **Elisa Souza Camargo**, mãe da mascote da turma, exemplo de disciplina e organização, pessoa meiga, atenciosa e que sempre nos atendeu e ajudou prontamente, em especial, com o nosso português apurado.

Ao professor **Hiroshi Maruo**, pela contribuição com seus conhecimentos e pelos momentos de descontração com suas grandes histórias. Agradeço em especial pelo incentivo que sempre me deu ao longo do curso.

Ao professor **Odilon Guariza Filho**, nosso Didico, a pessoa mais simples, sincera e divertida que conheci nestes dois anos. Obrigada pelo companheirismo e amizade e pela tentativa frustrada de nos ensinar sobre organização e limpeza.

Ao professor **José Henrique Gonzaga de Oliveira**, nosso professor pardal, uma pessoa versátil e que nos deixou uma grande imagem de eficiência e habilidade, não só na ortodontia, mas também na cozinha, com seus maravilhosos carneiro e filé argentino assados.

À minha colega de turma, **Ariana Pulido Guerrero**, a amiga de mais longe e que se tornou a mais próxima, a amiga que vamos ver partir com dor no peito, com vontade de ir junto ou de pedir pra ficar, pra simplesmente continuar nas nossas vidas. Paraguaia, obrigada por tudo, foi pela sua amizade que consegui, vou levar isso pra vida toda.

À minha colega de turma, **Betina do Rosário Pereira**, amiga sensível, parceira, animada, espontânea, linda, inteligente, dedicada, festeira, uma amiga multi-ação que amo e admiro muito. Amiga, "*just be...by the way, I wish you would...show you my world...what else is there...because I want it all*"...!

À minha colega de turma, **Camila Del Moro**, a.m.i.g.a. com todas as letras. Parceira de azares, de baladas erradas, show na chuva, perder a excursão, quase perder o vôo. Bolívia, com a paraguaia formamos um trio e tanto e ninguém deu tanta risada como nós. Amiga *fashion*, o queixinho durou pouco, mas as lembranças serão eternas.

Ao meu colega de turma, **Ivan Maruo**, meu parceiro de laboratório. Lavar material, cheiro de cultura de estreptococos, horas na famosa capela, a tarde toda preparando material, você sabe o que é isso? É, Ivan, nós sabemos, mas depois de tudo isso, a gente até finge que foi bom e sente saudade de verdade. Continue essa pessoa dedicada, disciplinada e inteligente que você é. Torço muito por ti.

À minha colega de turma, **Karine Kimak Salmória Stevão**, tão inteligente que já se infiltrou no time dos Doutores. Pessoa de garra, iniciativa, organizada, que transborda segurança e auto-suficiência. Pra ela, as coisas são pra ontem. Amiga, adoro seu jeito animado de ser e de levar a vida quase a sério, é com essa convicção que esperamos vê-la no lugar que merece, em primeiríssimo.

Ao meu colega de turma, **Leandro Teixeira de Souza**, a amizade e amor que tenho por esse cara fazem dele meu maninho do peito. De início, odiou sentar na minha frente, depois continuou odiando porque meu computador esquentava o ouvido dele, mas no final, a minha mesa virou extensão da mesa dele. Maninho, você é uma pessoa excepcional e de sucesso garantido, te adoro e espero manter nossa amizade por toda a vida.

Ao meu colega de turma, **Roger Thronicke Rodrigues**, o famoso magrinho, meu querido vizinho, uma pessoa adorável que divertiu a turma como ninguém e que fez muita falta quando eventualmente ausente. Como ele mesmo diz, exemplo de marido, exemplo de pai, e, para nós, exemplo de amigo.

Ao professor **Sérgio Aparecido Ignácio**, por toda a dedicação e competência na realização da análise estatística, além da paciência de nos ver a toda hora pedindo ajuda para compreender os resultados.

À professora **Evelise de Souza Machado**, pelas excelentes considerações realizadas a respeito do trabalho na banca de qualificação.

À farmacêutica **Rosimeire Takaki Rosa**, pela imensa ajuda dispensada no período em que trabalhei no laboratório de estomatologia.

Ao colega **Renato Cavanha Almeida**, graduando em Engenharia mecânica pela PUCPR, pela enorme paciência e ajuda durante os ensaios mecânicos.

Aos amigos **Andrea Freire Vasconcelos**, **Luciane Grochocki Resende**, **Marcos Kenzo Takahashi** e **Rafael Moura Jorge**, da área de concentração em Dentística, com quem tivemos o prazer de conviver nestes dois anos.

Às secretárias **Neide Borges dos Reis** e às estagiárias **Lucinéia Furtado**, **Maria Cláudia Guimarães Lopes** e **Aline Cristine Machado Wiens**, pela amizade, carinho e zelo na realização de suas competências.

À funcionária da clínica de Ortodontia, **Silvana Casagrande Gabardo**, pela dedicação na realização de seu trabalho, permitindo que o aprendizado clínico fosse otimizado.

Aos **alunos** dos 7º e 8º períodos do Curso de Odontologia da PUCPR, por permitir realizar de forma ampla e concisa a prática da docência.

Às minhas amigas **Carolina Caraíba Nazareth Alves** e **Débora Caraíba Nazareth Alves** por terem me acolhido e convivido comigo durante estes dois anos.

À uma pessoa especial, **Marcus Paulo de Almeida**, que deixou em mim lembranças de muitos momentos de felicidade e companheirismo e uma profunda admiração, alguém que jamais vou esquecer.

Às minha amigas, **Anna Christina Rezende Duarte de Aguiar**, **Neusa Aparecida Tobias Moreira** e **Patrícia Silveira**, amigas do peito que apesar de distantes jamais saíram e jamais sairão da minha vida.

E a todos aqueles que de alguma forma, contribuíram para o êxito deste trabalho, bem como para minha formação pessoal e profissional.

MUITO OBRIGADA.

SUMÁRIO

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS	2
PÁGINA DE TÍTULO	3
RESUMO	4
INTRODUÇÃO	5
MATERIAL E MÉTODOS	7
<i>Teste de atrito</i>	9
<i>Teste de tração</i>	10
<i>Análise estatística</i>	11
RESULTADOS	12
<i>Força de atrito</i>	12
<i>Força de tração</i>	13
<i>Força de atrito x tração</i>	15
DISCUSSÃO	15
CONCLUSÕES	19
REFERÊNCIAS	20
2. ARTIGO EM INGLÊS	24
TITLE PAGE	25
ABSTRACT	26
INTRODUCTION	27
MATERIAL AND METHODS	29
<i>Frictional force test</i>	30
<i>Tensile force test</i>	32
<i>Statistical analysis</i>	32
RESULTS	33
<i>Frictional force</i>	33
<i>Tensile force</i>	34
<i>Força de atrito x tração</i>	36
DISCUSSION	36
CONCLUSIONS	39
REFERENCES	40
3. ANEXOS	45
ANEXO I – MATERIAL E MÉTODOS	46
ANEXO II – ANÁLISE ESTATÍSTICA	54
ANEXO III – TABELAS E GRÁFICOS	55
ANEXO IV – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO - AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS	61

1. ARTIGO EM PORTUGUÊS

PÁGINA DE TÍTULO

RESISTÊNCIA AO DESLIZAMENTO COM LIGADURAS ESTÉTICAS: UM ESTUDO *IN VITRO*

Thaís Gelatti Bortoly, DDS

Mestranda em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MSc, PhD

Professor Adjunto, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Área de Concentração em Dentística da Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Edvaldo Antônio Ribeiro Rosa, PharmB, MSc, PhD

Professor Adjunto, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Área de Concentração em Estomatologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Endereço para correspondência:

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MSc, PhD
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Mestrado em Odontologia - Ortodontia
Rua Imaculada Conceição, 1155
Cep: 80215-901 - Curitiba - Paraná – Brasil
Fone: 41 3271-1637
Fax: 41 3271-1405
E-mail: ronura@yahoo.com; r.rached@pucpr.br

RESUMO

Introdução: Este estudo foi desenvolvido para avaliar *in vitro* as propriedades relacionadas à resistência ao deslizamento de ligaduras estéticas. **Métodos:** Força de atrito de seis ligaduras: duas ligaduras elastoméricas convencionais, duas ligaduras elastoméricas especialmente revestidas, ligadura metálica revestida por teflon e ligadura metálica (controle); foi pesquisada por deslizamento de fio de aço 0.019 x 0.025" em *bracket* metálico *slot* 0.022". As ligaduras elastoméricas foram testadas para forças de atrito e tração sob três condições experimentais: na condição de recém estiramento (Inicial), e após 21 dias de estiramento simulado em saliva artificial e regime desmineralizante/remineralizante (DesRe). A análise estatística foi realizada com os testes ANOVA e Games-Howell. **Resultados:** Verificou-se correlação positiva entre as forças de tração e atrito das ligaduras elastoméricas, com declínio proporcional de ambas ao longo dos 21 dias. As condições de armazenamento não apresentaram influências distintas na força de atrito, porém o declínio na força de tração das ligaduras foi menor em DesRe. Ligaduras metálicas e revestidas por teflon apresentaram a menor força de atrito inicial, mas as ligaduras metálicas não diferiram das ligaduras elastoméricas pós-estiradas. **Conclusões:** As forças de atrito geradas por ligaduras elastoméricas estéticas sob condições bucais simuladas não são estáveis e apresentam maior relação com a força de tração do que com suas características superficiais.

INTRODUÇÃO

O sucesso da movimentação dentária durante o tratamento ortodôntico com aparelhos pré-ajustáveis, em procedimentos como fechamento de espaços ou redução de *overjet*, depende em grande escala da habilidade do fio ortodôntico deslizar pelos *brackets* e tubos. Durante a mecânica de deslizamento, uma força de atrito gerada na interface *bracket*/arco tende a operar contra a força aplicada e o movimento desejado.¹

Quando um aparelho estético é exigido, a influência do atrito na mecânica deve ser preocupação fundamental, especialmente quando *brackets* cerâmicos são escolhidos, uma vez que geram maior atrito que outros *brackets*.²⁻⁸ Força de atrito elevada pode potencializar a perda de ancoragem posterior² e reduzir a velocidade do movimento dentário,³ afetando negativamente os resultados e o tempo de tratamento.

Muitos fatores que influenciam na força de atrito têm sido investigados, como a composição^{1,5,7,9-13} e dimensões do arco,^{1-3,7-9,11,12} material^{3,5-8,11,14} e largura do *bracket*,^{1,9,15} condições experimentais como angulação *bracket*/arco,^{5,6,9,16} ambiente seco ou úmido,^{5,8,10,11,16-18} material e método de ligação.^{2,4,6-9,12,14-22}

Uma vez que a resistência ao deslizamento é proporcional à força com que as duas superfícies são pressionadas juntas,¹⁰ um importante componente envolvido no atrito gerado pelos materiais e métodos de ligação é a força exercida por eles na interface *bracket*-fio. Pesquisas têm focado sistemas de *brackets* autoligáveis^{8,12,13,18} e ligaduras elastoméricas de configuração passiva²² como forma alternativa de reduzir ou eliminar esse fator de resistência.

As ligaduras convencionalmente amarradas, em figura de "O", geralmente são de menor custo e as mais frequentemente utilizadas. Estas ligaduras também têm sido fisicamente aperfeiçoadas como forma de melhorar suas propriedades de deslizamento. Vantagens foram demonstradas com o desenvolvimento de ligaduras de secção circular, produzidas por molde de injeção, em substituição às ligaduras de secção retangular, produzidas por corte,⁸ e pelo revestimento das ligaduras elastoméricas com silicone.^{18,20} Porém, o efeito do recobrimento superficial ainda mantém controvérsias.^{8,21}

Normalmente, a relação de força-atrito gerada pelas ligaduras é pesquisada em seu estado funcional de imediato estiramento sobre o conjunto *bracket-fio*.^{2,4,6-8,12,16-22} Esta condição simularia o ambiente bucal se a movimentação dentária ortodôntica ocorresse imediatamente após a ativação do aparelho. Porém, sabe-se que a movimentação dentária ocorre em duas etapas, uma imediata e outra após reações teciduais que podem retardá-la em 3 a 4 semanas ou mais.²³

Neste período, além da perda de força e deformação que ocorrem ao longo do tempo,^{24,25} as ligaduras estão sujeitas a fatores ambientais diversos presentes na cavidade bucal. Muitos fatores, como a presença de umidade,²⁶ temperatura,^{27,28} variações do pH,²⁹ já foram individualmente simulados em estudos *in vitro* e demonstraram efeitos significantes nas propriedades mecânicas de acessórios elastoméricos. Até mesmo a adsorção de biofilme e precipitação mineral alteram as propriedades de superfícies e a conformação estrutural dos acessórios.³⁰

Portanto, pode-se afirmar que as características das ligaduras elastoméricas envolvidas na produção do atrito não devem ser estáveis. O objetivo do presente estudo foi avaliar *in vitro* as propriedades relacionadas à resistência ao deslizamento de ligaduras elastoméricas estéticas, inclusive o novo protótipo de ligaduras com

características superficiais especiais, comparando-as inicialmente e após o período de 21 dias. Duas condições bucais foram simuladas e suas influências sobre os padrões de força-atrito foram avaliadas. Além disso, o presente trabalho propõe a comparação da força de atrito gerada pelas ligaduras elastoméricas estéticas, ligaduras metálicas revestidas por teflon e ligaduras metálicas.

MATERIAL E MÉTODOS

A força de atrito de seis ligaduras foi avaliada, cinco ligaduras estéticas e uma ligadura metálica. A ligadura metálica foi utilizada como parâmetro uma vez que normalmente gera menor força de atrito que ligaduras elastoméricas convencionais^{2,4,16,19,31} e especialmente revestidas.^{18,19} As ligaduras avaliadas estão dispostas na Tabela I.

TABELA I. Materiais avaliados

<i>Grupo</i>	<i>Ligadura</i>	<i>Fabricante</i>
PowerO	Power "O" Modules™ - ligadura transparente convencional, moldada por injeção	Ormco Corporation, Glendora, California
MiniStix	Mini Stix® - ligadura transparente convencional, moldada por injeção	TP Orthodontics, LaPorte, Indiana
SiliTies	Sili-Ties™ - ligadura perolada impregnada por silicone, moldada por injeção	GAC International Inc., New York
SuperSlick	Super Slick® - ligadura transparente revestida por silicone, moldada por injeção	TP Orthodontics, LaPorte, Indiana
Teflon	Ligadura metálica revestida por teflon 0.012"	Ormco Corporation, Glendora, California
Metal	Ligadura metálica 0.012"	Ormco Corporation, Glendora, California

Nas ligaduras elastoméricas, as forças de atrito e de tração foram pesquisadas, ambas sob três condições experimentais. Na condição denominada "Inicial", as ligaduras foram testadas em estado de recém estiramento. Nas duas

outras condições, as ligaduras foram testadas após dois tratamentos que simularam condições presentes na cavidade bucal, por um período de 21 dias. Um deles, denominado "Saliva", consistiu na imersão das ligaduras em saliva artificial (cloreto de sódio 0,084%, cloreto de potássio 0,12%, cloreto de magnésio 0,005%, cloreto de cálcio 0,015%, carboximetilcelulosa 1%, água destilada 100 ml, metilparabeno 0,18%; pH 6,24) por período integral. O outro, denominado "DesRe", submeteu as ligaduras a um regime de ciclagem de pH por imersão dos espécimes em solução desmineralizante (1,4 mM Ca, 0,9 mM P, 0,05 M tampão acetato; pH 5,0) e solução remineralizante (1,5 mM Ca, 0,9 mM P, 0,1 M tampão Tris; pH 7,0) por 8 e 16 horas, respectivamente.³²

Nas condições de simulação Saliva e DesRe, as ligaduras foram mantidas em estado funcional de estiramento em bastões de vidro, cujas circunferências simulavam a extensão de estiramento das ligaduras sobre o conjunto *bracket*-fio. Esta extensão de estiramento foi calculada pelo contorno do conjunto *bracket*/fio por um fio de liga dimensionalmente estável. Um valor de circunferência de 11,52 mm foi obtido, fazendo-se necessário o uso de bastões de vidro de 3,66 mm de diâmetro, os quais foram confeccionados com o valor aproximado de 3,7 mm de diâmetro. Os bastões apresentam uma das extremidades cônica para facilitar a aplicação e remoção das ligaduras, sem sobre-estiramento.

Nas condições Saliva e DesRe, as ligaduras foram mantidas a temperatura de 37°C, em estufa. As soluções foram renovadas semanalmente e o pH monitorado diariamente por um pHmetro digital Quimis® ISO 9002 (Quimis Aparelhos Científicos LTDA, Diadema, Brasil).

Teste de atrito

A força de atrito foi pesquisada por meio do deslizamento de um fio de aço 0.019 x 0.025" (GAC International Inc., New York) pelo *slot* de um *bracket* metálico Dyna-lock™ (3M Unitek Orthodontic Product, Monrovia, Califórnia) de pré-molar superior direito 0.022", prescrição *Roth*. Brackets e fios de aço foram utilizados porque geram a menor influência na resistência ao deslizamento.^{5,14}

O corpo de prova foi confeccionado pela fixação de um *bracket* sobre um bloco acrílico transparente com 0,5x6x3 cm de dimensão. Os *brackets* foram fixados com resina epóxi Durepoxi® (Alba adesivos Indústria e Comércio LTDA, Boituva, Brasil). A colagem foi padronizada por um dispositivo, no qual o encaixe de uma lâmina metálica de espessura 0.022" ao *slot* do *bracket* garantiu o seu paralelismo com o longo eixo do bloco e a direção do ensaio.

Brackets e fios foram lavados em ethanol 95% e secos ao ar, antes dos testes, conforme realizado por Khambay et al (2005).²¹ Segmentos de 6 cm do fio ortodôntico foram posicionados nos *slots* dos *brackets* e amarrados com as ligaduras a serem testadas com um porta-agulha *Mathieu*, por um único operador. As amarrações das ligaduras metálicas e ligaduras metálicas revestidas por teflon foram padronizadas com 7 voltas completas do porta-agulha, conforme descrito por Bazakidou et al (1997).⁷

Um dispositivo padronizou o posicionamento dos corpos de prova na máquina universal de ensaios Emic DL-500 (Emic Equipamento e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Brasil) por meio do encaixe dos blocos acrílicos em uma canaleta que garantia o paralelismo do seu longo eixo com a direção do ensaio. Este dispositivo foi envolto por paredes acrílicas para o armazenamento da saliva artificial, uma vez que os testes foram conduzidos sob imersão, em temperatura

ambiente ($25\pm 2^\circ\text{C}$). Uma garra na extremidade superior da máquina, conectada à célula de carga de 100 N, realizou o tracionamento do fio através do *slot* do *bracket* a uma velocidade de 10 mm/min^{33,34} durante 2 minutos. A média da força (Newtons) obtida durante todo o deslocamento foi registrada como a força de atrito dinâmica.

Vinte ensaios de atrito (n=20) foram realizados para cada grupo de ligaduras em cada uma das condições (Inicial, Saliva e DesRe), com exceção dos grupos Teflon e Metal, que foram testados somente na condição Inicial. Brackets, segmentos de fios e ligaduras foram utilizados uma única vez.

Teste de tração

As medidas de força de tração foram realizadas na máquina universal de ensaios (Emic DL-500). O tracionamento das ligaduras foi realizado por dois ganchos, confeccionados com fio de aço 0,8 mm de diâmetro. Um dos ganchos preso ao dispositivo, na porção inferior da máquina, e o outro preso à célula de carga de 100 N, na porção superior da máquina de teste. As ligaduras foram estiradas, a velocidade de 5 mm/min,²⁴ a uma extensão de 5,36 mm. Os testes foram conduzidos sob imersão em saliva artificial, em temperatura ambiente ($25\pm 2^\circ\text{C}$). As forças foram registradas em Newtons (N).

A extensão do estiramento das ligaduras para o registro da força de tração simulou sua extensão de estiramento sobre o conjunto *bracket*-fio, conforme calculado por Taloumis et al (1997),²⁴ utilizando-se a seguinte fórmula:

$$D_1 = D_2$$

$$\pi \cdot D_1 = 2x + \pi \cdot D_2$$

Diâmetro do *bracket* simulado = $2(x) + (\frac{1}{2} \text{ diâmetro do gancho 1} + \frac{1}{2} \text{ diâmetro do gancho 2})$

O diâmetro D_1 corresponde ao estiramento da ligadura sobre o *bracket* do pré-molar, cujo valor foi de 11,52 mm. Os ganchos apresentavam diâmetro de 0,8

mm. Substituindo as variáveis na equação obteve-se a distância necessária para o estiramento das ligaduras de 5,36 mm.

Quinze ensaios de tração (n=15) foram realizados para cada um dos quatro grupos de ligaduras elastoméricas, em cada uma das condições Inicial, Saliva e DesRe. As ligaduras foram utilizadas uma única vez, uma para cada ensaio.

Análise estatística

Para ambas as variáveis força de tração e atrito, os pressupostos de normalidade foram analisados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e os pressupostos de homogeneidade pelo teste de Levene. Para cada variável, o teste ANOVA a 2 critérios de classificação modelo fatorial completo foi utilizado para identificar a existência de diferenças significantes entre as ligaduras e as diferentes condições de armazenamento ($p < 0.01$). Observadas diferenças, comparações múltiplas entre os grupos foram realizadas com o teste de Games-Howell ($p < 0.05$). O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para analisar o grau de correlação entre as forças de tração e atrito ($p \leq 0.05$).

RESULTADOS

Força de Atrito

Para a variável força de atrito dinâmica, o teste ANOVA revelou diferenças significantes entre as médias de força dos grupos de ligaduras e das condições de armazenamento e interação entre ambas ($p < 0,01$).

A força de atrito gerada pelas ligaduras elastoméricas nas condições Inicial e após 21 dias em Saliva e DesRe estão representadas na Tabela II.

TABELA II. Valores médios e desvio padrão da variável força de atrito (N) segundo ligaduras elastoméricas e condições de armazenamento

Ligadura	n	Inicial		Saliva		DesRe	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
PowerO	20	^a 4,15	0,96	^{ABDFa} 1,59	0,56	^{CEFGHla} 1,16	0,25
MiniStix	20	^b 3,00	0,71	^{DGb} 1,04	0,33	^{EFGHla} 0,99	0,37
SiliTies	20	^{AcD} 2,09	0,46	^{BDHb} 1,09	0,15	^{CEFGHla} 1,13	0,13
SuperSlick	20	^{bc} 2,58	0,44	^{Dlab} 1,37	0,38	^{EGla} 1,38	0,32
Teflon	20	^{BCd} 1,71	0,66	–	–	–	–
Metal	20	^{DEd} 1,64	1,04	–	–	–	–

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística entre linhas ($p > 0,05$); letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre colunas ($p > 0,05$).

Na condição Inicial (Tabela II), a ligadura PowerO revelou maior média de força de atrito ($p < 0,05$), seguida pelas ligaduras MiniStix, SuperSlick, SiliTies, Teflon e Metal. Os grupos MiniStix e SuperSlick não apresentaram diferenças significantes entre si, assim como SuperSlick e SiliTies ($p > 0,05$). Os grupos SiliTies, Teflon e Metal apresentaram as menores médias de força de atrito.

Todas as ligaduras elastoméricas apresentaram redução significativa na força de atrito após 21 dias de estiramento em Saliva e DesRe. A redução mais significativa foi observada para a ligadura PowerO, de 66,86%, e as menores reduções para as ligaduras SiliTies e SuperSlick, com médias de 46,9% e 46,75%, respectivamente.

Não foram encontradas diferenças ($p > 0,05$) nos resultados de força de atrito após 21 dias, quando comparadas as condições Saliva e DesRe, em cada grupo de ligadura.

Após os 21 dias em DesRe, todas as ligaduras apresentaram médias de força de atrito similares. Após os 21 dias em Saliva, a ligadura PowerO apresentou média

de força de atrito maior que as ligaduras SiliTies e MiniStix ($p < 0,05$), mas sem diferença estatística em relação à SuperSlick ($p > 0,05$).

Os quatro grupos de ligaduras elastoméricas pós-estiradas apresentaram força de atrito semelhante à ligadura metálica ($p > 0,05$). Quando comparadas à ligadura Teflon, apenas as ligaduras SiliTies e MiniStix apresentaram força de atrito menor, após os 21 dias de estiramento ($p < 0,05$).

Força de tração

A análise de variância ANOVA para o componente força revelou diferenças significantes entre as médias das ligaduras, das condições de armazenamento e interação entre ambas ($p < 0,01$).

A Tabela III apresenta a relação das médias de forças e desvio padrão das ligaduras elastoméricas nas condições inicial, Saliva e DesRe.

TABELA III. Valores médios e desvio padrão da variável força de tração (N) segundo ligaduras elastoméricas e condições de armazenamento

Ligadura	n	Inicial		Saliva		DesRe	
		Média	DP	Média	DP	Média	DP
PowerO	15	^a 7,61	0,23	^c 1,80	0,04	^{BCc} 2,21	0,22
MiniStix	15	^b 5,89	0,12	^{Bb} 2,14	0,06	^{ACc} 2,38	0,09
SiliTies	15	^c 5,03	0,13	^{Aa} 2,47	0,08	^b 2,66	0,10
SuperSlick	15	^b 5,74	0,20	^{Cb} 2,28	0,14	^a 2,88	0,20

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: letras minúsculas iguais indicam semelhança estatística entre linhas ($p > 0,05$); letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre colunas ($p > 0,05$).

Na condição Inicial, a ligadura PowerO revelou maior média de força ($p < 0,05$), seguida das ligaduras MiniStix e SuperSlick que não apresentaram diferenças entre si ($p > 0,05$), e por fim as SiliTies com a menor média de força ($p < 0,05$).

Após 21 dias de estiramento, todas as ligaduras apresentaram redução na força de tração ($p < 0,05$). A condição de armazenamento demonstrou influenciar de forma significativa o declínio de força das ligaduras, sendo menor para as ligaduras

armazenadas em soluções DesRe ($p < 0,05$). A ligadura PowerO apresentou a maior perda de força, de 76,34% quando mantida em Saliva, e 70,96% quando mantida em DesRe. A menor redução de força foi observada nas ligaduras SuperSlick e SiliTies, com médias de 55,05% e 49%, respectivamente.

A ligadura SiliTies apresentou maior média de força após 21 dias em Saliva ($p < 0,01$), seguida das ligaduras SuperSlick e MiniStix, que não apresentaram diferenças entre si ($p > 0,05$). A ligadura PowerO apresentou a menor média de força dentre todos os grupos ($p < 0,05$).

Após 21 dias em DesRe, a ligadura SuperSlick apresentou maior média que a ligadura SiliTies ($p < 0,05$). A ligadura SiliTies, por sua vez, apresentou maior média que as ligaduras MiniStix e PowerO ($p < 0,05$), as quais não diferiram estatisticamente entre si.

Força x atrito

Correlação positiva forte e estatisticamente significante ($r = 0,66$; $p < 0,05$) entre forças de tração e atrito geradas pelas ligaduras elastoméricas foi encontrada.

DISCUSSÃO

Trabalhos relatam a dificuldade de padronização da amarração das ligaduras metálicas, que resultam em grande variabilidade dos valores de força de atrito,^{4,7,34} também observada no presente estudo pelo maior desvio-padrão em relação aos demais grupos. Apesar disso, conforme Bazakidou et al (1997),⁷ a utilização das ligaduras metálicas com sete voltas completas forneceu a menor média de força de atrito quando comparado às outras ligaduras no momento inicial, apesar de não diferir dos grupos Teflon e SiliTies (Tabela II).

Poucos trabalhos na literatura pesquisaram o efeito das ligaduras metálicas revestida por teflon na força de atrito^{6,10,17}. Estas ligaduras já demonstraram menores valores de atrito que ligaduras elastoméricas transparentes, em ambiente seco,⁶ assim como menor força de atrito em relação às ligaduras metálicas e elastoméricas em ambiente úmido.¹⁷ No presente estudo, no qual os testes foram realizados sob imersão em saliva artificial, o grupo Teflon obteve entre os menores valores de força de atrito na condição inicial.

As ligaduras MiniStix e SuperSlick, provenientes da mesma companhia comercial, apesar de diferirem quanto as características superficiais, exibiram resultados de força de atrito similares no momento inicial. Uma explicação plausível para essa semelhança é o fato das ligaduras MiniStix e SuperSlick exercerem mesma força inicial sobre o conjunto *bracket*-fio, porém isto descarta a importância das características superficiais das ligaduras especialmente revestidas.

Pesquisas envolvendo as ligaduras Super Slick[®] na mecânica de deslize com fio de aço .019x.025" já demonstraram redução vantajosa na força de atrito em relação às ligaduras elastoméricas não-lubrificadas de secção retangular,⁸ de secção circular^{18,20} e brackets auto-ligáveis.¹⁸ No entanto, valores de atrito maiores ou sem diferença estatística em relação às ligaduras não lubrificadas, produzidas por molde de injeção, também já foram encontrados para a Super Slick[®].^{8,21} Estes resultados são de difícil comparação devido à variabilidade nas metodologias.

No presente estudo, todos os testes foram conduzidos sob imersão completa dos corpos de prova em saliva artificial. Os trabalhos que compararam o efeito da saliva artificial sobre a força de atrito em relação ao ambiente seco relataram existir diferenças de acordo com os materiais testados^{5,10,11,17}. Para o deslize do fio de aço sobre superfície de aço, a saliva artificial já demonstrou não alterar,¹⁰ reduzir,⁵ ou

causar aumento^{11,17} na força de atrito quando comparado com o ambiente seco. As diferenças nos resultados podem estar relacionadas à formulação da saliva ou ainda à sua técnica de aplicação, que normalmente não são relatados.

Os materiais elastoméricos de modo geral exibem perda de força após estirados.^{15,25-27,35} No ambiente bucal, essas mudanças podem ser ainda mais significantes devido à umidade proveniente da saliva. Além de alteração dimensional,^{24,36} a exposição de elastômeros à água conduz ao enfraquecimento das forças intermoleculares e subsequente decomposição da matriz e degradação química desses materiais.³⁷ Baseado neste propósito, no presente estudo, as ligaduras foram armazenadas durante 21 dias em duas condições que simulavam o ambiente bucal para pesquisar a influência dessas condições no padrão de força e atrito gerados pelos diferentes grupos de ligaduras.

Após este período de simulação, todas as ligaduras apresentaram redução significativa na força de tração (Tabela III). O declínio de força foi maior para a ligadura PowerO, que apresentou maior força inicial, e menor para a ligadura SiliTies, que apresentou menor força inicial. Estes resultados concordam com os de Lu et al (1993)³⁵ em estudo sobre o declínio de força de cadeias elastoméricas, porém discordam dos de Genova et al (1985)²⁷ que demonstraram menor perda de força para as cadeias com maior força inicial.

A imersão em saliva artificial, a 37°C, levou ao declínio de força que variou entre 50,89% para a SiliTies e 76,34% para a PowerO. Devido às semelhanças na metodologia, estes resultados podem ser comparados aos de Taloumis et al (1997),²⁴ que observaram declínio de força entre 42% e 66% das ligaduras elastoméricas quando mantidas estiradas em saliva artificial, a 32°C, durante 28 dias.

A força de atrito gerada pelas ligaduras elastoméricas foi reduzida na mesma proporção que a força de tração. Após 21 dias de estiramento, as ligaduras elastoméricas demonstraram força de atrito semelhante à força de atrito gerada pelas ligaduras metálicas, as quais exibiram menor força de atrito na condição inicial. A redução da força de atrito ao longo do tempo de estiramento das ligaduras já foi relatada.^{5,15,31} Clinicamente, esta redução pode ser vantajosa em procedimentos como fechamentos de espaços e redução de *overjet* por meio da mecânica de deslizamento, especialmente em casos com ancoragem posterior crítica. Porém, demonstrou-se que a redução na força de atrito é resultado da perda de força sofrida pelas ligaduras elastoméricas e, portanto, outras funções das ligaduras são colocadas em risco como a adequada expressão do torque e a completa adaptação do arco no canal de encaixe do bracket. Dessa forma, nas fases iniciais do tratamento ortodôntico onde o alinhamento e nivelamento são prioridades e requerem o completo ajuste do arco ao bracket, ligaduras elastoméricas com maior estabilidade de forças ou ligaduras metálicas revestidas por teflon são opções estéticas mais favoráveis.

A elevada correlação entre as forças de tração e atrito das ligaduras elastoméricas demonstrou baixa influência de suas características superficiais na resistência ao deslizamento. Alguns autores que pesquisaram a força de atrito das ligaduras em estado de recém-estiramento discordam destes resultados.^{18,20} No presente estudo, porém, a comprovação desta afirmação foi realizada em dois períodos experimentais. Portanto, sugere-se que os fabricantes mudem o enfoque de aperfeiçoamento das ligaduras, investindo na melhoria de suas propriedades mecânicas.

A condição de armazenamento demonstrou influenciar de forma significativa o declínio na força de tração das ligaduras, sendo menor para as ligaduras submetidas à ciclagem de pH (Tabela III). Estudos que avaliaram o declínio de força de cadeias elastoméricas encontraram que as cadeias armazenadas em regime ácido (pH~5.0) apresentavam declínio de força menor²⁹ ou semelhante²⁸ às aquelas armazenadas em regime exclusivamente neutro (pH~7.0).

Para a força de atrito, no entanto, o regime de ciclagem de pH exerceu influência da mesma forma que a imersão em saliva artificial. Considerando que este regime simula *in vitro* um alto desafio cariogênico *in vivo*³² e que o tratamento ortodôntico torna o desenvolvimento de cáries um risco potencial,^{38,39} é informação importante que uma situação de severo risco de cariogenicidade não prejudica a resistência ao deslizamento gerada pelas ligaduras elastoméricas.

É essencial salientar que estes achados servem somente de guia para a performance clínica esperada. Os valores registrados devem ser utilizados somente a título de comparação, uma vez que um estudo *in vitro* não consegue refletir completamente o modelo de resistência que ocorre *in vivo*. Na cavidade bucal, funções fisiológicas, como mastigação, deglutição e fala, podem levar a ajustes na interface *bracket*-arco e a alterações na força de atrito.⁴⁰ Além disso, numa situação clínica, fatores como angulações de segunda ordem devem ser considerados, pois os dentes são movimentados por uma série de fases de inclinação e verticalização.¹ No presente estudo, angulações não foram incorporadas porque já foi descrito que acima de um ângulo crítico entre fio e *bracket*, o efeito do tipo e método de ligação se tornam mínimos, ao passo que a composição e dimensão do arco e *brackets* passam a ser de maior relevância.^{9,16}

CONCLUSÕES

- A força de atrito gerada pelas ligaduras elastoméricas mostrou correlação à força de tração gerada por elas, com declínio de ambas ao longo de 21 dias;
- As características superficiais de revestimento das ligaduras elastoméricas não apresentaram vantagens na força de atrito gerada por elas, antes e após o período de armazenamento;
- Alto desafio cariogênico simulado *in vitro* não conduziram à um efeito prejudicial na resistência ao deslizamento gerada pelas ligaduras elastoméricas, comparado ao regime neutro em saliva artificial.
- as ligaduras metálicas revestidas por teflon e ligaduras metálicas apresentaram as menores forças de atrito. As ligaduras elastoméricas geraram força de atrito semelhante às ligaduras metálicas após 21 dias de estiramento em condições bucais simuladas.

REFERÊNCIAS

1. Drescher D, Bourauel C, Shumacher H. Frictional forces between bracket and archwire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:397-404.
2. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:513-22.
3. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. Angle Orthod 1991;61:285-90.

4. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation brackets systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:472-80.
5. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:131-8.
6. Franco DJ, Spiller RE, Von Fraunhofer JA. Frictional resistances using teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995;65:63-74.
7. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson Jr. MG, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:138-44.
8. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:670-5.
9. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod* 1980;78:593-609.
10. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89:485-91.
11. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22:41-46.
12. Thomas S, Sherrif M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998;20:589-96.
13. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Iorio DD, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005;75:1041-5.

14. Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1993;20:109-15.
15. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sadham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod* 1998;25:197-202.
16. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003;73:418-30.
17. Edward GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22:145-53.
18. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:416-22.
19. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2004;26:327-32.
20. Chimenti C, Franchi L, Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle orthod* 2005;75:377-81.
21. Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2005;27:302-8.
22. Bacetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76:211-6.
23. Graber TM, Vanarsdall RL. *Diagnosis and treatment planning in orthodontics*. St Louis: Mosby; 2001.

24. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SQ, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:1-11.
25. Lam TV, Freer TJ, Brockhurst PJ, Podlich HM. Strength decay of orthodontic elastomeric ligatures. *J Orthod* 2002;29:37-43.
26. Baty DL, Volz JE, Von Fraunhofer JA. A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106: 40-6.
27. Genova DC, McInness-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – A product comparison study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87: 377-84.
28. Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994;64: 455-67.
29. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98: 404-10.
30. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformarion of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod* 1999;21:649-58.
31. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66:215-22.
32. Hara AT, Queiroz CS, Freitas PM, Giannini M, Serra MC, Cury JA. Fluoride release and secondary caries inhibition by adhesive systems on root dentine. *Eur J Oral Sci* 2005;113:245-50.
33. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficient of friction in a model orthodontic system. *Dental materials* 1989;5:235-40.

34. Isawaki LR, Beatty MW, Randall J, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:408-15.
35. Lu TC, Wang WN, Tang TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain – a serial study.: Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104: 373-77.
36. Wong AK. Orthodontic Elastic Materials. *Angle Orthod* 1976;46:196-205.
37. Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res* 1990;69:496-501.
38. Rossenbloom RG, Tinanoff N. Salivary *Streptococcus mutans* levels en patients before, during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:35-7.
39. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. White spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1982;81:93-8.
40. Braun S, Bluestein M, Moore K, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:619-27.

1. ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE**SLIDING RESISTANCE WITH ORTHODONTIC ESTHETIC LIGATURES: AN *IN VITRO* STUDY****Thaís Gelatti Bortoly, DDS**

Graduate Dentistry Program – Department of Orthodontics
Master of Science Student
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MSc, PhD

Adjunct Professor, Graduate Dentistry Program
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Edvaldo Antônio Ribeiro Rosa, PharmB, MSc, PhD

Adjunct Professor, Graduate Dentistry Program
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Correspondence address:

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MSc, PhD
Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil
Graduate Dentistry Program – Department of Orthodontics
Rua Imaculada Conceição, 1155
Cep: 80215-901 - Curitiba - Paraná – Brazil
Phone: 55 41 3271-1637
Fax: 55 41 3271-1405
E-mail: ronura@yahoo.com; r.rached@pucpr.br

ABSTRACT

Introduction: The present study was developed to evaluate *in vitro* the properties related to sliding resistance of esthetic ligatures. **Methods:** Frictional force of six ligatures: two conventional and two specially coated elastomeric ligatures, Teflon-coated stainless steel and stainless steel ligatures (control); was investigated by sliding 0.019 x 0.025-in stainless steel wire through 0.22-in slot of stainless steel bracket. Elastomeric ligatures were tested to frictional and tensile forces under three experimental conditions: recent stretch condition (Initial) and after 21 days of simulated stretch in artificial saliva (Saliva) and demineralizing/remineralizing regime (DeRe). Statistical analysis was conducted by ANOVA and Games-Howell tests. **Results:** There was positive correlation between friction and tensile forces of elastomeric ligatures, with proportional reduction of both after 21 days. Storage conditions had no distinct effect in frictional forces, but tensile force decay was lower in DeRe. Teflon-coated and stainless steel ligatures showed the lowest initial frictional forces, but there was no difference to friction of stainless steel ligature and post-stretched elastomeric ligatures. **Conclusions:** Frictional forces generated by esthetic elastomeric ligatures under simulated oral environment are not stable and are more related to tensile force than to surface characteristics of the ligatures.

INTRODUCTION

The success of tooth movement during orthodontic treatment with preadjusted appliance, in procedures like space closure or overjet reduction, depends to a large extent on the ability of orthodontic archwire to slide through brackets and tubes. During the sliding mechanics, a friction force produced at the bracket/archwire unit tends to contrast the applied force and the desired movement.¹

When esthetic appliance is required, the influence of friction in mechanics must be of major concern, especially when ceramic brackets are chosen, because they produce more friction than other brackets.²⁻⁸ High frictional forces can lead to posterior anchorage loss² and reduction in the speed of tooth movement,³ compromising the outcome and treatment time.

Many factors that affect friction have been investigated, such as wire alloy composition^{1,5,7,9-13} and dimensions,^{1-3,7-9,11,12} bracket material^{3,5-8,11,14} and width,^{1,9,15} test variables, including bracket/archwire angulation,^{5,6,9,16} dry and wet conditions,^{5,8,10,11,16-18} and ligation material and method.^{2,4,6-9,12,14-22}

Once the sliding resistance is proportional to the force with which the two surfaces are pressed together,¹⁰ an important component involved in friction generated by ligation material and method is the force generated by them in bracket-archwire interface. Researches have focused on self-ligating brackets systems^{8,12,13,18} and passive design elastomeric ligatures²² as alternatives to reduce or eliminate this resistance factor.

Conventionally tied ligatures, in "O"- figure, however, are of lower cost and more often used. These ligatures have also been physically modified to improve their sliding properties. Some advantages were showed by the development of round

cross-sectional ligature modules, produced by injection molding, instead of rectangular modules, produced by cutting,⁸ and by polymeric-coating of elastomeric ligatures.^{18,20} Although, the superficial coat effect still remains controversial.^{8,21}

Usually, the friction-force relation generated by ligatures is investigated in their functional state of recent stretch on bracket-archwire unit.^{2,4,6-8,12,16-22} This condition would simulate oral environment if tooth movement occurred immediately after appliance activation. Although, it is known that tooth movement occurs in two phases, one immediate and the other after tissue reactions that can retard it three to four weeks or even more.²³

Along this period, besides the force decay and deformation that may occur along time,^{24,25} the ligatures are subjected to several environmental factors present in the oral cavity. A number of factors, like the presence of moisture,²⁶ temperature,^{27,28} pH variations,²⁹ have already been individually simulated in *in vitro* studies and have demonstrated significant effect in mechanical properties of elastomeric accessories. Even biofilm adsorption and mineral precipitation alter the surface properties and structural conformation of these accessories.³⁰

So, It is plausible to affirm that the characteristics of elastomeric ligatures involved in friction production must not be stable. The objective of the present study was to evaluate *in vitro* the properties related to sliding resistance of esthetic elastomeric ligatures, including the new prototype with special superficial characteristics, comparing them initially and after a 21-day period. Two oral environmental conditions were simulated and their effects on friction/force pattern were investigated. Besides, the present study proposed to compare the sliding resistance generated by the esthetic elastomeric ligatures, Teflon-coated stainless steel ligatures and stainless steel ligatures.

MATERIAL AND METHODS

The frictional force of six ligatures was investigated, five esthetic and one stainless steel ligature. Stainless steel ligatures were used as control because they often generate lower frictional forces than conventional elastomeric ligatures^{2,4,16,19,31} and especially coated ones.^{18,19} The evaluated ligatures are ordered in Table I.

TABLE I. Evaluated materials

<i>Group</i>	<i>Ligature</i>	<i>Manufacturer</i>
PowerO	Power "O" Modules™ – injection molded, clear conventional ligatures.	Ormco Corporation, Glendora, California
MiniStix	Mini Stix® - injection molded, clear conventional ligatures.	TP Orthodontics, LaPorte, Indiana
SiliTies	Sili-Ties™ - injection molded, clear and pearlescent silicon-impregnated ligatures.	GAC International Inc., New York
SuperSlick	Super Slick® - injection molded, clear silicon-coated ligatures.	TP Orthodontics, LaPorte, Indiana
Teflon	Teflon-coated stainless steel ligatures 0.012-in	Ormco Corporation, Glendora, California
Steel	Stainless steel ligatures 0.012-in	Ormco Corporation, Glendora, California

In elastomeric ligatures, frictional and tensile forces were investigated, both in three experimental conditions. In condition named "Initial", the ligatures were investigated in recent stretched state. In the other two conditions, ligatures were investigated after two simulated oral treatments through a 21-day period. One, named "Saliva", consisted of ligature immersion in artificial saliva (0.084% sodium chloride, 0.12% potassium chloride, 0.005% magnesium chloride, 0.015% calcium chloride, 1% carboxymethylcellulose, 100 ml of distilled water, 0.18% metilparabeno; pH 6.24) through all period long. The other, named "DeRe", submitted the ligatures to a pH cycling regime by specimens immersion in demineralizing (1.4 mM Ca, 0.9 mM

P, 0.05 M acetate buffer; pH 5.0) and remineralizing solutions (1.5 mM Ca, 0.9 mM P, 0.1 M Tris buffer; pH 7.0) through 8 and 16 hours, respectively.³²

In Saliva and DeRe simulated conditions, the ligatures were kept in functional stretched state over glass dowels. The amount of stretch extension was calculated by passing bracket/archwire unit with a dimensionally stable wire. Circumference value of 11.52 mm was found, making necessary 3.66 mm diameter dowels, which were manufactured with the approximate value of 3.7 mm diameter. One end of the dowels was tapered to facilitate the application and removal of the ligatures, without over-stretch.

In Saliva and DeRe conditions, the ligatures were kept in stove at 37°C. The solutions were weekly renewed and the pH daily monitored by a digital pHmeter Quimis[®] ISO 9002 (Quimis Aparelhos Científicos LTDA, Diadema, Brasil).

Frictional force test

Friction was investigated by the sliding of 0.019 x 0.025-in stainless steel archwire (GAC International Inc., New York) through the slot of stainless steel upper premolar Dyna-lock[™] brackets 0.022-in (3M Unitek Orthodontic Product, Monrovia, California), Roth prescription. Stainless steel brackets and archwires were used because they generate the lowest influence on frictional resistance.^{5,14}

The specimens were prepared by bonding one bracket on a clear acrylic block with 0.5x6x3 cm dimensions. The brackets were bonded with epoxi resin Durepoxi[®] (Alba, Boituva, Brasil). The bonding procedure was standardized by a device, in which the groove of a 0.022-in thickness lamina into the bracket slot allowed its parallelism to the long axis of the block and the test plane.

Brackets and archwire were washed in 95% ethanol and air-dried, prior to testing, as according to Khambay et al (2005).²¹ Archwire segments of 6 cm were positioned on bracket slot and the ligatures tied with a Mathieu ligature tying plier, by a single operator. The stainless steel and teflon-coated stainless steel tying were standardized with seven complete turns of the Mathieu, in conformity with Bazakidou et al (1997).⁷

A device standardized the position of specimens on the universal testing machine Emic DL-500 (Emic Equipamento e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Brazil) by setting the acrylic blocks in a canal that allowed the alignment of long axis to test course. This device was involved by acrylic walls to artificial saliva storage, once the tests were conducted under immersion, at room temperature ($25\pm 2^\circ\text{C}$). A grip on the upper end of the machine, attached to a 100 N load cell, moved the wire through bracket slot with a crosshead speed of 10 mm/min^{33,34} along 2 minutes. The medium force (Newtons) obtained along the whole displacement was registered as kinetic friction.

Twenty friction tests were performed to each ligature group in each condition (Initial, Saliva and DeRe), except Teflon and Steel groups, tested only at Initial condition. Brackets, archwire segments and ligatures were used only once.

Tensile force test

Tensile force measurements were performed on the universal testing machine (Emic DL-500). Ligature stretch was performed by two hooks, made by 0.8 mm-inch stainless steel archwire. One of them attached to the device, on the lower end of the machine, and the other attached to the 100 N load cell, on the upper end of the machine. The ligatures were stretched at a 5 mm/min rate,²⁴ to a 5.36 mm extension.

The tests were conducted under artificial saliva immersion, at room temperature ($25\pm 2^\circ\text{C}$). Tensile forces were registered in Newton (N).

The amount of stretch extension to tensile force registration simulated the ligatures stretch extension over bracket/archwire unit, according to Taloumis et al (1997),²⁴ by using the following equation:

$$D_1 = D_2$$

$$\pi \cdot D_1 = 2x + \pi \cdot D_2$$

Diameter of simulated bracket = $2(x) + (\frac{1}{2} \text{ diameter of hook 1} + \frac{1}{2} \text{ diameter of hook 2})$

Diameter D_1 correspond to ligature stretch over premolar bracket, calculated as 11.52 mm. The diameters of the hooks were 0.8 mm. By substituting the known variable into the equation, the distance necessary to stretch the ligatures was found to be 5.36 mm.

Fifteen tests were performed to each elastomeric ligature group for each Initial, Saliva and DeRe conditions. The ligatures were used once, one for each test.

Statistical analysis

For both friction and tensile force variables, presumptions of normality were analyzed by Kolmogorov-Smirnov test and presumptions of homogeneity were analyzed by Levene test. For each variable, two-way analysis of variance (ANOVA) was used to determine significant differences among ligatures and storage conditions ($p < 0.01$). When differences were accused, multiple comparisons among groups were performed by Games-Howell test ($p < 0.05$). Pearson correlation coefficient ($p \leq 0.05$) was used to analyze correlations between frictional and tensile forces.

RESULTS

Frictional force

To friction variable, ANOVA determined significant differences among the mean force values of ligature groups and storage conditions ($p < 0.01$).

Frictional forces produced by elastomeric ligatures at Initial condition and after 21 days in Saliva and DeRe are represented in Table II.

TABLE II. Mean values and standard deviation of frictional forces (N) according to elastomeric ligatures and storage conditions

<i>Ligature</i>	<i>n</i>	<i>Initial</i>		<i>Saliva</i>		<i>DeRe</i>	
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
PowerO	20	^a 4,15	0,96	^{ABDFa} 1,59	0,56	^{CEFGHla} 1,16	0,25
MiniStix	20	^b 3,00	0,71	^{DGb} 1,04	0,33	^{EFGHla} 0,99	0,37
SiliTies	20	^{Ac} 2,09	0,46	^{BDHb} 1,09	0,15	^{CEFGHla} 1,13	0,13
SuperSlick	20	^{bc} 2,58	0,44	^{DIab} 1,37	0,38	^{EGLa} 1,38	0,32
Teflon	20	^{BCd} 1,71	0,66	—	—	—	—
Steel	20	^{DEd} 1,64	1,04	—	—	—	—

NOTE: Same minuscule letters denote no differences among lines ($p > 0.05$). Same capital letters denote no differences among columns ($p > 0.05$);

At Initial condition (Table II), PowerO ligature demonstrated the greatest mean frictional force ($p < 0.05$), followed by MiniStix, SuperSlick, SiliTies, Teflon and Steel ligatures. MiniStix and SuperSlick showed no significant differences, such as SuperSlick e SiliTies ($p > 0.05$). SiliTies, Teflon and Steel groups showed the lowest mean frictional forces.

All elastomeric ligatures demonstrated significant reduction in frictional force values after 21 days of stretch in Saliva and DeRe. It was observed more expressive reduction to PowerO ligature, of 66,86%, and the lowest reductions to SiliTies e SuperSlick ligatures, in means of 46.9% e 46.75%, respectively.

No significant differences ($p > 0.05$) were observed in frictional force results after 21 days of storage, when comparing Saliva and DeRe in each group of ligature.

After 21 days in DeRe, all ligatures demonstrated similar mean frictional forces. After 21 days in Saliva, PowerO showed greater mean frictional force than SiliTies and MiniStix ($p < 0.05$), but no difference to SuperSlick ($p > 0.05$). The SuperSlick ligature showed intermediate mean, with no statistical difference to the other ligatures.

The four pos-stretched elastomeric ligatures showed similar frictional force to Steel ligatures ($p > 0,05$). When comparing to Teflon, only SiliTies and MiniStix ligatures showed lower friction, after 21 days of stretch ($p < 0.05$).

Tensile force

Analysis of variance ANOVA to tensile force component determined significant differences among the mean values of ligature groups, storage conditions and both variables ($p < 0.01$).

Table III represents the relation of mean tensile forces and standard deviations produced by elastomeric ligatures at Initial, Saliva and DeRe conditions.

TABLE III. Mean values and standard deviation of tensile forces (N) according to elastomeric ligatures and storage conditions

<i>Ligature</i>	<i>n</i>	<i>Initial</i>		<i>Saliva</i>		<i>DeRe</i>	
		<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
PowerO	15	^a 7,61	0,23	^c 1,80	0,04	^{BCC} 2,21	0,22
MiniStix	15	^b 5,89	0,12	^{Bb} 2,14	0,06	^{ACc} 2,38	0,09
SiliTies	15	^c 5,03	0,13	^{Aa} 2,47	0,08	^b 2,66	0,10
SuperSlick	15	^b 5,74	0,20	^{Cb} 2,28	0,14	^a 2,88	0,20

NOTE: Same minuscule letters denote no differences among lines ($p > 0.05$). Same capital letters denote no differences among columns ($p > 0.05$);

At Initial condition, PowerO ligature demonstrated the greatest mean tensile force ($p < 0.05$), followed by MiniStix and SuperSlick, that showed no difference to each other ($p > 0.05$), and at last SiliTies with the lowest mean tensile force ($p < 0.05$).

After 21 days of stretch, all ligatures showed reduction in tensile forces ($p < 0.05$). Storage condition had significant influence in force decay pattern of ligatures, being lower to ligatures stored in DeRe solutions ($p < 0.05$). PowerO ligature showed the greatest force reduction, of 76.34% when stored in Saliva and 70.96% when stored in DeRe. The lowest reductions were observed to SuperSlick and SiliTies ligatures, in means of 55,05% e 49%, respectively.

SiliTies ligature presented the highest mean tensile force after 21 days in Saliva ($p < 0.05$), followed by SuperSlick and MiniStix ligatures, which had no statistical differences to each other ($p > 0.05$). PowerO ligature presented the lowest mean tensile force among all groups after Saliva storage ($p < 0.05$).

After 21-day storage in DeRe, SuperSlick showed greater mean tensile force than SiliTies ($p < 0.05$). SiliTies ligature showed greater mean force than MiniStix and PowerO ligatures ($p < 0.05$), which had no statistical differences.

Frictional force x tensile force

High and statistically significant correlation ($r = 0,66$; $p < 0,05$) was detected between tensile and frictional forces generated by elastomeric ligatures.

DISCUSSION

Researches have mentioned about the difficulty to standardize the stainless steel ties, which results in high frictional force variability,^{4,7,34} also observed in the present study by the higher magnitude of the standard deviation than other groups. In spite of this, according to Bazakidou et al (1997),⁷ stainless steel ligatures standardized with seven complete turns offered the lower mean frictional force

compared to the other ligatures at initial moment, although there was no difference to Teflon and SiliTies groups (Table III).

Few studies in literature investigated the effect of teflon-coated stainless steel ligature on frictional forces.^{6,10,17} These ligatures already showed lower frictional values than clear elastomeric ligatures, in dry condition,⁶ as well as lower results than stainless steel and elastomeric ligatures in wet conditions.¹⁷ In the present study, in which all tests were performed under artificial saliva immersion, Teflon group showed the lowest frictional force values at initial condition.

MiniStix and SuperSlick ligatures derives from the same manufacture and, although different in superficial characteristics, exhibited similar frictional results at initial condition. One plausible explanation to the similarity is that MiniStix and SuperSlick ligatures produce the same initial force on bracket-archwire unit, although this fact rejects the importance of superficial characteristic of specially coated ligatures.

Researches regarding to Super Slick[®] (SuperSlick) on sliding mechanic with .019x.025-inch archwire already demonstrated advantageous reduction in frictional force compared to rectangular cross-sectional,⁸ round cross-sectional non-coated elastomeric ligatures^{18,20} and self-ligating brackets.¹⁸ However, Super Slick[®] had also showed higher or similar frictional forces compared to injection molded non-coated ligatures.^{8,21} These results are difficult to be compared because of methodological variables.

In the present study, all tests were conducted under complete immersion of the specimens in artificial saliva. The studies that compared the effect of artificial saliva on friction mentioned differences according to materials tested.^{5,10,11,17} By sliding stainless steel archwire against stainless steel surface, artificial saliva showed

no change,¹⁰ reduction⁵ or increase^{11,17} on frictional forces when compared to dry state. The differences in results may be due to saliva formulation or application technique, not often mentioned by the authors.

Elastomeric materials, in general, exhibit force decay after stretched.^{15,25-27,35} In the oral environment, these changes may be more significant due to saliva moisture. Besides dimensional alterations,^{24,36} the exposure of elastomers to water leads to weakening of intermolecular forces and subsequently to matrix decomposition and chemical degradation of these materials.³⁷ Based on this premise, in the present study, the ligatures were stored during a 21-day period under two conditions that simulated oral environment to investigate their influence on tensile and frictional force rate of the different ligature groups.

After the simulated period, all ligatures showed significant reduction on tensile force (Table III). Force decay was greater to PowerO ligature, which showed the highest initial force, and lower to SiliTies, which showed the lowest initial force. These results agree to those from Lu et al (1993)³⁵ in a study about the force decay pattern of elastomeric chains, but contest results from Genova et al (1985),²⁷ who showed lower force decay to chains with greater initial forces.

Immersion in artificial saliva, at 37°C, drove to tensile force decay rate that varied from 50.89% to SiliTies and 76.34% to PowerO. Due to some methodology similarities, these results can be compared to those from Taloumis et al (1997),²⁴ which showed force decay rate from 42% to 66% to stretched ligatures kept in artificial saliva, at 32°C, along 28 days.

Frictional force of elastomeric ligatures was reduced in the same proportion of tensile force. After 21 days of stretch, elastomeric ligatures demonstrated frictional force similar to stainless steel ligatures, which exhibited the lowest frictional force at

initial condition. The frictional force reduction along time of stretch was already mentioned.^{5,15,31} Clinically, this reduction may be considered an advantage in procedures like space closure and overjet reduction by means of sliding mechanics, specially in cases of critical posterior anchorage demand. However, this study has demonstrated that the frictional force reduction is the result of tensile force decay of elastomeric ligatures, so, other functions of the ligatures are put in risk such as adequate torque expression and complete seat of the archwire into the bracket slot. Then, at initial phases of orthodontic treatment, in which alignment and leveling are priorities and require complete bracket engagement, high stable elastomeric ligatures or Teflon-coated stainless steel ligatures are preferable esthetic choices.

High correlation between frictional and tensile forces of elastomeric ligatures demonstrated low influence of surface characteristics on sliding resistance. Some authors that investigated frictional force of recently stretched ligatures disagree with these results.^{18,20} In the present study, however, this affirmation was confirmed in two experimental moments. So, It is suggested that manufactures change the attention focus and invest on mechanical properties improvement of the ligatures.

Storage conditions demonstrated great influence on tensile force decay rate of the ligatures, being statically lower to ligatures submitted to pH cycling (Table III). Studies that evaluated the force decay rate of elastomeric chains found that the chains stored in acid regime (pH=5.0) showed lower²⁹ or similar²⁸ force decay rate than chains stored in exclusively neutral regime (pH=7.0).

For friction variable, however, pH cycling regime influenced the ligatures in the same way of artificial saliva. Considering that this regime simulates *in vitro* a high cariogenic challenge *in vivo*³² and that orthodontic treatment increases the caries

risk,^{38,39} it is a relevant information that the cariogenic environment did not affect the sliding resistance produced by elastomeric ligatures.

It is also essential to point out that these findings are only a guide to expected clinical performance. The values recorded should only be used for comparative purpose, because an *in vitro* study cannot reflect completely the mode of frictional resistance that may actually occur *in vivo*. In the oral cavity, physiological functions, such as chewing, swallowing and speaking, can lead to adjustments at the bracket-archwire interface and changes in frictional resistance.⁴⁰ Besides that, in clinical situation, factors such as second-order angulations must be considered, because arch-guided tooth movement consists of repeated movements of tipping and uprighting.¹ In the present study, angulations were not considered because it was already mentioned that up to critical angle between wire and bracket, the effect of ligation material and method become minimum, and the archwire and brackets compositions and dimensions are of greater importance.^{9,16}

CONCLUSIONS

- Frictional force showed high correlation to tensile force produced by elastomeric ligatures, with decline of both along 21 days;
- Superficial characteristics of elastomeric ligatures had no advantage in frictional force produced by them, before and after the storage period.
- High cariogenic challenge simulated *in vitro* do not lead to a detrimental effect in sliding resistance generated by elastomeric ligatures, compared to neutral artificial saliva regime.

- Teflon-coated stainless steel and stainless steel ligatures showed the lowest frictional forces. Elastomeric ligatures produced frictional force similar to stainless steel ligature after 21 days of stretch under simulated oral conditions.

REFERENCES

01. Drescher D, Bourauel C, Shumacher H. Frictional forces between bracket and archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:397-404.
02. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:513-22.
03. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991;61:285-90.
04. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation brackets systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:472-80.
05. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:131-8.
06. Franco DJ, Spiller RE, Von Fraunhofer JA. Frictional resistances using teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995;65:63-74.
07. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson Jr. MG, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:138-44.
08. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:670-5.

09. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. *Am J Orthod* 1980;78:593-609.
10. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89:485-91.
11. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22:41-46.
12. Thomas S, Sherrif M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998;20:589-96.
13. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Iorio DD, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005;75:1041-5.
14. Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1993;20:109-15.
15. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L, Sadham JA. An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Br J Orthod* 1998;25:197-202.
16. Thorstenson GA, Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003;73:418-30.
17. Edward GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22:145-53.

18. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:416-22.
19. Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2004;26:327-32.
20. Chimenti C, Franchi L, Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle orthod* 2005;75:377-81.
21. Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2005;27:302-8.
22. Bacetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76:211-6.
23. Graber TM, Vanarsdall RL. *Diagnosis and treatment planning in orthodontics*. St Louis: Mosby; 2001.
24. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SQ, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:1-11.
25. Lam TV, Freer TJ, Brockhurst PJ, Podlich HM. Strength decay of orthodontic elastomeric ligatures. *J Orthod* 2002;29:37-43.
26. Baty DL, Volz JE, Von Fraunhofer JA. A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106: 40-6.
27. Genova DC, McInness-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – A product comparison study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87: 377-84.
28. Stevenson JS, Kusy RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod* 1994;64: 455-67.

29. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98: 404-10.
30. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformarion of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod* 1999;21:649-58.
31. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66:215-22.
32. Hara AT, Queiroz CS, Freitas PM, Giannini M, Serra MC, Cury JA. Fluoride release and secondary caries inhibition by adhesive systems on root dentine. *Eur J Oral Sci* 2005;113:245-50.
33. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficient of friction in a model orthodontic system. *Dental materials* 1989;5:235-40.
34. Isawaki LR, Beatty MW, Randall J, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:408-15.
35. Lu TC, Wang WN, Tang TH, Chen JW. Force decay of elastomeric chain – a serial study.: Part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104: 373-77.
36. Wong AK. Orthodontic Elastic Materials. *Angle Orthod* 1976;46:196-205.
37. Huget EF, Patrick KS, Nunez LJ. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. *J Dent Res* 1990;69:496-501.
38. Rossenbloom RG, Tinanoff N. Salivary *Streptococcus mutans* levels en patients before, during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:35-7.
39. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. White spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1982;81:93-8.

40. Braun S, Bluestein M, Moore K, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:619-27.

3. ANEXOS

ANEXO I – Material e Métodos

A força de atrito de seis ligaduras foi avaliada, cinco ligaduras estéticas e uma metálica. As ligaduras metálicas foram utilizadas como parâmetro uma vez que normalmente geram menor força de atrito que as ligaduras elastoméricas convencionais e especialmente lubrificadas.^{1,2} As ligaduras avaliadas estão dispostos na Tabela 1.

TABELA I. Materiais avaliados

<i>Grupo</i>	<i>Ligadura</i>	<i>Fabricante</i>
PowerO	Power "O" Modules™ - ligadura transparente convencional, moldada por injeção	Ormco Corporation, Glendora, California
MiniStix	Mini Stix® - ligadura transparente convencional, moldada por injeção	TP Orthodontics, LaPorte, Indiana
SiliTies	Sili-Ties™ - ligadura perolada impregnada por silicone, moldada por injeção	GAC International Inc., New York
SuperSlick	Super Slick® - ligadura transparente revestida por silicone, moldadas por injeção	TP Orthodontics, LaPorte, Indiana
Teflon	Ligadura metálica revestida por Teflon 0.012"	Ormco Corporation, Glendora, California
Metal	Ligadura metálica 0.012"	Ormco Corporation, Glendora, California

¹ Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. v. 123, n. 4, p.416-22, 2003.

² Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. Eur J Orthod. v. 26, p. 327-332, 2004.

Nas ligaduras elastoméricas, as forças de atrito e de tração foram pesquisadas, ambas sob três condições experimentais. Na condição denominada "Inicial", as ligaduras foram testadas em estado de recém estiramento. Nas duas outras condições, as ligaduras foram testadas após dois tratamentos que simularam condições presentes na cavidade bucal, por um período de 21 dias. Um deles, denominado "Saliva", consistiu na imersão das ligaduras em saliva artificial (cloreto de sódio 0,084%, cloreto de potássio 0,12%, cloreto de magnésio 0,005%, cloreto de cálcio 0,015%, carboximetilcelulosa 1%, água destilada 100 ml, metilparabeno 0,18%; pH 6,24) por período integral. O outro, denominado "DesRe", submeteu as ligaduras a um regime de ciclagem de pH por imersão dos espécimes em solução desmineralizante (1,4 mM Ca, 0,9 mM P, 0,05 M tampão acetato; pH 5,0) e solução remineralizante (1,5 mM Ca, 0,9 mM P, 0,1 M tampão Tris; pH 7,0) por 8 e 16 horas, respectivamente.³

Nas condições de simulação Saliva e DesRe, as ligaduras foram mantidas em estado funcional de estiramento em bastões de vidro (Figura 1), cujas circunferências simulavam a extensão de estiramento das ligaduras sobre o conjunto *bracket*-fio. Esta extensão de estiramento foi calculada pelo contorno do conjunto *bracket*/fio por um fio de liga dimensionalmente estável. Um valor de circunferência de 11,52 mm foi obtido, fazendo-se necessário o uso de bastões de vidro de 3,66 mm de diâmetro, os quais foram confeccionados com o valor aproximado de 3,7 mm de diâmetro. Os bastões apresentam uma das extremidades cônica para facilitar a aplicação e remoção das ligaduras, sem sobre-estiramento.

³ HARA AT, QUEIROZ CS, FREITAS PM, GIANNINI M, SERRA MC, CURY JA, Fluoride release and secondary caries inhibition by adhesive systems on root dentine. Eur J Oral Sci. v. 113, p. 245-250, 2005.

Nas condições Saliva e DesRe, as ligaduras foram mantidas a temperatura de 37°C, em estufa. As soluções foram renovadas semanalmente e o pH monitorado diariamente por um pHmetro digital Quimis® ISO 9002⁴.

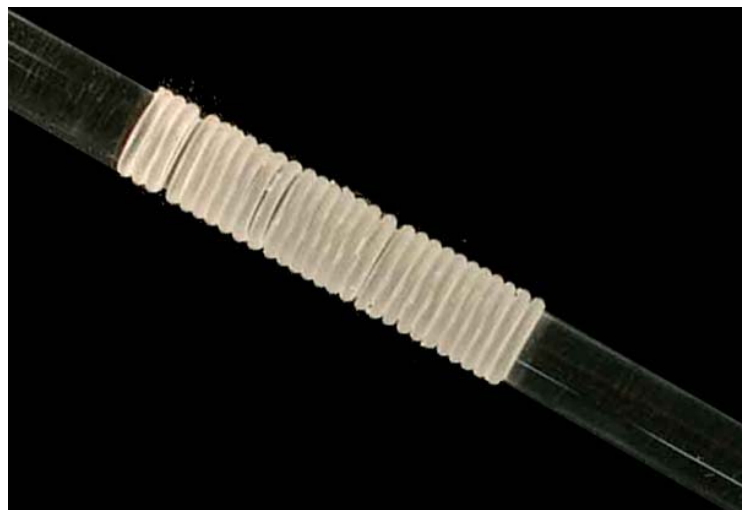


Figura 1. Ligaduras elastoméricas estiradas em um bastão de vidro.

Teste de atrito

No presente estudo foi decidido avaliar a força de atrito dinâmica, a qual foi calculada pela média de todos os picos registrados durante o deslizamento de 20 mm de um fio de aço 0.019 x 0.025"⁵ pelo *slot* de um *bracket* metálico Dyna-lock™⁶ de pré-molar superior direito 0.022", prescrição *Roth*. *Brackets* e fios de aço foram utilizados porque geram a menor influência na resistência ao deslizamento.^{7,8}

⁴ Quimis Aparelhos Científicos LTDA, Diadema, Brasil.

⁵ GAC International Inc., New York

⁶ 3M Unitek Orthodontic Product, Monrovia, California

⁷ Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod*. v. 20, n. 2, p. 109-15, 1993.

⁸ Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. v. 106, n. 2, p. 131-8, 1994.

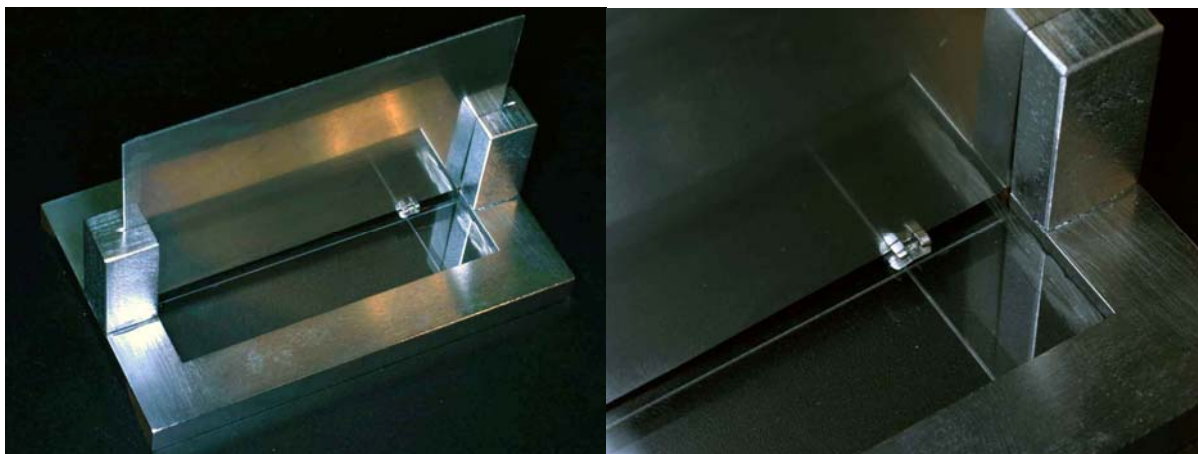


Figura 2. Dispositivo para a padronização da colagem dos *brackets*.

O corpo de prova foi confeccionado pela fixação de um *bracket* sobre um bloco acrílico transparente com 0,5x6x3 cm de dimensão. Para isso, os blocos foram marcados com duas linhas, uma que cruzava o longo eixo do bloco ao centro e uma perpendicular à primeira, afastada 1 cm da base superior. Os *brackets* foram fixados com resina epóxi Durepoxi^{®9} no ponto de interceptação das duas linhas, com o auxílio de um dispositivo (Figura 2).

Este dispositivo é composto de uma base retangular sob a forma de uma moldura, cujas medidas internas são similares às dimensões do bloco acrílico. Duas hastes laterais perpendiculares à base possuem um canal cruzando seu longo eixo, para o encaixe de uma lâmina metálica de espessura 0.022". A função da base retangular é apreender o bloco acrílico, e a função da lâmina é padronizar a fixação dos *brackets* com o *slot* paralelo ao longo eixo do bloco.

Segmentos de 6 cm do fio ortodôntico foram posicionados nos *slots* dos *brackets* e amarrados com as ligaduras a serem testadas. As ligaduras foram posicionadas ao redor do conjunto *bracket/fio* com um porta-agulha *Mathieu*, por um único operador.

⁹ Alba adesivos indústria e comércio LTDA, Boituva, Brasil

As amarrações das ligaduras metálicas e ligaduras revestidas por teflon foram padronizadas (Figura 3). Segmentos de 3 cm de ligaduras foram cortados (Figura 3A) e em ambas as extremidades marcações de 0,5 cm foram realizadas (Figura 3B). As extremidades foram sobrepostas (Figura 3C), o porta agulha *Mathieu* posicionado no ponto de interceptação das marcações (Figura 3D) e a amarração realizada com 7 voltas completas do porta-agulha (Figura 3E), conforme descrito por Bazakidou *et al* (1997).¹⁰

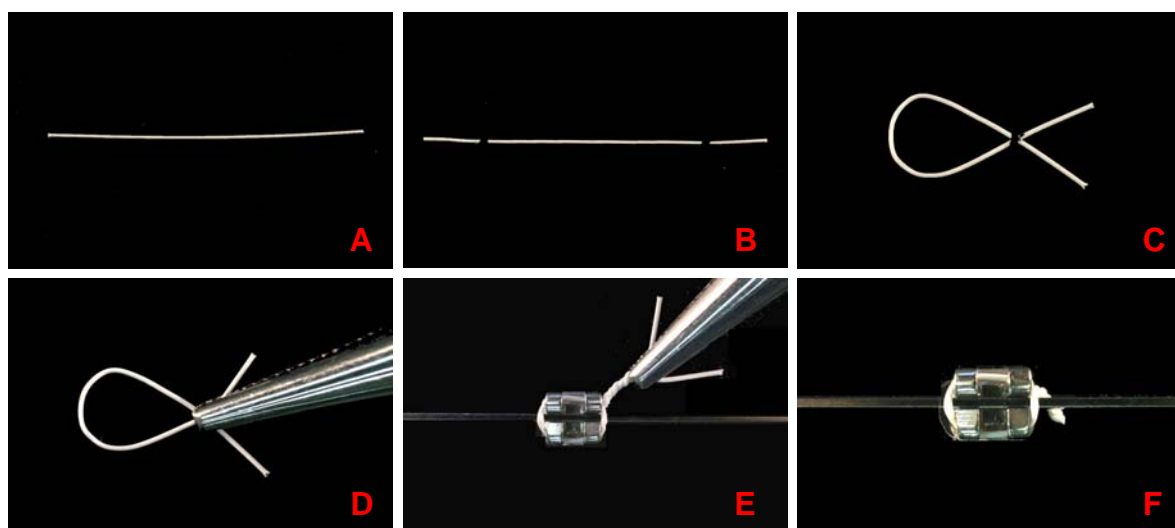


Figura 3. Padronização das ligaduras Teflon. A) segmento de 3 cm de ligaduras; B) marcação a 0,5 mm das extremidades; C) extremidades sobrepostas; D) porta-agulha posicionado sobre as marcações; E) sete voltas completas do porta-agulha; F) extremidade cortada e dobrada sob o fio ortodôntico.

Brackets e fios foram lavados em ethanol 95% e secos ao ar, antes dos testes, conforme realizado por Khambay *et al* (2005)¹¹ para eliminar qualquer resíduo que pudesse causar viés nos resultados.

¹⁰ BAZAKIDOU E, NANDA RS, DUNCANSON JR. MG, SINHA P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* v.112, n. 2, p. 138-44, 1997.

¹¹ KHAMBAY B, MILLETT D, MCHUGH S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod.* v. 27, p.302-8, 2005.

Um dispositivo foi confeccionado para padronizar o posicionamento dos corpos de prova na máquina universal de ensaios Emic DL-500¹² (Figura 4). Este dispositivo é composto de uma base metálica envolto por paredes acrílicas. A base apresenta um canal de encaixe na sua parte central interna onde é adaptado o corpo de prova, com auxílio de dois parafusos. As paredes acrílicas têm a função de armazenamento da saliva artificial, uma vez que os testes foram conduzidos sob imersão, em temperatura ambiente ($25\pm 2^{\circ}\text{C}$).

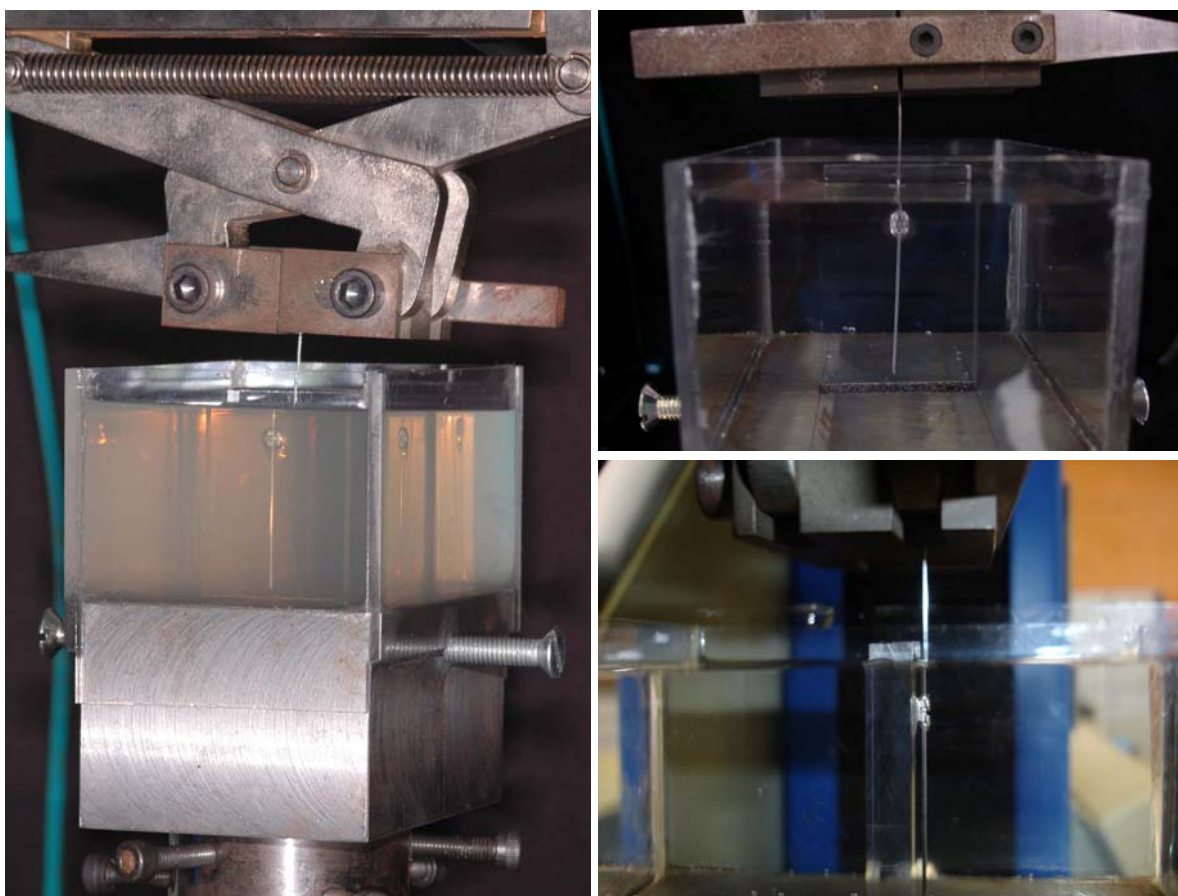


Figura 4. Dispositivo para o teste de atrito posicionado na máquina de ensaio.

¹² Emic Equipamento e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, Brazil

Uma garra na extremidade superior da máquina, conectada à célula de carga de 100 N, realizou o tracionamento do fio através do *slot* do *bracket* a uma velocidade de 10 mm/min^{13,14} durante 2 minutos.

Vinte ensaios de atrito foram realizados para cada grupo de ligaduras em cada uma das condições (Inicial, Saliva e DesRe), com exceção dos grupos Teflon e Metal, que foram testados somente na condição Inicial. Alguns corpos de prova foram usados duas vezes, justificado pelo efeito desprezível do uso repetido dos brackets metálicos na resistência ao deslizamento.⁸ Os segmentos de fios e ligaduras foram utilizados uma única vez.

Teste de tração

As medidas de força de tração foram realizadas na máquina universal de ensaios Emic DL-500 (Figura 5). O tracionamento das ligaduras foi realizado por dois ganchos, confeccionados com fio de aço 0,8 mm de diâmetro. Um dos ganchos preso ao dispositivo, na porção inferior da máquina, e o outro preso à célula de carga de 10 kg, na porção superior da máquina de teste. O conjunto foi envolto por paredes acrílicas para o armazenamento da saliva artificial. As ligaduras foram estiradas, a velocidade de 5 mm/min, a uma extensão de 5,36 mm. Os testes foram conduzidos sob imersão em saliva artificial, em temperatura ambiente ($25\pm 2^{\circ}\text{C}$). As forças foram registradas em Newtons (N).

¹³ Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficient of friction in a model orthodontic system. *Dental materials*. v. 5, n. 4, p.235-40, 1989.

¹⁴ Isawaki LR, Beatty MW, Randall J, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. v. 123, n. 4, p.408-15, 2003.

A extensão do estiramento das ligaduras para o registro das forças simulou sua extensão de estiramento sobre o conjunto *bracket*-fio, conforme calculado por Taloumis *et al* (1997)¹⁵, utilizando-se a seguinte fórmula:

$$D_1 = D_2$$

$$\pi \cdot D_1 = 2x + \pi \cdot D_2$$

Diâmetro do *bracket* simulado = $2(x) + (1/2 \text{ diâmetro do gancho 1} + 1/2 \text{ diâmetro do gancho 2})$

O diâmetro D_1 corresponde ao estiramento da ligadura sobre o *bracket* do pré-molar, cujo valor foi de 11,52 mm. Os ganchos apresentavam diâmetro de 0,8 mm. Substituindo as variáveis na equação, obteve-se a distância necessária para o estiramento das ligaduras de 5,36 mm.



Figura 5. Dispositivo para o teste de tração posicionado na EMIC.

Quinze ensaios de tração foram realizados para cada um dos quatro grupos de ligaduras elastoméricas, em cada uma das condições Inicial, Saliva e DesRe.

¹⁵ TALOUMIS LJ, SMITH TM, HONDRUM SQ, LORTON L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofacial Orthop. v. 111, n.1, p.1-11, 1997.

ANEXO II – Análise Estatística

Após a obtenção dos dados, a análise estatística foi realizada utilizando o *software* SPSS versão 13.0 (SPSS Inc., Illinois, Chicago).

A estatística descritiva para a força de atrito segundo ligaduras, segundo condições de armazenamento e segundo ambas as variáveis estão apresentadas nas Tabelas I, II e III, respectivamente. A estatística descritiva para a força de tração segundo ligaduras, segundo condições de armazenamento e segundo ambas as variáveis estão apresentadas nas Tabelas IV, V e VI, respectivamente.

Os pressupostos de normalidade foram analisados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov para ambas as variáveis atrito (Tabela VII) e força (Tabela VIII). Para a variável atrito, quatro grupos não apresentaram normalidade ($p < 0,05$) e para a variável força apenas um grupo.

O teste de Levene (Tabela IX) foi utilizado para avaliar a homogeneidade das amostras para as variáveis atrito e força.

Análise de variância (ANOVA) a 2 critérios de classificação, modelo fatorial completo, foi utilizada para identificar a existência de diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,01$) entre as médias das ligaduras e das diferentes condições de armazenamento para ambas as variáveis atrito (Tabela X) e força (Tabela XI). Observadas diferenças, o teste de comparações múltiplas de Games-Howell foi utilizado para identificar quais grupos diferiram estatisticamente entre si ($p < 0,05$) (Tabelas XII e XVIII).

A possibilidade de correlação e o grau de correlação entre as variáveis força e atrito foram avaliados pelo coeficiente de correlação de Pearson ($p \leq 0,05$) (Tabela XIV).

ANEXO III – Tabelas e gráficos

TABELA I - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIÁVEL ATRITO SEGUNDO LIGADURAS, PUCPR - 2006

	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	C.V.(%)
SILITIES	60	1,44	1,22	0,55	38,06
POWERO	60	2,30	1,60	1,48	64,53
MINISTIX	60	1,68	1,16	1,06	63,40
SUPERSLICK	60	1,78	1,49	0,69	38,68
TEFLON	20	1,71	1,52	0,66	38,45
METAL	20	1,64	1,48	1,04	63,48

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA II - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIÁVEL ATRITO SEGUNDO CONDIÇÕES DE ARMAZENAMENTO, PUCPR - 2006

	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	C.V.(%)
INICIAL	120	2,53	2,48	1,14	45,01
SALIVA	80	1,27	1,19	0,44	34,61
DeRe	80	1,17	1,11	0,31	26,74

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA III - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIÁVEL ATRITO SEGUNDO LIGADURAS E CONDIÇÕES DE ARMAZENAMENTO, PUCPR - 2006

LIGADURAS	CONDIÇÕES	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	C.V.(%)
SILITIES	inicial	20	2,09	2,13	0,46	22,03
	saliva	20	1,09	1,07	0,15	13,66
	DeRe	20	1,13	1,10	0,13	11,81
POWERO	inicial	20	4,15	3,93	0,96	23,20
	saliva	20	1,59	1,60	0,56	35,45
	DeRe	20	1,16	1,14	0,25	21,46
MINISTIX	inicial	20	3,00	2,79	0,71	23,75
	saliva	20	1,04	0,98	0,33	32,01
	DeRe	20	0,99	0,94	0,37	37,58
SUPERSLICK	inicial	20	2,58	2,60	0,44	17,22
	saliva	20	1,37	1,48	0,38	28,15
	DeRe	20	1,38	1,32	0,32	23,15
TEFLON	inicial	20	1,71	1,52	0,66	38,45
METAL	inicial	20	1,64	1,48	1,04	63,48

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA IV - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIÁVEL FORÇA DE TRAÇÃO SEGUNDO LIGADURAS, PUCPR -2006

	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	C.V.(%)
SILITIES	45	3,39	2,68	1,18	34,93
POWERO	45	3,87	2,13	2,68	69,30
MINISTIX	45	3,47	2,39	1,73	50,01
SUPERSLICK	45	3,64	2,89	1,54	42,23

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA V - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIÁVEL FORÇA DE TRAÇÃO SEGUNDO CONDIÇÕES DE ARMAZENAMENTO, PUCPR - 2006

	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	C.V.(%)
INICIAL	60	6,07	5,86	0,97	15,97
SALIVA	60	2,17	2,19	0,26	12,05
DeRe	60	2,53	2,51	0,31	12,07

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA VI - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA VARIÁVEL FORÇA DE TRAÇÃO SEGUNDO LIGADURAS E CONDIÇÕES DE ARMAZENAMENTO, PUCPR -2006

LIGADURAS	CONDIÇÕES	n	MÉDIA	MEDIANA	DESVIO PADRÃO	C.V.(%)
SILITIES	inicial	15	5,03	5,05	0,13	2,62
	saliva	15	2,47	2,45	0,08	3,35
	DeRe	15	2,66	2,68	0,10	3,84
POWERO	inicial	15	7,61	7,62	0,23	3,07
	saliva	15	1,80	1,82	0,04	2,43
	DeRe	15	2,21	2,13	0,22	9,76
MINISTIX	inicial	15	5,89	5,87	0,12	2,03
	saliva	15	2,14	2,13	0,06	2,78
	DeRe	15	2,38	2,39	0,09	3,82
SUPERSLICK	inicial	15	5,74	5,77	0,20	3,40
	saliva	15	2,28	2,30	0,14	6,09
	DeRe	15	2,88	2,89	0,20	6,77

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA VII - TESTE DE NORMALIDADE DE KOLMOGOROV-SMIRNOV PARA A VARIÁVEL ATRITO SEGUNDO LIGADURAS E CONDIÇÕES, PUCPR - 2006

LIGADURAS	CONDIÇÕES	ESTATÍSTICA	n	VALOR p
SILITIES	inicial	0,124657042	20	*0,2000
	saliva	0,112351552	20	*0,2000
	DeRe	0,217952493	20	0,0137
POWERO	inicial	0,139607166	20	*0,2000
	saliva	0,122305674	20	*0,2000
	DeRe	0,209934296	20	0,0211
MINISTIX	inicial	0,231018963	20	0,0065
	saliva	0,131704837	20	*0,2000
	DeRe	0,259513386	20	0,0010
SUPERSLICK	inicial	0,091913882	20	*0,2000
	saliva	0,173540706	20	*0,1163
	DeRe	0,142913288	20	*0,2000
TEFLON	inicial	0,147457152	20	*0,2000
METAL	inicial	0,191893119	20	*0,0519

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: Distribuição normal para $p > 0,05^*$

TABELA VIII - TESTE DE NORMALIDADE DE KOLMOGOROV-SMIRNOV PARA A VARIÁVEL FORÇA SEGUNDO LIGADURAS E CONDIÇÕES, PUCPR - 2006

LIGADURAS	CONDIÇÕES	ESTATÍSTICA	n	VALOR p
SILITIES	inicial	0,137108805	15	*0,2000
	saliva	0,165579527	15	*0,2000
	DeRe	0,135261952	15	*0,2000
POWERO	inicial	0,2026549	15	*0,0984
	saliva	0,196142705	15	*0,1249
	DeRe	0,16972357	15	*0,2000
MINISTIX	inicial	0,101361197	15	*0,2000
	saliva	0,231924554	15	0,0291
	DeRe	0,131495406	15	*0,2000
SUPERSLICK	inicial	0,116535036	15	*0,2000
	saliva	0,136270791	15	*0,2000
	DeRe	0,151692102	15	*0,2000

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: Distribuição normal para $p > 0,05$ *

TABELA IX - TESTE DE HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIAS DE LEVENE PARA AS VARIÁVEIS ATRITO E FORÇA, PUCPR - 2006

VARIÁVEIS	ESTATÍSTICA	df1	df2	VALOR p
FORÇA	4,216354546	11	168	0,0000
ATRITO	8,041867695	13	266	0,0000

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: Distribuição homogênea para $p > 0,05$

TABELA X - ANÁLISE DE VARIÂNCIA (ANOVA) PARA A VARIÁVEL ATRITO, PUCPR - 2006

VARIÁVEL	SS	GL	MS	F	VALOR p
LIGADURAS	67,58182	5	13,51636	44,21954	*0,0000
CONDIÇÕES	161,3357	2	80,66785	263,9094	*0,0000
LIGADURAS*CONDIÇÕES	28,20551	6	4,700918	15,37932	*0,0000
ERRO	81,30689	266	0,305665		
TOTAL	338,4299	279			

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: $p < 0,01$ * sugere diferenças estatisticamente significantes

TABELA XI - ANÁLISE DE VARIÂNCIA (ANOVA) PARA A VARIÁVEL FORÇA, PUCPR - 2006

VARIÁVEL	SS	GL	MS	F	VALOR p
LIGADURAS	6,161677	3	2,053892	95,08363	*0,0000
CONDIÇÕES	555,8197	2	277,9099	12865,66	*0,0000
LIGADURAS*CONDIÇÕES	55,19553	6	9,199255	425,8736	*0,0000
ERRO	3,628952	168	0,021601		
TOTAL	620,8059	179			

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: $p < 0,01$ * sugere diferenças estatisticamente significantes

TABELA XII- TESTE DE COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DE GAMES-HOWELL PARA A VARIÁVEL FORÇA DE TRAÇÃO

	POWERO			MINISTIX			SILITIES			SUPERSLICK		
	INICIAL	SALIVA	DERE	INICIAL	SALIVA	DERE	INICIAL	SALIVA	DERE	INICIAL	SALIVA	DERE
POWERO INICIAL		*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000
POWERO SALIVA	*0,0000		*0,0001	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000
POWERO DeRe	*0,0000	*0,0001		*0,0000	0,9893	0,2680	*0,0000	*0,0142	*0,0000	*0,0000	0,9873	*0,0000
MINISTIX INICIAL	*0,0000	*0,0000	*0,0000		*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	0,4272	*0,0000	*0,0000
MINISTIX SALIVA	*0,0000	*0,0000	0,9893	*0,0000		*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	0,0596	*0,0000
MINISTIX DeRe	*0,0000	*0,0000	0,2680	*0,0000	*0,0000		*0,0000	0,1881	*0,0000	*0,0000	0,6275	*0,0000
SILITIES INICIAL	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000		*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000
SILITIES SALIVA	*0,0000	*0,0000	*0,0142	*0,0000	*0,0000	0,1881	*0,0000		*0,0000	*0,0000	*0,0096	*0,0000
SILITIES DeRe	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0002		*0,0000	*0,0000	*0,0310
SUPERSLICK INICIAL	*0,0000	*0,0000	*0,0000	0,4272	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000
SUPERSLICK SALIVA	*0,0000	*0,0000	0,9873	*0,0000	0,0596	0,6275	*0,0000	*0,0096	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000
SUPERSLICK DeRe	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0310	*0,0000	*0,0000	

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: p<0,05* sugere diferenças estatisticamente significantes

TABELA XIII - TESTE DE COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DE GAMES-HOWELL PARA A VARIÁVEL FORÇA DE ATRITO

	POWERO		MINISTIX		SILITIES		SUPERSLICK		TEFLON		METAL	
	INICIAL	DERE	INICIAL	DERE	INICIAL	DERE	INICIAL	DERE	INICIAL	DERE	INICIAL	DERE
POWERO INICIAL	*0,0000	*0,0000	*0,0076	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000
POWERO SALIVA	*0,0000	0,1487	*0,0000	*0,0359	*0,0225	0,0739	*0,0000	0,9645	*0,0000	0,9704	1,0000	1,0000
POWERO DeRe	*0,0000	0,1487	*0,0000	0,9898	0,9336	1,0000	0,9991	0,7191	0,4242	0,0711	0,7405	0,7405
MINISTIX INICIAL	*0,0076	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0025	*0,0000	0,6182	*0,0000	*0,0001	*0,0021
MINISTIX SALIVA	*0,0000	*0,0359	0,9898	1,0000	1,0000	0,9960	0,2284	0,0872	*0,0182	0,4729	0,4729	0,4729
MINISTIX DeRe	*0,0000	*0,0225	0,9336	1,0000	1,0000	0,9547	0,1493	0,0568	*0,0115	0,3869	0,3869	0,3869
SILITIES INICIAL	*0,0000	0,1566	*0,0000	*0,0025	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0002	0,6906	0,8647	0,8647	0,8647
SILITIES SALIVA	*0,0000	*0,0440	0,9991	1,0000	0,9969	0,9999	0,2163	*0,0495	*0,0246	0,5586	0,5586	0,5586
SILITIES DeRe	*0,0000	0,0739	1,0000	0,9960	0,9547	0,9999	0,3783	0,1152	*0,0393	0,6470	0,6470	0,6470
SUPERSLICK INICIAL	*0,0000	*0,0000	0,6182	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0000	*0,0018	*0,0465	*0,0465	*0,0465
SUPERSLICK SALIVA	*0,0000	0,9645	*0,0000	0,2284	0,1493	0,3783	0,2163	1,0000	0,7372	0,9966	0,9966	0,9966
SUPERSLICK DeRe	*0,0000	0,9704	*0,0000	0,0872	0,0568	0,1152	*0,0002	1,0000	0,7478	0,9977	0,9977	0,9977
TEFLON	*0,0000	1,0000	*0,0001	*0,0182	*0,0115	*0,0393	0,6906	0,7372	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
METAL	*0,0000	1,0000	*0,0021	0,4729	0,3869	0,6470	0,5586	0,9966	0,9977	1,0000	1,0000	1,0000

FONT E: Dados da pesquisa

NOTA: p<0,05* sugere diferenças estatisticamente significantes

TABELA XIV - TESTE DE CORRELAÇÃO DE PEARSON

VARIÁVEIS	n	r	VALOR p
FORÇA E ATRITO	180	0,659747075	*0,0000

FONTE: Dados da pesquisa

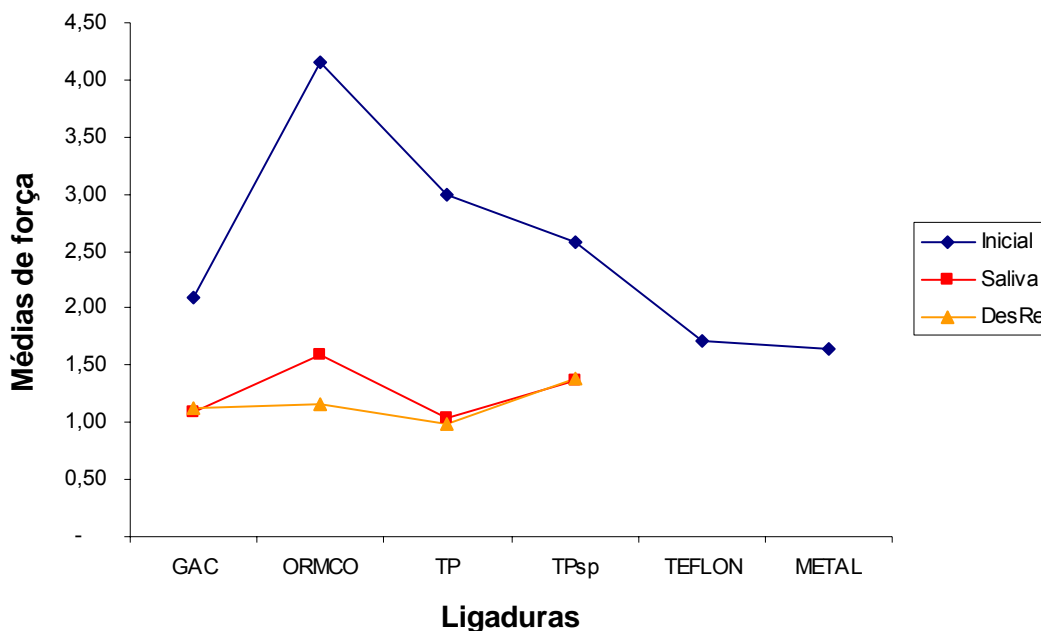
NOTA: Correlação significativa para $p < 0,05^*$ 

Fig 1. Médias de força de atrito das ligaduras elastoméricas nas condições Inicial, Saliva e DesRe

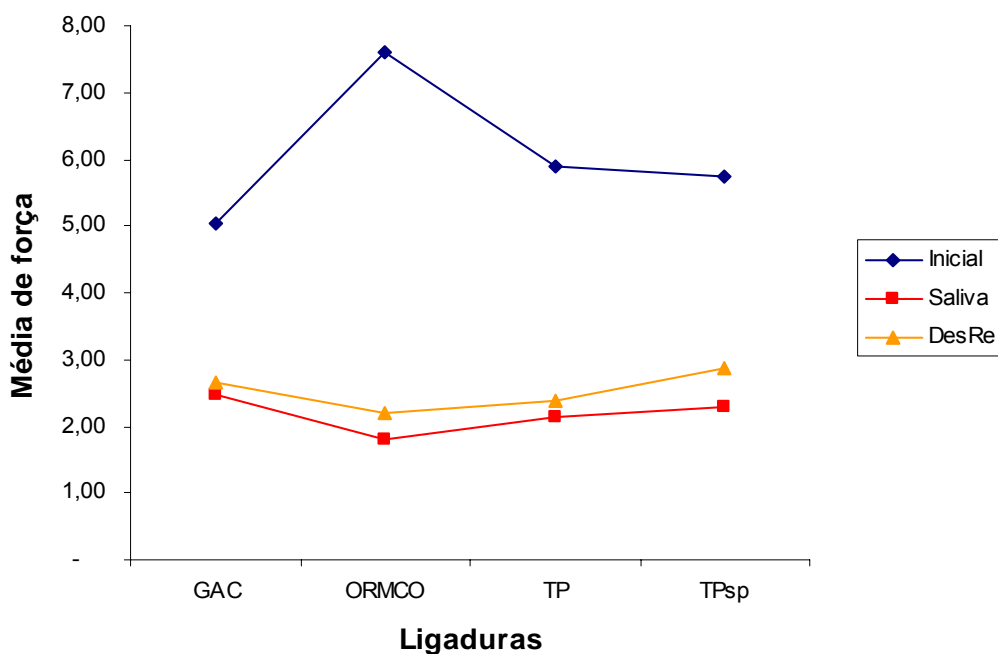


Fig 2. Médias de força de tração das ligaduras nas condições inicial, Saliva e DesRe

ANEXO IV - Normas para publicação - American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via the online Editorial Manager: ees.elsevier.com/ajodo . Organize your submission as follows.

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

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

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

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

5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source.

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

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

"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed copyright release and submit it via the Editorial Manager, or submit it via fax or mail.

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

Other Articles

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

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

Short Communications should not exceed 2000 words, including the bibliography, and should include a minimal number of figures or tables. Priority will be given to communications relating to primary research data, preferably clinical but also basic. This section permits time-sensitive material to be published within 6 months of submission.

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

Litigation, Legislation, and Ethics items report legal and ethical issues of interest to orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: dlturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the letter, or fax or mail separately.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is occasionally published as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: dlturpin@aol.com. Submit a signed copyright release with the editorial, or fax or mail separately.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending on their interest and value to subscribers. Send books to the Editor of Reviews and Abstracts, Dr Alex Jacobson, University of Alabama School of Dentistry, 1919 7th Ave S, Box 23, Birmingham, AL 35294. They will not be returned.

Checklist for authors

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

Abstract

Article proper, including references and figure legends

Figures, in TIF or EPS format

Tables

Copyright release statement, signed by all authors

Photographic consent statement(s)

Conflict of interest statement

Permissions to reproduce previously published material

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)