

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2008

JAIRO RIBEIRO VARELLA

AVALIAÇÃO DE INSTRUMENTO PARA INSERÇÃO DE LIGADURAS
ELÁSTICAS EM APARELHO ORTODÔNTICO

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para a
obtenção do título de Mestre em
Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá
2008

Varella, Jairo Ribeiro
V293a Avaliação de instrumento para inserção de ligaduras elásticas em aparelho ortodôntico / Jairo Ribeiro Varella. – Guaratinguetá : [s.n.], 2008
65 f. : il.
Bibliografia: f. 59-63

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2008
Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

1. Biomecânica 2. Elastômero I. Título

CDU 612.766

DADOS CURRICULARES

JAIRO RIBEIRO VARELLA

NASCIMENTO	02. 01. 69. Virgínia / MG
FILIAÇÃO	Isabel Ribeiro Varella Luiz Varella
1989/1992	Curso de Graduação Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas – EFOA.
2002/2003	Curso de Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial Sindicato dos Odontologistas do Estado de São Paulo.
2006/2008	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista – UNESP.

Dedico este trabalho à minha esposa Sandra pela compreensão e apoio nos momentos difíceis e à minha filha Larissa, que trouxe mais alegria para a minha vida.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço aos meus pais Luiz e Isabel, que me ensinaram através da palavra e do exemplo valores essenciais para a minha formação.

Ao Prof. Dr. José Elias Tomazini, orientador desta dissertação, que idealizou e dela participou diretamente, demonstrando sua alta capacidade técnica como professor e pesquisador, além de um espírito humanístico que o qualifica como um ser humano especial.

Ao meu sobrinho Henrique pelo apoio e ajuda essencial na realização deste trabalho.

Aos técnicos de laboratório Walter Luiz Tupinambá e Urbano Gonçalves de Oliveira pela amizade, boa vontade e ajuda na construção do dispositivo.

Ao Prof. Dr. João Zangrandi Filho por ter auxiliado na elaboração inicial deste trabalho.

Aos alunos do curso de engenharia mecânica Cleber Paiato José de Souza e Flávio Silva Rodrigues pela cooperação.

Ao Prof. Dr. Celso Pinto Moraes Pereira e Prof. Dr. João Zangrandi Filho por terem participado do exame de qualificação.

Aos Professores do Departamento de Mecânica da FEG: Araildo Lima Silva, João Alberto de Oliveira, José Geraldo Trani Brandão, Luiz Fernando Costa Nascimento, Mauro Hugo Mathias e Tamotsu Hirata.

À secretária Rose pela presteza nos serviços solicitados.

Às funcionárias da Biblioteca do Campus de Guaratinguetá pela dedicação e principalmente pela vontade em ajudar.

Aos amigos de curso Paulo Cortez, Paula Soares, Claudia Lio e Felipe Lemos.

A todos aqueles que de forma direta ou indireta colaboraram para a realização deste trabalho.

VARELLA, J.R. **Avaliação de instrumento para inserção de ligaduras elásticas em aparelho ortodôntico**. 2008. 65f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

RESUMO

O objetivo do trabalho foi determinar parâmetros para avaliar a pinça insersora de ligadura elástica, comparando-a com o aplicador de ligadura elástica. Foi idealizado e construído um dispositivo para medir a força de deslocamento da ligadura elástica, composto por transdutores de força e deslocamento, condicionador de sinais, placa de aquisição de dados e um computador. Para determinar a força de deslocamento foram utilizadas 58 ligaduras elásticas, sendo 29 ligaduras colocadas com o aplicador e 29 inseridas com a pinça. Os resultados mostraram que as ligaduras colocadas com a pinça necessitaram de uma força de deslocamento maior. As medidas da amostra de 45 ligaduras no projetor de perfil mostraram que a pinça esticou menos as ligaduras elásticas durante a manobra de inserção no braquete. O diagrama tensão x deformação específica ilustra que a inserção com o aplicador gera maiores tensões nas ligaduras elásticas do que a pinça insersora, estas tensões podem ser responsáveis pela quebra das ligações cruzadas o que resulta numa degradação das propriedades físicas do elastômero.

PALAVRAS-CHAVE: elastômero, ligadura elástica, instrumento ortodôntico insersor.

VARELLA, J.R **Evaluation of instrument for insertion of elastic ties in orthodontic appliance**. 2008. 65f. Dissertation (Master in Mechanics Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

ABSTRACT

The aim of this work is to determine parameters to evaluate the applying clamp of elastic tie, comparing it with the applicator of elastic tie. It was idealized and constructed a device to measure the displacement force of the elastic tie, being constituted of force and displacement transducers, signals conditioner, data acquisition plate and a computer. To determine the displacement forces, 58 elastic ties had been used, 29 of them being positioned with the applicator and the 29 other on being positioned with the help of the clamp. The results had shown that the ties positioned with the clamp required a bigger displacement force. The measurements of a sample of 45 ties made in a profile projector had shown that the ties positioned with the clamp has strained less during the act of insertion. The stress x strain diagram shows that the insertion made with the applicator creates bigger stress in the elastic ties than the stress when the applying clamp is used. These stress can be responsible for the crossed linking, and in addition results in a degradation in the physical properties of the elastomer.

KEYWORDS : elastomer, elastic tie, applying orthodontic instrument.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Aparelho ortodôntico	18
FIGURA 2	– (A) Pinça insersora e (B) Aplicador de amarrilho	20
FIGURA 3	– Alicate colocador de ligadura	20
FIGURA 4	– Pinça de inserção de ligadura elástica	21
FIGURA 5	– Pinça com ponta ativa para colocação de ligadura elástica	23
FIGURA 6	– Alicate para inserir ligadura elástica.....	24
FIGURA 7	– Instrumento com ponta ativa em forma de alça.....	24
FIGURA 8	– Instrumento para colocar ligadura elástica	25
FIGURA 9	– Instrumento para encaixar ligadura elástica	25
FIGURA 10	– Dispositivo para inserir ligadura elástica.....	26
FIGURA 11	– Instrumento descartável de ligaduras elásticas	26
FIGURA 12	– Instrumento para colocar ligadura elástica	27
FIGURA 13	– (A) Instrumento para ligadura elástica ortodôntica, (B) e (C) tipos de pontas ativas	27
FIGURA 14	– (A) Equipamento para colocar ligadura elástica ortodôntica e (B) Carregador de LE	28
FIGURA 15	– Ligadura elástica com ângulo de 45°	31
FIGURA 16	– Desenho do dispositivo com typodont ortodôntico acoplado.....	35
FIGURA 17	– (A) Dispositivo desmontado; (B) Dispositivo montado	35
FIGURA 18	– Transdutor de força tipo anel circular.....	36
FIGURA 19	– Transdutor de força do tipo anel circular de alumínio com os extensômetros colados	39
FIGURA 20	– Sistema de calibração.....	40
FIGURA 21	– Calibração do transdutor de força.....	40
FIGURA 22	– Gráfico da calibração	41
FIGURA 23	– Dispositivo com typodont.....	41
FIGURA 24	– (A) Orifício no braquete e (B) Orifício no dente de acrílico	42
FIGURA 25	– Circuito Elétrico.....	43

FIGURA 26	– (A) Projetor de Perfil e (B) LE no projetor de perfil	44
FIGURA 27	– Ensaio com transdutor de deslocamento acoplado ao dispositivo	45
FIGURA 28	– Gráfico com as forças de deslocamento	49
FIGURA 29	– (A) Elastômero sem tensão e (B) Elastômero com tensão; Callister (2002)	50
FIGURA 30	– Gráfico com o diâmetro das LE colocadas com os instrumentos: aplicador e pinça	52
FIGURA 31	– Gráfico força x deslocamento da ligadura elástica	54
FIGURA 32	– Tipos de ligaduras elásticas: módulo e bengala.....	55
FIGURA 33	– Gráfico tensão x deformação específica	56
FIGURA 34	– Diagrama tensão-deformação específica ($\epsilon < 0,2$)	57

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Força de deslocamento da amostra de LE colocadas com a pinça e o aplicador.....	49
TABELA 2	– Valores médios, mínimos, máximos do diâmetro interno da LE após a colocação e remoção do braquete pelos instrumentos: pinça e aplicador.....	52
TABELA A1	– Valores das forças medidas em 58 amostras de LE	64
TABELA A2	– Diâmetros da amostra de 45 LE	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LE	-	Ligadura elástica
MPa	-	Mega Pascal
cm	-	Centímetro
DME	-	Departamento de Mecânica
dp	-	Desvio padrão
et al	-	E colaboradores
EFOA	-	Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
mm ²	-	Milímetro quadrado
mV	-	Milivolt
N	-	Newton
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista
V	-	Volt

LISTA DE SÍMBOLOS

σ	- Tensão normal	Pa
ε	- Deformação específica	[1]
V	- Tensão de excitação da ponte	mV
ΔE	- Tensão de saída da ponte	mV
D_i	- Diâmetro interno da ligadura elástica	mm
D_e	- Diâmetro externo da ligadura elástica	mm
E	- Módulo de elasticidade do material do transdutor de força tipo anel circular	Pa
I	- Momento de Inércia	m^4
k	- Fator do extensômetro	[1]
M	- Momento fletor	N.m
b	- Largura do transdutor de força tipo anel circular	mm
t	- Espessura do transdutor de força tipo anel circular	mm
r	- Raio	mm
F	- Força	N

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	OBJETIVOS	21
1.2	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	22
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1	INSTRUMENTOS PARA COLOCAÇÃO DA LIGADURA ELÁSTICA.....	23
2.2	PROPRIEDADES FÍSICAS DO ELASTÔMERO.....	28
3	MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1	DESENVOLVIMENTO E CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO DE TRAÇÃO PARA MEDIR A FORÇA DE DESLOCAMENTO DA LIGADURA ELÁSTICA	34
3.1.1	Transdutor de força.....	35
3.1.2	Calibração do Transdutor	39
3.1.3	Montagem do typodont ortodôntico no dispositivo	41
3.1.4	Circuito elétrico de orientação no deslocamento da ligadura elástica	42
3.1.5	Medida experimental da força de deslocamento da ligadura elástica	43
3.2	MEDIDAS DOS DIÂMETROS DAS LIGADURAS	43
3.3	CONSTRUÇÃO DA CURVA TENSÃO X DEFORMAÇÃO ESPECÍFICA	45
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	48
4.1	MEDIDA DA FORÇA DE DESLOCAMENTO DA LIGADURA ELÁSTICA	48
4.2	MEDIDA DO DIÂMETRO INTERNO DAS LIGADURAS	51
4.3	DIAGRAMA FORÇA X DESLOCAMENTO.....	53
4.4	CONSTRUÇÃO DA CURVA TENSÃO X DEFORMAÇÃO ESPECÍFICA	55

5	CONCLUSÕES.....	58
	REFERÊNCIAS.....	59
	APÊNDICE.....	64

1 INTRODUÇÃO

Ortodontia é a especialidade da Odontologia que trata das deformidades dentofaciais (LINO, 1993). O tratamento ortodôntico requer o uso de instrumentos específicos para o manuseio dos materiais necessários na montagem e ativação do aparelho ortodôntico. A otimização dos recursos disponíveis está em conhecer as propriedades físicas dos materiais e no uso adequado dos instrumentos. Existe atualmente, uma grande variedade de braquetes que variam em relação aos recursos incorporados, formato e tamanho. A Figura 1 mostra alguns dos componentes do aparelho ortodôntico.

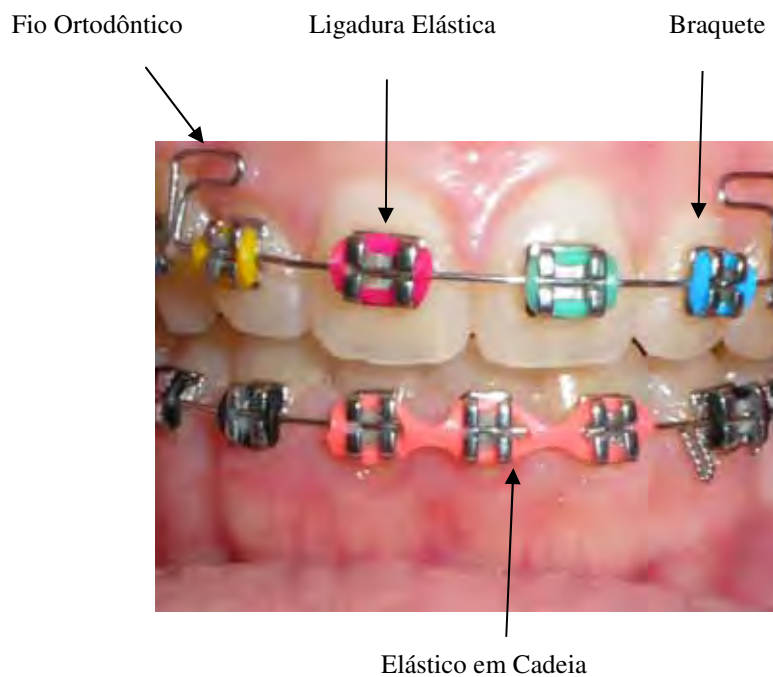


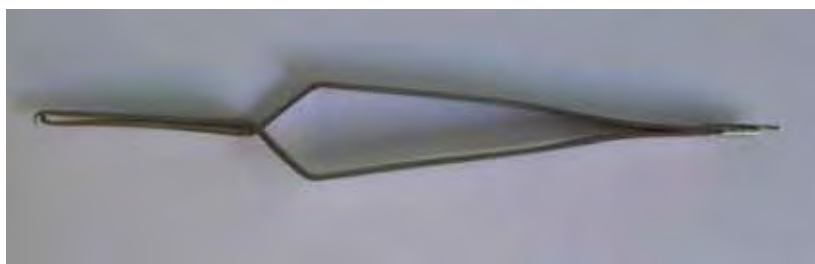
Figura 1 – Aparelho ortodôntico.

As ligaduras elásticas (LE) são utilizadas para prender o fio ortodôntico no braquete e estas apresentam algumas vantagens, entre elas: são biocompatíveis, confortáveis, de fácil manuseio e higienização, e possuem a propriedade elástica. No entanto, também apresentam desvantagens como: não são capazes de suportar

níveis de forças constantes por longo período de tempo e sofrem alterações em suas propriedades físicas (TALOUMIS et al, 1997; ABRÃO, 2003; MARTINS et al, 2006; SOUZA et al, 2008). Atualmente, as ligaduras elásticas quase que substituíram os amarrilhos metálicos no tratamento ortodôntico (HENRIQUES; HAYASAKI; HENRIQUES, 2003) e os braquetes auto ligantes, que não necessitam de ligadura elástica, porém num custo financeiro muito elevado.

As ligaduras elásticas e os elásticos em cadeia são produzidos a partir de elastômeros. O termo elastômero refere-se a materiais que retornam à sua configuração inicial após sofrerem consideráveis deformações (DE GENOVA et al, 1985; BATY et al, 1994). A maioria dos trabalhos sobre elastômeros, disponíveis na literatura ortodôntica, estuda os elásticos em cadeia, mesmo sendo as ligaduras elásticas confeccionadas com o mesmo material dos elásticos em cadeia, as aplicações clínicas são diferentes, logo, as respostas também podem ser diferentes (TALOUMIS et al, 1997). Os elásticos em cadeia precisam ser distendidos para terem um efeito clínico, pois são usados para movimentar os dentes no fechamento de espaços ou movimento de retração dentária (ALMEIDA, 1993; ARAÚJO; URSI, 2006), enquanto as ligaduras elásticas são utilizadas para fixar o fio ortodôntico no braquete (MARTINS et al, 2006; SOUZA et al, 2008) e na tentativa de corrigir pequenas giroversões dentárias (TALOUMIS et al, 1997) e não precisam sofrer distensão para serem efetivas.

Para colocação da LE no braquete é necessário o uso de instrumento apropriado e há, no mercado, diversos instrumentos disponíveis. Neste trabalho são testados dois tipos de instrumentos: aplicador de amarrilho e a pinça insersora de ligadura elástica. A Figura 2 ilustra a pinça e o aplicador.



(A)



(B)

Figura 2 – (A) Pinça insersora e (B) Aplicador de amarrilho.

A pinça insersora foi criada em 2002 pelo autor desta dissertação de forma empírica, decorrente da observação de um alicate de colocação de ligadura elástica criado pelo Prof. Alael de Paiva Lino, mostrado na Figura 3.



Figura 3 – Alicate colocador de ligadura.

A pinça teve como objetivo melhorar a forma de manuseio do instrumento em relação ao alicate. A ponta ativa do instrumento foi modificada com um

desgaste formando uma cavidade para encaixar a ligadura elástica. A garra também foi alterada de modo que possa prender e inserir a ligadura no braquete distendendo-a o mínimo possível. A Figura 4 mostra desenhos da pinça.

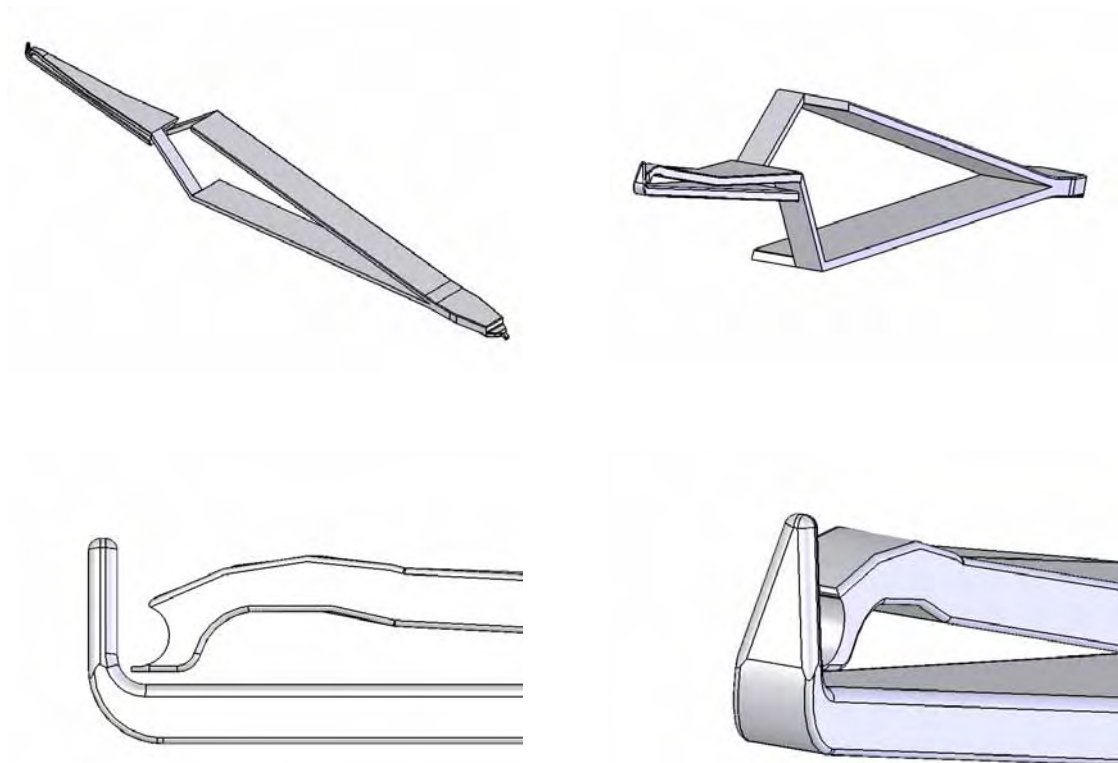


Figura 4 – Pinça de inserção de ligadura elástica.

Portanto, a proposta do trabalho é verificar a eficiência da pinça insersora de ligadura elástica ortodôntica desenvolvendo um dispositivo apropriado para ensaios em laboratório comparando-a com o aplicador de LE.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é determinar parâmetros para avaliar a eficiência da pinça insersora comparando-a com o aplicador. Os objetivos específicos são:

1. Medir a força necessária para deslocar a ligadura elástica do braquete, no momento em que o fio ortodôntico perde o contato com este.
2. Verificar a alteração no diâmetro da ligadura elástica ocasionada pelo instrumento de colocação: pinça e aplicador.
3. Construir um diagrama tensão x deformação específica da ligadura elástica, a fim de situar as deformações na ligadura produzida pela pinça e aplicador.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O capítulo 1 expõe o problema, as justificativas e a proposição do estudo. É ressaltada a necessidade de se avaliar e conhecer os limites das propriedades físicas da ligadura elástica.

O capítulo 2 engloba a revisão bibliográfica sobre alguns instrumentos usados para colocação da ligadura elástica e principalmente sobre as características das propriedades físicas do elastômero usado em ortodontia.

No capítulo 3 são apresentados os materiais e métodos utilizados para o estudo. É realizada a descrição do projeto e a construção do dispositivo para medição da força da ligadura elástica ao deslocar-se do braquete. Na fase de projeto foram definidos os princípios utilizados para aquisição das informações. A etapa seguinte foi a seleção de material e construção do dispositivo para coleta de dados. Em seguida, foram realizados a calibração e os testes experimentais com as amostras de ligaduras elásticas usando o aplicador e a pinça insersora.

A apresentação, dos resultados e discussões, encontra-se no capítulo 4.

A conclusão do trabalho é apresentada no capítulo 5.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 INSTRUMENTOS PARA COLOCAÇÃO DE LIGADURA ELÁSTICA

Muitos aparelhos ortodônticos utilizam as LE para prender o fio ortodôntico ao braquete. A manobra de inserção da LE ao braquete necessita de instrumentos específicos. Com esta finalidade vários dispositivos foram desenvolvidos e patenteados, eles variam de acordo com a forma de apreensão da LE, inserção da LE e no modo de manuseio do instrumento

Cusato e Closter (1975) registraram o instrumento em formato de pinça, ilustrado na Figura 5. As duas hastes apresentam uma cavidade em suas pontas para encaixar a LE. Com a pinça fechada pode-se armazenar a LE, entre as hastes existe uma trava onde é possível distender a LE para inserí-la ao braquete.



Figura 5 – Pinça com ponta ativa para colocação de ligadura elástica.

Dragan (1977) desenvolveu um alicate com ponta ativa formada por duas hastes com uma cavidade em cada uma delas. Quando as hastes estão juntas servem para armazenar a LE. Abrindo as duas hastes a LE sofre distensão e pode ser inserida ao braquete. O alicate está ilustrado na Figura 6

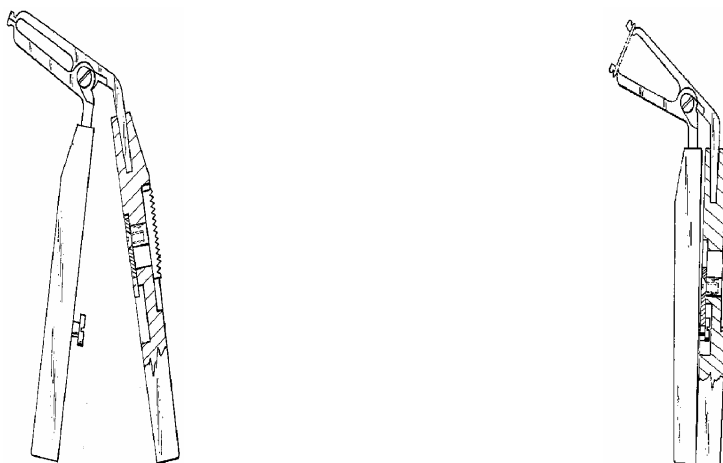


Figura 6 – Alicates para inserir ligadura elástica.

Shilliday (1977) registrou um dos instrumentos mais conhecidos pelos ortodontistas. A ponta ativa apresenta uma alça para inserir a ligadura elástica, ilustrada na Figura 7.

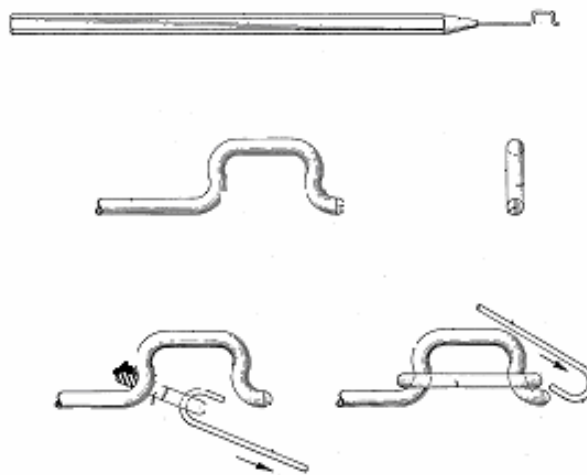


Figura 7 – Instrumento com ponta ativa em forma de alça.

Kurz (1980) desenvolveu o dispositivo representado na Figura 8 para encaixar ligadura elástica. O dispositivo possibilita guardar LE no seu interior e quando acionado, uma LE é empurrada para ponta ativa, onde a mesma é distendida e encaixada no braquete.

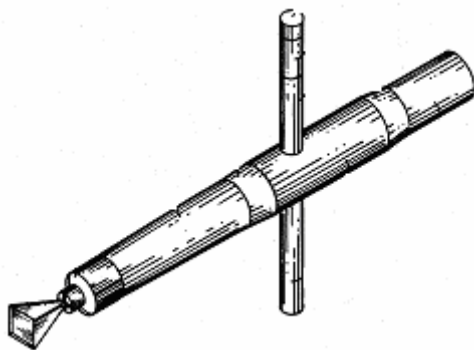


Figura 8 – Instrumento para colocar ligadura elástica.

Barone (1983) criou o instrumento para inserir ligadura elástica, mostrado na Figura 9. As LE são armazenadas numa haste no interior do instrumento e quando a carcaça do instrumento é empurrada a ponta ativa solta a LE no braquete e posiciona uma nova LE para ser inserida.

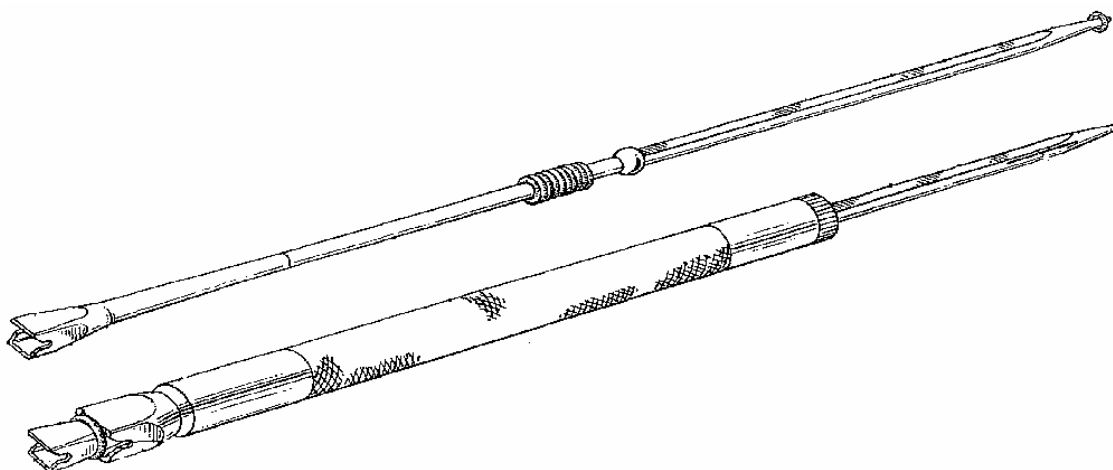


Figura 9 – Instrumento para encaixar ligadura elástica.

Kesling (1989) desenvolveu um dispositivo ejetor de LE, ilustrado na Figura 10. A ponta ejetora possui 4 garras expulsivas para o encaixe da LE. Quando o dispositivo é acionado, a ponta ejetora abre-se distendendo a LE e soltando-a no braquete

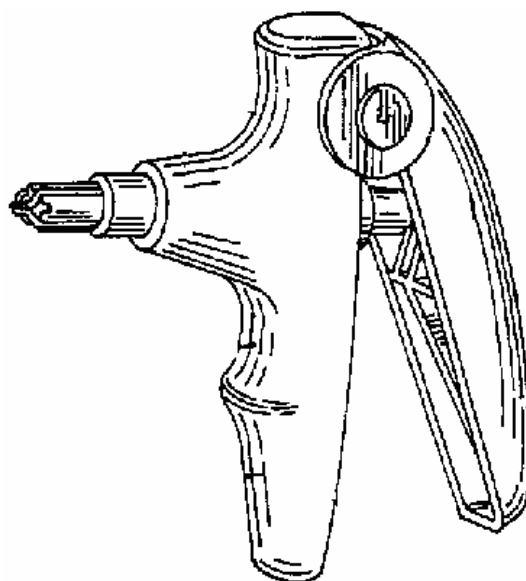


Figura 10 – Dispositivo para inserir ligadura elástica.

Cho (1993) criou um instrumento descartável que armazena a LE em seu próprio cabo e à medida que LE desloca-se para a ponta ativa, distende-se um pouco, e assim está pronta para a inserção ao braquete. O instrumento é apresentado na Figura 11.



Figura 11 – Instrumento descartável de ligaduras elásticas.

Hirschfeld (1997) desenvolveram o instrumento para inserir a LE semelhante à forma de manusear uma seringa, representado na Figura 12. O

instrumento possibilita armazenar LE no seu interior, e quando a ponta ativa solta uma LE, outra esta sendo posicionada no carregador.

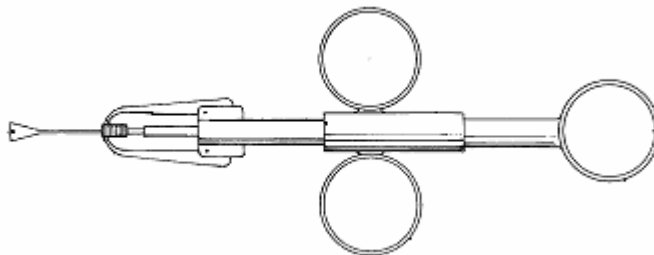


Figura 12 – Instrumento para colocar ligadura elástica.

Brilliant e Schwartz (2003) modificaram a pinça de Mathieu para usá-la na colocação de LE, ilustrado na Figura 13A. A ponta ativa varia de acordo com o fabricante. Entre os modelos disponíveis podem-se encontrar os tipos mostrados nas Figuras 13 B e 13 C.

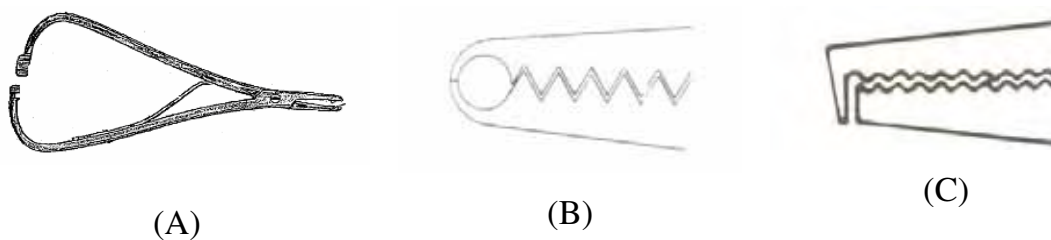


Figura 13 – (A) Instrumento para ligadura elástica ortodôntica, (B) e (C) Tipos de pontas ativas.

Quillian (2005) desenvolveu o equipamento para encaixar LE, utilizando-se de um carregador específico de LE que é acoplado ao equipamento, semelhante ao dispositivo de um revolver, ilustrado na Figura 14.

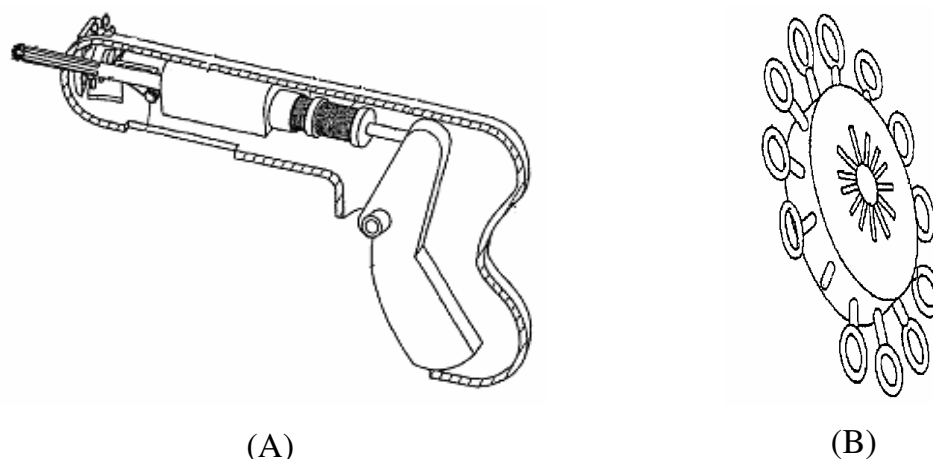


Figura 14 – (A) Equipamento para colocar ligadura elástica ortodôntica e (B) Carregador de LE.

2.2 PROPRIEDADES FÍSICAS DO ELASTÔMERO

Miles e Briston (1965) explicaram que, quimicamente os elastômeros são considerados polímeros. A origem grega da palavra explica sua estrutura, onde "poli" significa muitas e "meros", partes. São substâncias compostas por várias moléculas que se repetem formando uma cadeia à parte das unidades fundamentais, que são denominadas monômeros. O elastômero é composto por ligações primárias e secundárias com fraca atração molecular, apresenta um padrão espiral e quando este se deforma, devido à aplicação de uma força, as cadeias poliméricas se ordenam em uma estrutura linear com ligações cruzadas em alguns pontos ao longo das mesmas. A modificação do padrão espiral para linear ocorre devido às fracas ligações secundárias, enquanto as ligações cruzadas são responsáveis pela recuperação da estrutura inicial. A deformação permanente ocorre quando as ligações cruzadas se rompem.

Andreasen e Bishara (1970) estudaram a diminuição da força de tração das cadeias elásticas da marca comercial Alastik (Unitek) e encontraram uma deformação permanente de aproximadamente 50% do seu comprimento original, após 24 horas e perda de força de tração de 74,21%.

Hershey et al (1975) avaliaram elastômeros em cadeia de 3 marcas comerciais, utilizando um dispositivo com a finalidade de simular o movimento dental. Ocorreu um declínio da força maior que 50% após as primeiras 24 horas, para todos os elásticos. Todos apresentaram diminuição da força. Julgaram as três amostras equivalentes clinicamente.

Wong (1976) comparou cadeias elastoméricas de diferentes marcas, constatando algumas diferenças entre os produtos. O elástico Power (Ormco) foi considerado mais elástico e menos rígido que o Alastic (Unitek), o qual apresentou mais força. Durante o teste de tração, as duas marcas apresentaram uma maior perda de força inicial durante as primeiras 24 horas, ou seja, 73% da força inicial. Os materiais elásticos sofreram deformações permanentes, portanto, num tratamento ortodôntico, o ortodontista deve considerar a rápida perda inicial de força nas primeiras 24 horas.

Kovatch et al (1976) demonstraram que os elásticos em cadeia Alastik tipo k-2 (Unitek) apresentaram um declínio de força maior quando submetidos a uma rápida distensão. Assim, aconselharam que os módulos fossem distendidos gradativamente durante a sua colocação, para evitar reações elásticas indesejáveis.

De Genova et al (1985) estudaram os elásticos em cadeia das marcas Power Chain II(Ormco), Energi Chain (Rock Mountain) e Elast-o-Chain (T.P.Orthodontics) Dividiram em dois grupos e compararam o declínio da força. Um grupo foi submetido à variação de temperatura de 15°C a 45°C num período de três semanas, enquanto o outro foi submerso em saliva artificial a 37°C. Relataram ter encontrado um declínio de força maior para o grupo submerso em saliva artificial a 37°C.

Huget et al (1989) avaliaram oito segmentos de elastômero em cadeia da marca Ormco acondicionados em água com temperatura de 37°C. Foram testados em laboratório nos intervalos de 1, 7, 14, 42 e 70 dias e ficou evidente a deterioração das amostras, principalmente na presença de água.

Almeida (1993) estudou a influência da pigmentação sobre o comportamento de 11 cadeias elastoméricas, nas cores encontradas no mercado

em função do tempo de distensão. As amostras foram constituídas de 10 módulos, de quatro anéis para cada cor. Os módulos foram distendidos a uma distância de 25 milímetros e as leituras da força de tração foram efetuadas com o auxílio de um dinamômetro em intervalos de tempo, que variaram de 1 hora, 6 horas, 12 horas, 24 horas, 72 horas, 1 semana, 2 semanas, 3 semanas e 4 semanas. Os resultados demonstraram que a pigmentação adicionada às cadeias elastoméricas interferiu significativamente no desempenho da força de trabalho após a distensão, sendo que o elastômero de cor cinza foi o que apresentou a maior porcentagem de força remanescente ao final de 4 semanas.

Lu et al (1993) pesquisaram o relaxamento de cadeias elastoméricas num período de 6 semanas. As amostras escolhidas eram de cor transparente e cinza e foram acondicionadas em água a 37° C. O ensaio simulava o movimento dentário. Relataram que a amostra de cor transparente tem uma força inicial maior que a cinza e retém maior quantidade de força ao longo do tempo.

Kaplla (1994) verificou em laboratório o desempenho de 3 marcas de elastômeros em cadeia no período de 100 dias. Concluiu que a força remanescente é insuficiente para movimentação dentária.

Taloumis et al (1997) avaliaram as ligaduras elásticas de sete marcas comerciais, quanto à diminuição da força, alteração dimensional e a relação entre o tamanho da ligadura e a força. Três dos quatro grupos testados foram distendidos por ganchos de aço inoxidável com uma circunferência semelhante ao braquete ortodôntico. O grupo 1 foi mantido sob umidade e temperatura ambiente por 28 dias. O grupo 2 submerso em saliva artificial a 37° C, pH 6,84 durante 28 dias. O grupo 3 foi submerso em saliva artificial a 37° C, pH 6,84 e os níveis de força foram registrados no início e com 24 horas, 7, 14 e 28 dias. O quarto grupo não foi distendido, mas foi imerso em saliva artificial a 37° C, pH 6,84 durante 28 dias para avaliar as alterações dimensionais devido à absorção de saliva. Observaram que a saliva e o calor tiveram muita influência no declínio da força e na deformação permanente. Verificaram que houve uma correlação negativa entre o diâmetro interno e a força. O maior declínio ocorreu nas primeiras 24 horas para todas as ligaduras elásticas. Concluíram que as ligaduras

são apropriadas para o nivelamento. No entanto, a rápida perda de força e a deformação permanente impedem seu uso na correção de giroversão dentária.

Tzou (2001) enfatizou ao comentar sobre a ligadura elástica desenvolvida em um formato diferente, ilustrado na Figura 15, que a forma de adaptação da ligadura elástica ao braquete é muito importante para otimizar o sistema de fixação fio - braquete.



Figura 15 – Ligadura elástica com ângulo de 45°.

Lam et al (2002) pesquisaram em laboratório a diminuição da força e o aumento do estiramento em duas marcas comerciais de ligaduras elásticas. Foram utilizadas 7 amostras de cinco ligaduras num período de 12 semanas. Concluíram que houve diferença significativa entre as marcas comerciais e que todas as ligaduras elásticas perderam a força no decorrer do tempo. O efeito de pré-estiramento não produziu efeito prejudicial na força e na extensão em longo prazo.

Mundstock et al (2003) realizaram ensaios com seis diferentes marcas comerciais de elásticos em cadeia armazenados em água na temperatura ambiente. As medições foram registradas nos seguintes períodos: inicial, 1 minuto, 15 minutos, 1 hora, 24 horas, 7, 14, 21 e 28 dias. Concluíram que todas as marcas comerciais perderam força com o passar do tempo, sendo que a maior perda aconteceu nas primeiras 24 horas. Mas, mesmo assim compatíveis para o uso clínico.

Henriques, Hayasaki e Henriques (2003) enfatizaram que os ortodontistas devem conhecer as propriedades físicas dos elásticos e que a disponibilidade de diversas cores de elásticos também facilita a cooperação e o incentivo dos

pacientes. Atualmente, as ligaduras elásticas substituíram quase que por completo os fios metálicos para ligadura.

Abrão (2004) estudou a intensidade das forças liberadas por cinco cores de ligaduras elásticas, quando imersas em solução de saliva artificial a 37°C. As amostras avaliadas foram quantificadas através de uma máquina de ensaios de tração, nos períodos de tempo inicial, 1 dia, 7, 14, 21 e 28 dias de imersão em saliva artificial. A maior queda nos valores das forças liberadas pelas ligaduras elásticas ocorreu nas primeiras 24 horas de imersão de saliva artificial, sendo esta queda contínua e de forma gradativa até a quarta semana. Observaram que os pigmentos utilizados nas ligaduras não influenciaram a perda da força.

Braga et al (2005), ao analisarem os elásticos ortodônticos, enfatizaram que uma das características dos elastômeros é o decaimento da força inicial com o tempo até a sua estabilização. A relaxação da tensão ocorre quando uma amostra polimérica é deformada rapidamente e mantida sob deformação constante, a tensão aplicada para manter essa deformação diminui com o tempo.

Araújo e Ursi (2006) avaliaram em laboratório com o auxílio de um dinamômetro acoplado a um dispositivo de tração, cinco marcas comerciais de elásticos em cadeia sintéticos quanto à degradação da força quando estirados continuamente em uma distância de 20 mm. As leituras foram feitas nos intervalos de 1/2, 1, 6, 12, 24, 48 horas; 7, 14, 21 e 28 dias. Concluíram que as amostras sofreram significativa redução na quantidade de força na primeira hora e que a média de força gerada em 21 e 28 dias de testes foi semelhante para todas as amostras estudadas.

Martins et al (2006 A) verificaram as ligaduras elásticas de diferentes cores do tipo modular da marca Morelli. Vários cilindros de aço inoxidável com diâmetro aproximado de um braquete de incisivo central superior foram imersas em saliva artificial a 37° C. Utilizaram uma máquina de tração para medir a força, antes da colocação nos estiletos (0 h) e após 24 horas de imersão em saliva artificial. Verificaram que existe uma diferença significativa entre as forças de tração em 0 h e 24 h. Em 0 h já existem diferenças significativas entre algumas cores. Em 24 h, também foram constatadas diferenças significativas. Concluíram

que os pigmentos utilizados nas ligaduras elásticas influenciaram as propriedades físicas.

Martins et al (2006B) reafirmaram que a deformação permanente só ocorre quando o polímero é distendido acima de seu limite elástico, promovendo a quebra das ligações cruzadas. O elastômero ideal seria aquele que, após ser distendido abaixo do seu limite elástico, retornaria à sua exata configuração inicial.

Souza et al (2008) pesquisaram os modelos disponíveis de ligadura elástica (marca Morelli) em módulos e em bengala, nas cores cinza e cristal para determinação do percentual de degradação das forças geradas pelas mesmas. As ligaduras elásticas foram estiradas em estiletes de aço inoxidável com diâmetro de 4 mm e imersas em solução de saliva artificial a 37°C. Um aparelho de ensaio de tração foi utilizado para a coleta de dados sobre a intensidade das forças liberadas nos intervalos: início do experimento, 24 horas, 1 semana, 2 semanas, 3 semanas e 4 semanas. Observaram que as ligaduras elásticas do tipo bengala, em média liberaram maior intensidade de força. O percentual de degradação das forças liberadas por todas as ligaduras aumentou de forma acentuada entre zero e 24 horas e de forma gradativa após este período, com exceção do 28º dia quando, provavelmente, houve perda das propriedades elásticas das ligaduras.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para atingir os objetivos propostos, foram realizadas as seguintes etapas:

1. Desenvolvimento e construção de um dispositivo para medir a força de deslocamento da LE do braquete.
2. Medida do diâmetro da LE ocasionada pelo instrumento de colocação: pinça e aplicador. A observação da alteração foi feita por meio do equipamento projetor de perfil.
3. Construção de um diagrama tensão x deformação específica da LE, a fim de situar as deformações na LE produzida pela pinça e aplicador, utilizando o dispositivo de tração.

3.1 DESENVOLVIMENTO E CONSTRUÇÃO DO DISPOSITIVO DE TRAÇÃO PARA MEDIR A FORÇA DE DESLOCAMENTO DA LIGADURA ELÁSTICA

De acordo com o primeiro objetivo específico que é medir força necessária para deslocar a ligadura elástica (LE) do braquete, foi idealizado um dispositivo de tração para medir esta força, apresentado na Figura 16. O dispositivo idealizado foi construído nos laboratórios do departamento de mecânica (DME). É constituído por uma plataforma de aço medindo 150 x 300 mm, servindo de base para um typodont ortodôntico e uma torre confeccionada em uma chapa de aço com a medida de 140 mm de altura, 80 mm de largura e 25 mm de espessura. Nesta, foi alojado o sistema de tração para a ligadura elástica; constituído de uma polia com manivela, onde foi acoplado um parafuso com rosca fina (passo 0,5 mm). Na extremidade do parafuso foi fixado um transdutor de força tipo anel circular. A Figura 17 (A) mostra o dispositivo desmontado e a Figura 17 (B) ilustra o dispositivo montado.

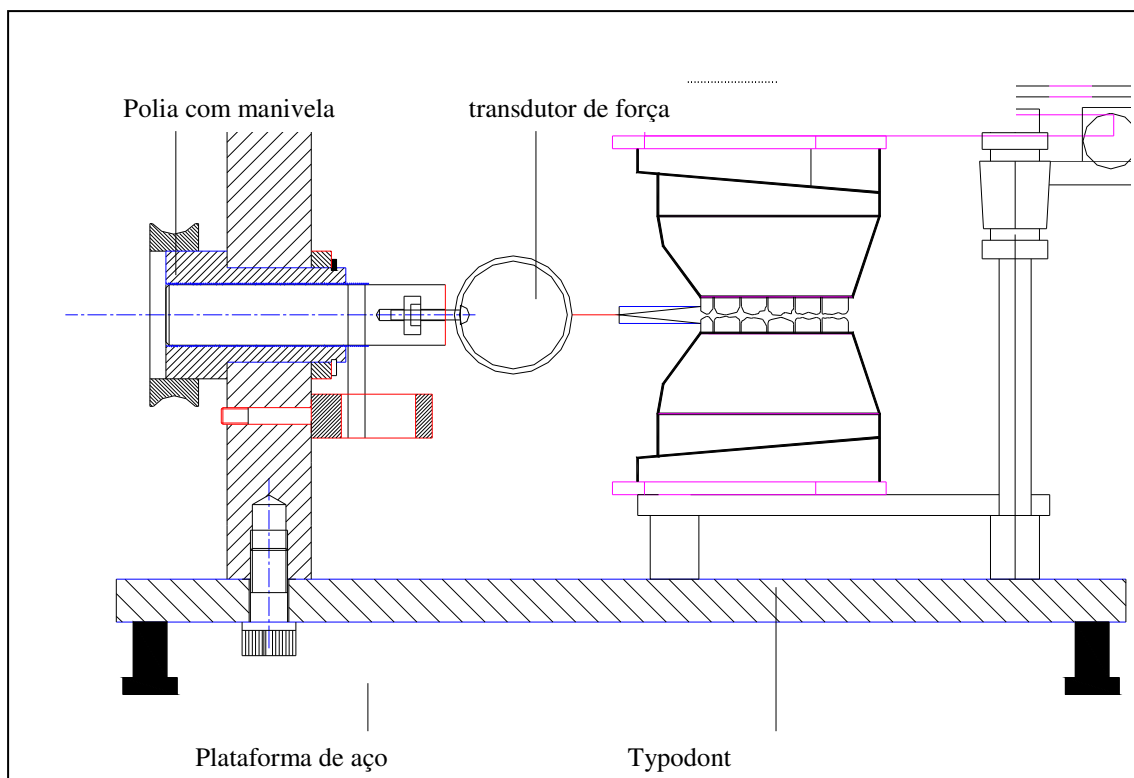


Figura 16 – Desenho do dispositivo com typodont ortodôntico acoplado.

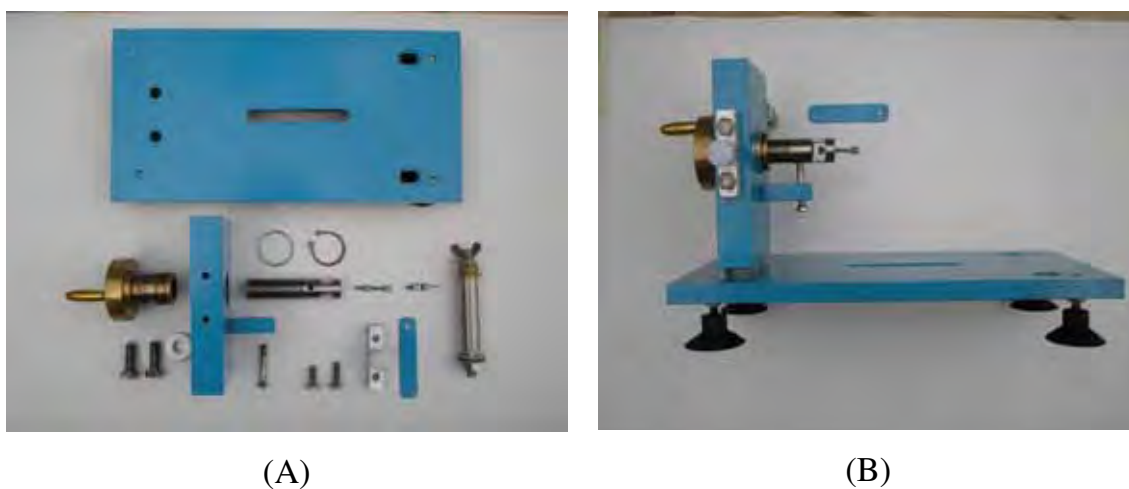


Figura 17 – (A) Dispositivo desmontado; (B) Dispositivo montado.

3.1.1 Transdutor de força

Para medir a força de deslocamento, assim como as forças até a ruptura da ligadura elástica, projetou-se um transdutor de força tipo anel circular. O anel circular foi escolhido por constituir uma solução compacta e de fácil construção.

Foram colados quatro extensômetros elétricos (marca KYOWA, 120 Ω , grade 3mm) em pontos convenientes do anel, os quais foram unidos, formando um circuito em ponte completa de Wheatstone. As dimensões do anel foram obtidas através da equação básica da extensometria que relaciona tensão na saída da ponte com as deformações onde estão colados os extensômetros. A Figura 18 ilustra um desenho do anel circular mostrando a força aplicada, os extensômetros e o circuito em ponte completa. Nesta Figura, r é o raio interno do anel, t a espessura e b a largura. Os extensômetros são denotados por E_1 , E_2 , E_3 e E_4 .

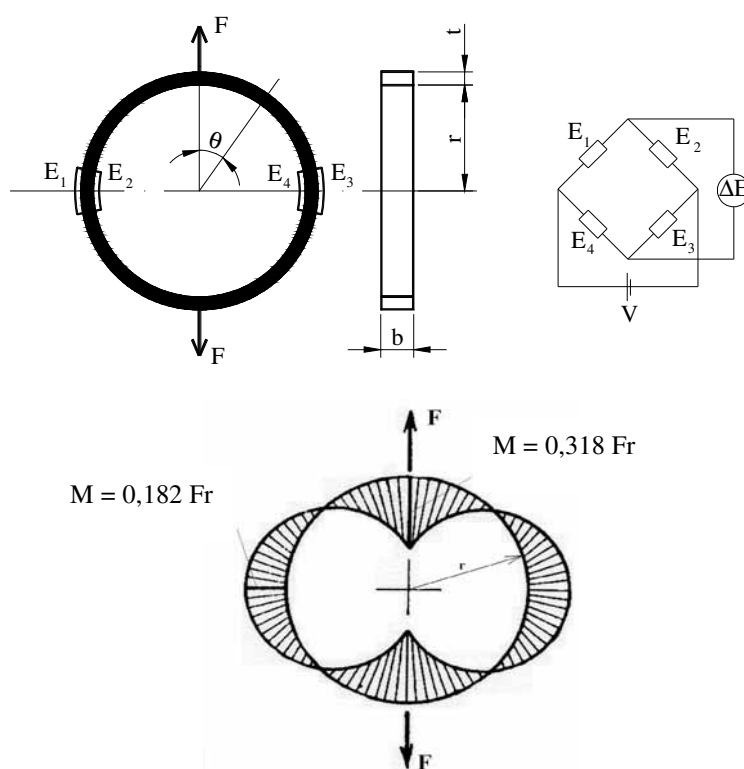


Figura 18 – Transdutor de força tipo anel circular.

Segundo os métodos da Mecânica dos Materiais (FEODOSIEV, 1994), o momento fletor na seção onde estão os extensômetros ($\theta=90^\circ$), é dado por:

$$M = 0,182 F r \quad (1)$$

A deformação específica nesta seção é aproximada por:

$$\varepsilon_{90^\circ} = \frac{M c}{E I} \quad (2)$$

Sendo $c = t/2$, E o módulo de Elasticidade longitudinal do material, I o momento de inércia da seção transversal ($I = b t^3/12$).

Segundo a teoria de Extensometria Elétrica (DALLY; RILEY, 1991), a relação entre a tensão de saída da ponte de Wheatstone e as deformações nos pontos onde os extensômetros estão colados é dada por:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{k}{4} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (3)$$

Sendo:

ΔE = Tensão de saída da ponte [mV]

V = Tensão de Excitação da ponte [mV]

k = Fator do extensômetro ($k \approx 2$)

ε_i = Deformação específica nos pontos onde estão colados os extensômetros.

Substituindo a equação 2 em 3 e observando que $\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon_3 = \varepsilon_4 = \varepsilon$ e $k \approx 2$, vem:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{2 M c}{E I} \quad (4)$$

Substituindo as equações anteriores em 4:

$$\frac{\Delta E}{V} = 2,184 \frac{F r}{E b t^2} \quad (5)$$

Para se ter um valor da força máxima ($F_{m\acute{a}x}$) suportada pela ligadura elástica, realizou-se um teste aplicando-se cargas na mesma e verificou que a mesma rompia com uma carga aproximada de 20 N. Para uma maior segurança com relação à carga de ruptura de ligaduras, projetou-se o anel para uma carga

máxima de 40 N. Como a carga máxima é relativamente pequena, foi escolhido o alumínio como material do transdutor, com módulo de Elasticidade $E = 70 \text{ GPa}$. Considerou-se, também, que $(\Delta E/V)_{\text{máx}}$, correspondente à carga máxima ($F_{\text{máx}}$), era 0,001, que é a um valor normalmente adotado em transdutores comerciais. Desta forma a equação 3.5 resulta em:

$$\frac{r}{b t^2} = 8,013 \times 10^5 \quad (6)$$

Adotando $b = 5 \text{ mm}$ e $t = 2 \text{ mm}$, resulta pela equação 3.6, $r = 16 \text{ mm}$.

De acordo com o Diagrama de Momento Fletor mostrado na Figura 17, o momento máximo é dado por:

$$M = 0,318 F r \quad (7)$$

Portanto a tensão normal máxima é:

$$\sigma_{\text{máx}} = \frac{M_{\text{máx}} c}{I} = \frac{0,318 F_{\text{máx}} r}{b t^2} \cong 61,2 \text{ MPa} \quad (8)$$

O valor encontrado está abaixo da tensão de escoamento do alumínio: $\sigma_e = 255 \text{ MPa}$, (BEER; JOHNSTON, 1995). A Figura 19 ilustra o anel circular com os extensômetros colados.



Figura 19 – Transdutor de força do tipo anel circular de alumínio com os extensômetros colados.

3.1.2 Calibração do Transdutor

Após a construção do anel circular, a colagem e a montagem dos extensômetros, foi realizada a calibração do mesmo. Para tanto, o anel foi fixado na extremidade superior de um suporte para experimentos. Na outra extremidade do anel foi fixado um suporte (prato) para colocação de massas previamente medidas, ilustrado na Figura 20. O sinal proveniente dos extensômetros foi coletado por um sistema de condicionamento de sinais, modelo Spider8@ (HBM) e analisado pelo programa Catman. A cada valor de carga, era medida a tensão na saída da ponte de Wheatstone. Desta forma o sinal elétrico proveniente da Ponte de Wheatstone era relacionado à carga aplicada no transdutor de força (tipo anel).



Figura 20 – Sistema de Calibração.

A Figura 21 mostra um detalhe da fixação do transdutor de força.



Figura 21 – Calibração do transdutor de força.

A Figura 22 mostra o gráfico da calibração

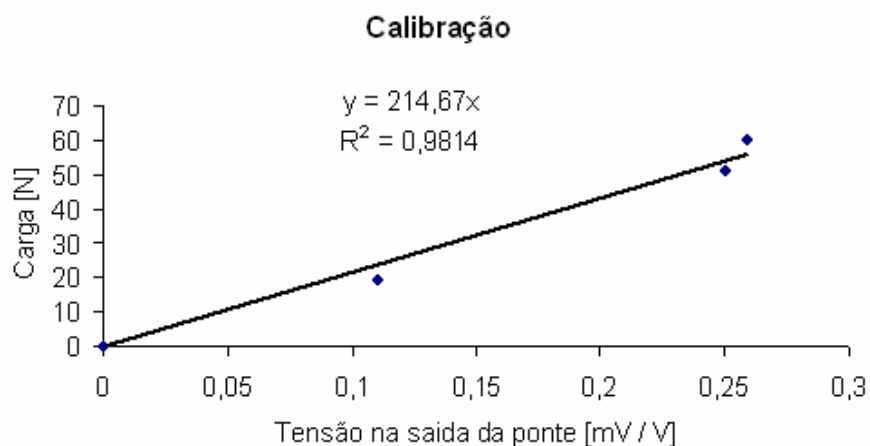


Figura 22 – Gráfico da calibração.

3.1.3 Montagem do typodont ortodôntico no dispositivo

O typodont é um dispositivo muito utilizado pelos ortodontistas. Achou-se interessante construir o dispositivo para medir a força de deslocamento onde fosse possível instalá-lo visando o presente trabalho assim como ensaios futuros e, também, por ser um equipamento importante na fase de treinamento manual para os ortodontistas.

A Figura 23 mostra o typodont (marca Orto Central) com dentes de acrílico nas arcadas superior e inferior . O aparelho ortodôntico montado foi com braquetes Edgewise da marca Morelli.



Figura 23 – Dispositivo com typodont..

3.1.4 Circuito elétrico de orientação no deslocamento da ligadura elástica

O circuito elétrico foi montado no braquete e juntamente com fio ortodôntico 0,50 mm, com o objetivo de orientar quando o fio ortodôntico perdesse o contato com o braquete. Para montar o circuito elétrico foi feito um orifício no braquete juntamente com o dente de acrílico para a passagem de um fio condutor de 0,50 mm. O dente escolhido foi o incisivo central superior direito. Para impedir a sua movimentação durante os experimentos, o dente foi amarrado (ancorado) em um parafuso instalado no lado interno do typodont, ilustrado na Figura 24.



(A)



(B)

Figura 24 – (A) Orifício no braquete (B) Orifício no dente de acrílico.

O circuito elétrico foi montado com suporte para pilha, duas pilhas AA de 1,5 V cada, fios 0,50 mm para conexão com o condicionador de sinais Spider, conforme mostra a Figura 25.

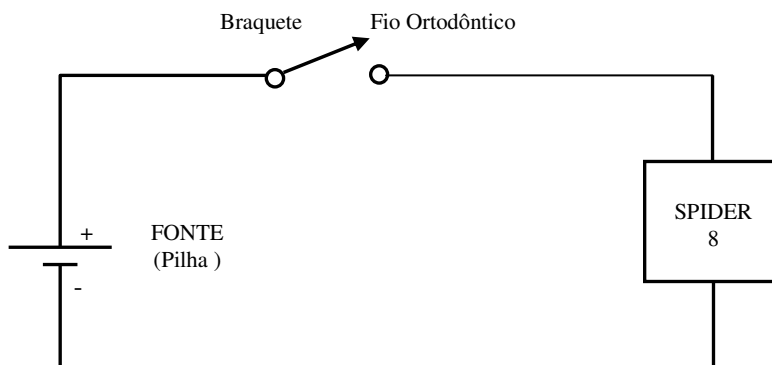


Figura 25 – Circuito Elétrico.

3.1.5 Medida experimental da força de deslocamento da ligadura elástica

O experimento iniciou com a colocação da LE no braquete com um dos instrumentos utilizados no estudo, o circuito elétrico foi conectado. O acionamento do dispositivo de tração foi realizado girando a polia para movimentar o parafuso (passo 0,5 mm) responsável pela tração na qual resultava no deslocamento da LE por meio do segmento de fio ortodôntico encaixado no braquete. Neste experimento foram medidas as forças necessárias para deslocamento da LE em 29 ligaduras colocadas com a pinça e em 29 ligaduras colocadas com o aplicador. Os resultados foram levados ao programa Microcal Origin 6.0 (Microcal MR Origin MR Version 6.0, Microcal Software, Inc. Northampton, MA 010060 USA, 1991-2000), onde se aplicou o teste estatístico t de Student, a fim de verificar se havia ou não diferença estatística (utilizando $\alpha = 5\%$) entre as intensidades medidas.

3.2 MEDIDA DOS DIÂMETROS DAS LIGADURAS

Verificou-se a alteração no diâmetro das LE quando colocadas no braquete com dois instrumentos diferentes. A amostra utilizada foi de 45 LE, sendo que 15 LE sem uso, ou seja permaneceram em seu estado original, tiveram os diâmetros medidos. Outras 15 LE foram colocadas com a pinça e mais 15 com o

instrumento aplicador do braquete. Depois de colocadas com os instrumentos, as LE foram retiradas do braquete e foram medidos os diâmetros internos de 45 ligaduras elásticas utilizando o projetor de perfil (marca CARLZEISS JENA MP 320, precisão de 0,001 mm, com aumento de imagem de 10- 100 vezes). No trabalho foi utilizado o aumento de 50 vezes. O aparelho está ilustrado na Figura 26.



(A)



(B)

Figura 26 – (A) Projetor de Perfil e (B) LE no projetor de perfil.

Os resultados das medidas no projetor de perfil foram levados ao programa Origin 6.0, onde se aplicou o teste t de Student para verificar se havia diferença estatística (utilizando $\alpha = 5\%$) entre os diâmetros e comparados com as amostras de 15 ligaduras que não sofreram distensão.

3.3 CONSTRUÇÃO DA CURVA TENSÃO X DEFORMAÇÃO ESPECÍFICA

Para este ensaio, foi utilizado um transdutor de força e um transdutor de deslocamento indutivo Marca HBM tipo WI / 10 mm – T (deslocamento nominal 10 mm) acoplados ao dispositivo de tração para a medida dos deslocamentos da LE. A Figura 27 ilustra o dispositivo.

A ligadura elástica foi colocada em um gancho instalado na extremidade superior de uma haste vertical usada para o experimento. Do outro lado a mesma LE foi colocada na garra do transdutor de força para a medida da força. Conforme ilustrado na Figura 27.



Figura 27 – Ensaio com transdutor de deslocamento acoplado ao dispositivo.

Foram realizados 5 testes com as LE no dispositivo de tração. Girando a polia, o parafuso deslocava puxando o elástico até a sua ruptura.

Os sinais elétricos dos extensômetros, assim como do transdutor de deslocamento foram levados ao sistema de condicionamento de sinais Spider 8 e analisados com o auxílio do programa Catman.

A área da seção transversal do elástico foi medida para três deslocamentos da ligadura: 5 mm, 10 mm, 15 mm. Com as áreas obtidas para estes

deslocamentos, foi realizado um ajuste polinomial obtendo-se uma equação do quinto grau relacionando área da seção transversal da LE e deslocamento.

Os valores de força, deslocamento e área foram levados ao programa Origin para o cálculo das tensões e deformações. A tensão normal (σ) foi obtida dividindo-se as forças (F) pelas respectivas áreas (A) e a deformação específica normal (ε) dividindo-se os deslocamentos (d) pelo comprimento inicial (l_0) da ligadura:

$$\sigma_x = \frac{F}{A} \quad (9)$$

$$\varepsilon_x = \frac{d}{l_0} \quad (10)$$

As tensões foram então plotadas em função da deformação.

A seguir, foram medidos os diâmetros internos e externos de 45 ligaduras elásticas usando o projetor de perfil. Destas 45 ligaduras elásticas, 15 ainda não tinham sido usadas, 15 foram aplicadas no braquete usando o aplicador e 15 usando a pinça. Com estes valores, foram calculadas as deformações específicas tangenciais médias.

$$\varepsilon_a = \frac{\pi \bar{d}_a - \pi \bar{d}}{\pi \bar{d}} \quad (11)$$

$$\varepsilon_p = \frac{\pi \bar{d}_p - \pi \bar{d}}{\pi \bar{d}} \quad (12)$$

Onde:

\bar{d} = diâmetro médio das ligaduras elásticas (LE) sem uso

$\bar{d}_{\text{aplicador}}$ = diâmetro médio das LE colocadas com o aplicador

$\bar{d}_{\text{pinça}}$ = diâmetro médio das LE colocadas com a pinça

Encontradas as deformações ocasionadas na ligadura elástica pelos instrumentos de colocação, pinça e aplicador, estas foram levadas ao diagrama tensão x deformação específica para compará-las entre si.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados dos diversos experimentos foram divididos da seguinte forma:

1. Medida da força de deslocamento da ligadura elástica
2. Medida dos diâmetros das ligaduras elásticas
3. Construção do Diagrama força x deslocamento
4. Construção da curva tensão x deformação específica

4.1 MEDIDA DA FORÇA DE DESLOCAMENTO DA LIGADURA ELÁSTICA

Foram medidas as forças necessárias para o deslocamento do fio ortodôntico numa amostra de 58 ligaduras elásticas, sendo que 29 ligaduras foram colocadas com a pinça e 29 ligaduras colocadas com o aplicador. Nesta etapa, o dispositivo foi usado para tracionar a ligadura e com o circuito elétrico, conectado ao condicionador de sinais Spider 8, foi identificado o momento em que o fio se deslocava do braquete.

Os valores das forças medidas das 58 amostras de LE encontram-se no apêndice A.

Com os valores das forças de deslocamento das LE resultantes da inserção com o aplicador e pinça obteve-se um gráfico ilustrado na Figura 28.

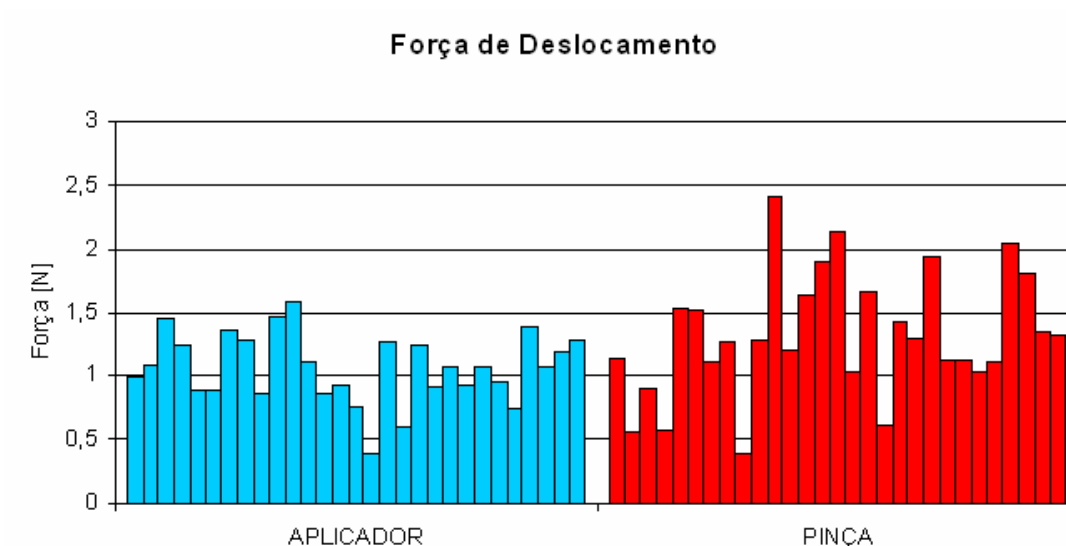


Figura 28 – Gráfico com as forças de deslocamento.

Comparando no gráfico as 58 amostras, observa-se que na maioria das 29 LE colocadas com a pinça, a força exercida para deslocar a LE fio ortodôntico é maior do que para deslocar as LE inseridas com o aplicador.

Para comprovar esta observação os resultados das 58 amostras foram levados ao programa Origin, onde aplicou-se o teste estatístico t de Student a fim de verificar se havia ou não diferença estatística (utilizando $\alpha = 5\%$) entre as intensidades medidas. Os resultados das forças médias, mínimas e máximas, assim como o valor “p”, medidos com o dispositivo encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1 – Força de deslocamento da amostra LE colocadas com a pinça e o aplicador.

Força [N]	dp	Média	Máximo	Mínimo	p – Value
Aplicador	1,06	0,27	0,385	1,577	0,01
Pinça	1,32	0,48	0,385	2,414	

Significância estatística = $p < 0,05$; dp = desvio padrão;

Ao analisar os resultados do ensaio de inserção da ligadura elástica pelos instrumentos pinça e aplicador, verificou-se que o valor médio das forças

resultantes da inserção pelo aplicador em relação à pinça é estatisticamente menor; a média dos valores das forças de deslocamento das ligaduras elásticas após inserção com a pinça é de 1,32 N, enquanto que as inseridas com o aplicador é de 1,06 N. A força de deslocamento da LE quando colocada com a pinça é 25% maior comparada com a LE colocada pelo aplicador.

Analisando a Tabela 1 e a Figura 28 tem-se que a força necessária para retirar a LE do braquete, após a inserção pelo aplicador, é menor que a força necessária pela pinça. Isso se deve ao fato de o aplicador alongar mais a ligadura elástica do que a pinça, esse alongamento maior altera as propriedades físicas do elastômero. Callister (2002) explicou que em um estado sem tensão, um elastômero será amorfo e composto por cadeias moleculares altamente torcidas, dobradas e espiraladas. A deformação elástica, mediante a aplicação de uma carga de tração, consiste em desenrolar, distorcer e retificar as cadeias apenas parcialmente e, como resultado, alongá-las na direção da tensão, um fenômeno que está representado na Figura 29. As ligações cruzadas atuam como pontos de ancoragem entre as cadeias e impedem que ocorra deslizamento da cadeia; o papel das ligações cruzadas no processo de deformação está ilustrado na Figura 29.

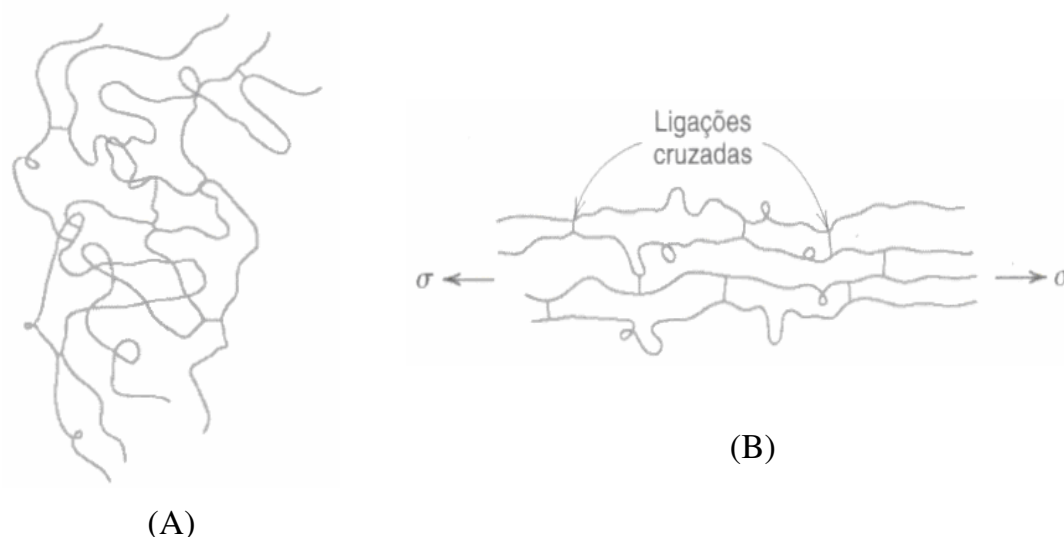


Figura 29 – (A) Elastômero sem tensão e (B) Elastômero com tensão; Callister (2002).

O elastômero ideal seria aquele que após ser distendido abaixo do seu limite elástico retornasse à sua exata configuração inicial, mas o que acontece é que algumas cadeias poliméricas distendidas deslizam de modo irreversível umas sobre as outras e obtém-se um novo arranjo espacial (MATTA, E. N. R.; CHEVITARESE, 1997). Braga et al (2005) enfatizaram que uma das características dos elastômeros é a diminuição da força inicial até a sua estabilização. A diminuição da tensão ocorre quando uma amostra polimérica é deformada rapidamente e mantida sob deformação constante, a tensão aplicada para manter essa deformação diminui com o tempo.

Este experimento vem ao encontro dos experimentos de Taloumis et al (1997), Martins et al (2006), Abrão (2003), Souza et al (2008) que enfatizaram a rápida perda da força inicial da ligadura elástica e com os trabalhos de Andreasen e Bishara (1970); Wong (1976); Araújo e Ursi (2006) que pesquisaram os elásticos em cadeia.

Esta característica reforça a necessidade de respeitar as propriedades físicas do elastômero. Ressaltando os cuidados na inserção da ligadura elástica no braquete.

4.2 MEDIDA DO DIÂMETRO INTERNO DAS LIGADURAS

Neste experimento foram medidas as dimensões de 45 ligaduras elásticas ortodônticas da marca Morelli (tipo bengala), sendo que 15 ligaduras elásticas permaneceram sem uso, 15 ligaduras elásticas foram inseridas e imediatamente removidas do braquete com o auxílio da pinça ortodôntica inseridora e outras 15 ligaduras elásticas foram colocadas no braquete com o instrumento aplicador de ligaduras Morelli e removidas logo em seguida. Estas ligaduras foram medidas no aparelho projetor de perfil do laboratório de metrologia da FEG.

Os resultados com as medidas dos diâmetros internos das 45 ligaduras encontram-se no apêndice A, Tabela A2.

A Figura 30 ilustra um gráfico com os diâmetros das 15 amostras que foram colocadas no braquete com a pinça ortodôntica inseridora e outras 15 que foram colocadas com o aplicador de ligadura elástica.

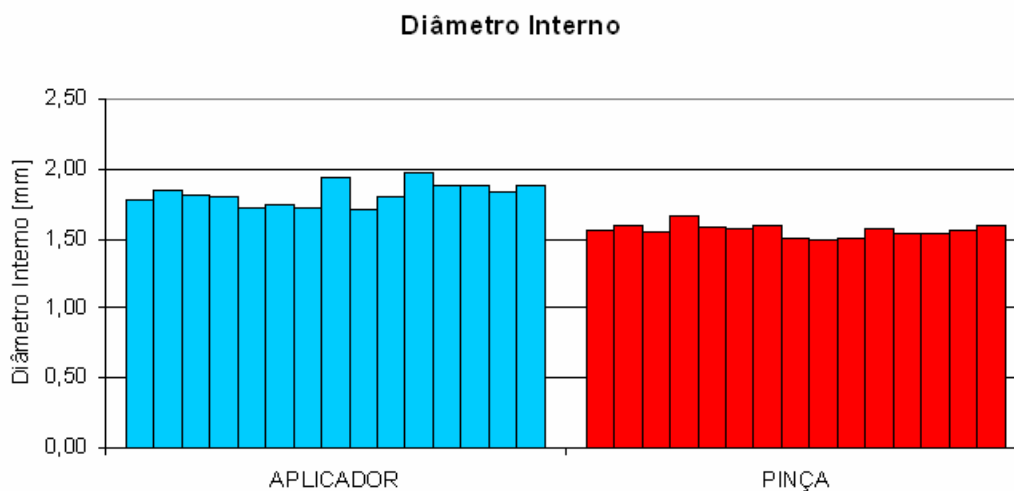


Figura 30 – Gráfico com os diâmetros da LE colocadas com os instrumentos: aplicador e pinça.

Analisando o gráfico observa-se a diferença do diâmetro das LE causada pelos dois instrumentos de colocação.

Os resultados dos diâmetros médios, mínimos e máximos assim como o valor “p” encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores médios, mínimos, máximos do diâmetro interno da ligadura elástica após a colocação e remoção do braquete pelos instrumentos: pinça e aplicador.

Diâmetro	dp	Média	Máximo	Mínimo	p – Value
Aplicador	0,08	1,821	1,997	1,704	4,6833E-8
Pinça	0,04	1,560	1,657	1,497	

Significância estatística = $p < 0,05$; dp = desvio padrão; (N = 15)

A média dos valores dos diâmetros internos das LE antes da inserção medidas no projetor de perfil é de 1,486 mm. A média do diâmetro interno das ligaduras elásticas após inserção com a pinça é de 1,560 mm, enquanto que as inseridas com o aplicador é de 1,821 mm.

Uma observação importante é que o distendimento apresentado pela ligadura inserida com a pinça pode ter sido causado pela dimensão no braquete e não pelo instrumento de inserção.

Com a observação da amostra no projetor de perfil ficou caracterizada a falta de padronização das ligaduras elásticas do tipo bengala, reafirmando a observação de Wong (1976), que em um mesmo lote, podem ser encontradas diferenças na quantidade de material contida em cada elastômero; assim como Martins et al (2006) que verificaram, que a força conferida a ligadura elástica é determinada pela composição do elastômero.

O experimento realizado com as ligaduras elásticas vai de encontro com Taloumis et al, (1970) que acreditavam que as aplicações clínicas das ligaduras elásticas em cadeia são diferentes e podem resultar em respostas diferentes. O que reforça a importância no manuseio da ligadura no momento de inserção ao braquete. O instrumento deve distender o mínimo possível a ligadura para que esta não perca as propriedades físicas do elastômero.

4.3 DIAGRAMA (FORÇA X DESLOCAMENTO)

A Figura 31 ilustra os resultados entre força e deslocamento da LE medidos durante o experimento. Na mesma Figura encontram-se plotados os valores de força em função do deslocamento obtidos por Tzou (2001). Verifica-se que os valores são próximos, mas referem-se a tipos diferentes de ligadura.

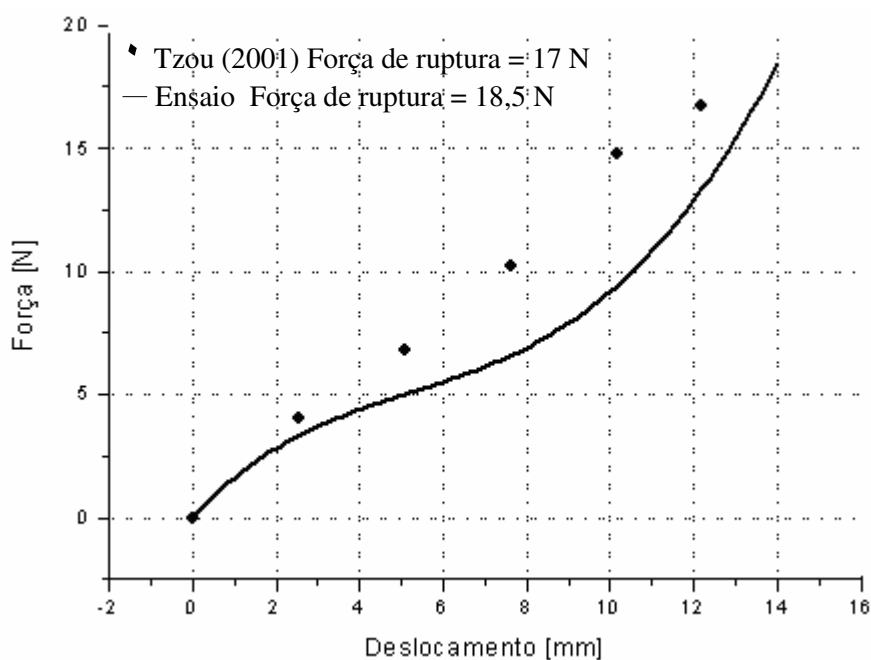


Figura 31 – Gráfico força x deslocamento da ligadura elástica.

O diagrama força x deslocamento obtido no experimento tem resultado semelhante ao encontrado por Tzou (2001). O qual em seu ensaio com ligaduras elásticas obteve uma força máxima (ruptura) em torno de 17 N o que não difere muito do experimento realizado no presente trabalho, onde a força máxima (ruptura) ficou em torno de 18,5 N. Cabe salientar que elastômeros de lotes e de diferentes fabricantes podem ter comportamento mecânico variado, devido a vários fatores, entre eles a qualidade da matéria prima e a forma de fabricação (WONG, 1976). É interessante citar a informação de Callister (2002) sobre as técnicas de conformação dos elastômeros: a moldagem por injeção, onde o material fundido é impelido para o interior de uma cavidade fechada e a pressão é mantida, até que o material tenha solidificado. E o processo de extrusão, onde o elastômero termoplástico viscoso é injetado através de uma matriz com extremidade aberta, este método é usado para a obtenção de tubos entre outros produtos. O processo de fabricação justifica a diferença na configuração da seção transversal das ligaduras, de modo que a modular tem seção circular,

devido ao formato do molde e a bengala, seção retangular, pois o tubo de elastômero é parcialmente cortado.

Isto mostra coerência dos resultados com os de Souza et al (2008) que observaram em seu experimento que as ligaduras do tipo bengala apresentaram maior quantidade de material e uma intensidade de força maior que as do tipo modular. Ilustrado na Figura 32.

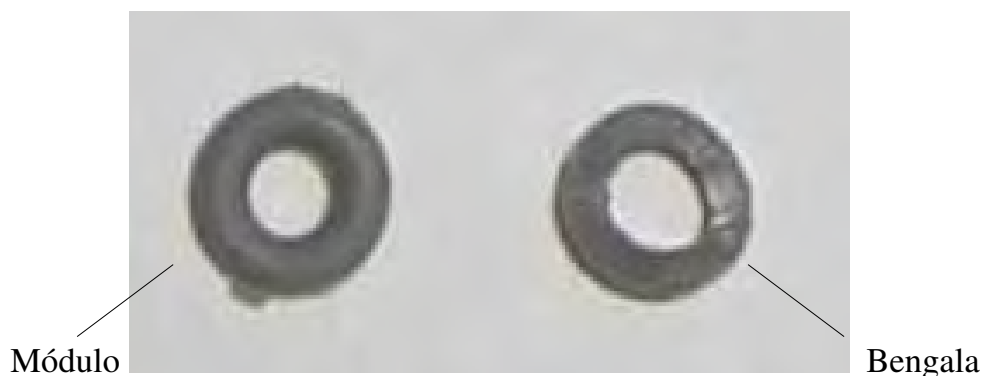


Figura 32 – Tipos de ligaduras elásticas: módulo e bengala.

No trabalho de Tzou (2001) as ligaduras elásticas testadas foram fabricadas por injeção, o que difere do presente trabalho no qual as ligaduras elásticas foram obtidas pelo método de extrusão.

4.4 CONSTRUÇÃO DA CURVA TENSÃO X DEFORMAÇÃO ESPECÍFICA

Foram realizados cinco testes com as ligaduras elásticas e as forças, juntamente com os deslocamentos e as áreas de seção transversal da ligadura elástica, foram levados ao programa Origin para o cálculo das tensões (σ) e as deformações específicas (ϵ). A Figura 33 mostra o diagrama tensão x deformação até a ruptura da LE.

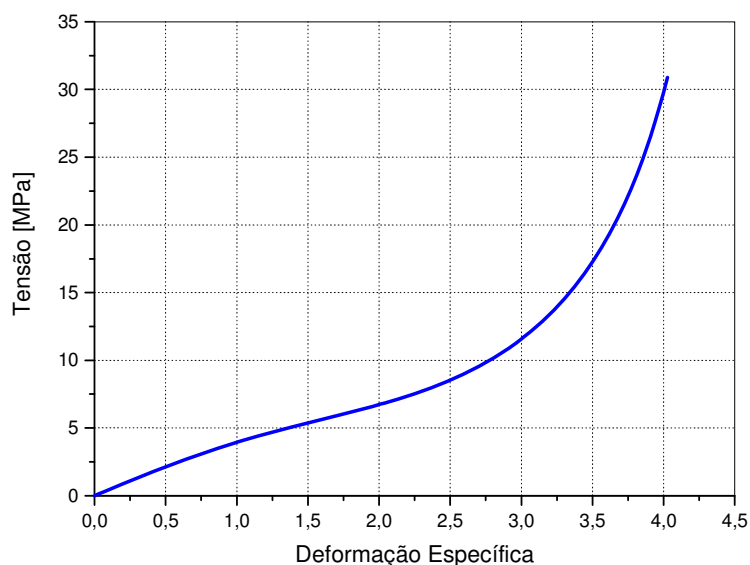


Figura 33 – Gráfico tensão x deformação específica.

O valor mostrado no diagrama para a tensão de ruptura se aproximou do valor divulgado por Boretos e Boretos (1998) onde tensão elástica de ruptura é de 35,8 MPa para o elastômero Pellethome™ series 2363-80 usado no trabalho de Stevenson e Kusy (1994).

Com os valores dos diâmetros da ligadura elástica medidos no projetor de perfil obtidos através da inserção com o aplicador, e com a pinça, e também, com os diâmetros da ligaduras elásticas iniciais (sem uso) obteve-se os valores das deformações específicas tangenciais. Segundo as equações (11) e (12) as deformações específicas são:

$$\varepsilon_a = 0,14$$

$$\varepsilon_p = 0,03$$

Estes valores foram plotados no diagrama tensão x deformação específica, mostrado na Figura 34. A Figura 34 ilustra uma região retirada do gráfico tensão x deformação da Figura 33. Nele mostra-se às deformações específica e as

tensões provenientes da inserção da LE no braquete com a pinça e com o aplicador.

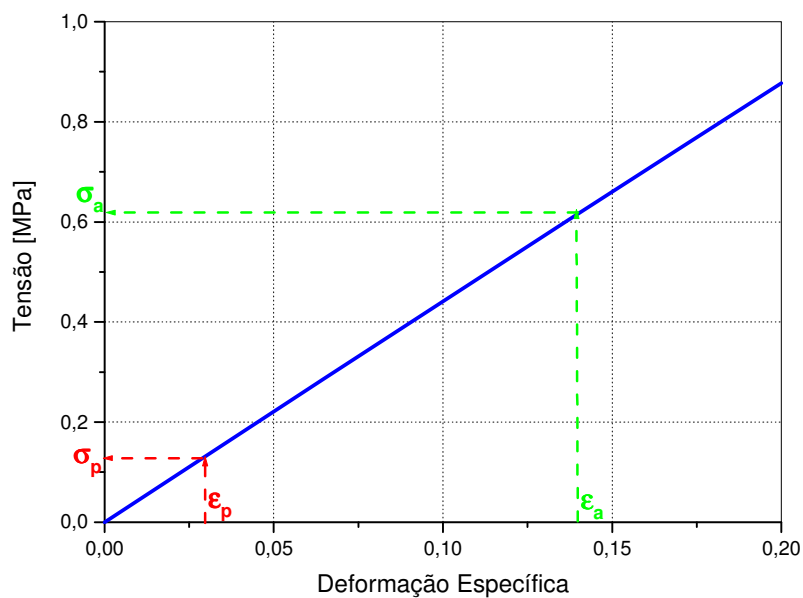


Figura 34 – Diagrama tensão-deformação específica ($\epsilon < 0,2$).

Nota-se que na inserção com o aplicador, a deformação específica foi de 0,14, o que corresponde a uma tensão gerada de 0,62 MPa, já com a inserção com a pinça, a deformação específica foi de 0,03, o que corresponde a uma tensão gerada de 0,13 MPa. Como mostra os resultados acima, a inserção com o aplicador gera maiores tensões nas LE do que a pinça inseridora, estas tensões podem ser responsáveis pela quebra das ligações cruzadas nas LE o que resulta numa degradação das propriedades físicas do elastômero.

5 CONCLUSÕES

A determinação dos parâmetros para avaliar a eficiência da pinça insersora comparando-a com o aplicador de LE foi realizada a contento, satisfazendo a expectativa do pesquisador. O dispositivo construído para verificar os dois métodos de colocação da ligadura elástica mostrou-se funcional.

Em relação aos objetivos específicos:

1. O método usado para medir a força de deslocamento da ligadura elástica do braquete mostrou-se adequado. Os resultados mostraram que a pinça distende menos a LE, o que resulta na preservação das propriedades físicas dando maior força de apreensão para a ligadura.
2. Os meios para verificar a influência dos instrumentos (pinça e aplicador) na alteração do diâmetro da ligadura elástica ocasionada pela manobra de colocação no braquete mostraram-se adequados. Os resultados reforçam a necessidade de preservar as propriedades físicas do elastômero, ou seja, distendê-lo o mínimo possível durante a manobra de colocação no braquete para que este fixe melhor aos braquetes de diferentes tamanhos. Uma observação importante é que o distendimento apresentado pela ligadura inserida com a pinça possivelmente pode ter sido causado pelo tamanho do braquete e não pelo instrumento de inserção.
3. A obtenção do diagrama tensão x deformação específica do elastômero, foi essencial para qualificar os instrumentos usados para colocação da ligadura elástica no braquete. O que demonstrou ser a pinça insersora de ligadura elástica, um bom instrumento ortodôntico para colocação da ligadura elástica, mas nada impede que se possa agregar melhorias em sua ponta ativa.

REFERÊNCIAS

ABRÃO, L. **Avaliação da intensidade das forças liberadas por ligaduras elásticas de diferentes cores.** Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Ortodontia). Faculdade de Odontologia, UERJ, Rio de Janeiro, 2004.

ANDREASEN, G. F.; BISHARA, S. E. Comparison of alastik chains with elastic involved with intra-arch molar to molar forces. **Angle Orthod**, Appleton, v. 40, n. 3, p. 151 – 158, July, 1970.

ALMEIDA, R. C. **Influência da pigmentação na força de tração desenvolvida por cadeias elastoméricas brasileiras.** 1993. 105 f. Dissertação (Mestrado em Ciências, Área de Ortodontia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1993.

ARAÚJO, F.B.C.; URSI, W.J.S. Estudo da degradação da força gerada por elásticos ortodônticos sintéticos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. Maringá, v.11, n.6, p.52-61, nov./dez., 2006.

BATY, D. L.; STORIE, D. J.; VON FRAUNHOFER, J. A. Synthetic elastomeric chains:a literature review. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 105, n. 6, p.536-542, June, 1994.

BEER, F. P.; JOHNSTON JUNIOR, E. R. **Resistência dos materiais.** 3 ed. Rio de Janeiro: Makron Books, 1995.

BORETOS, J.W. E BORETOS, S.J. Biomedical Elastomers. In: BLACK, J.; HASTINGS, G. **Handbook of Biomaterial Properties.** 1ed. Londres: Chapman & Hall, 1998, cap. 4, p.303-307.

BRAGA, I. M. U.; PINOTTI, M. B.; ANDRADE, R. M. Análise experimental da deformação de elásticos ortodônticos submetidos a pré-estiramento. **Correio A B O** . p.20-21, dez., 2005.

CALLISTER Jr., W. D. **Ciência e tecnologia de materiais: uma introdução**. Tradução de Soares, S. M.S. 5º ed .editora LTC 2002, Rio de Janeiro p. 328-352

DALLY, J. W.; RILEY, W. F. **Experimental Stress Analysis**. Editora McGraw-Hill. 1991.

DEGENOVA, D. C. et al. Force degradation of orthodontic elastomeric chains: a product comparison study. **Am J Orthod dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 87, n.5, p.377-384, may, 1985.

FEODOSIEV, V. I. **Resistência dos Materiais**. 1º ed. Editora Lopes da Silva, Portugal. 1994.

HENRIQUES, J.F. C.; HAYASAKI, S.M.; HENRIQUES, R. P. Elásticos ortodônticos: como selecioná-los e utilizá-los de maneira eficaz. **J Bras Ortodon Ortop Facial**, Curitiba, v. 8, n.48, p.471-475, 2003.

HERSHEY, G.; REYNOLDS, W. The plastic module as na orthodontic tooth moving mechanism. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 67, n.5, p.554-662, may 1975.

HUGET, E. F.; PATRIC, K. S.; NUNEZ, L. J. Observations on the elastic behavior of a synthetic orthodontic elastomer. **J Dent Res**, Baltimore, v.69, n.2, p.496-501, nov.1990.

KAPLLA, S. Commentary: Characteristics of elastomeric chains. **Angle Orthod**, Appleton, v. 64, n. 6, p. 465 – 466, Apr., 1994.

KOVAT, J. S.et al. Load-extension-time behavior of orthodontic alasticks. **J Dent Res**, Chicago, v.55, n.5, p.783-786, sept./oct., 1976.

LAM, T. et al. Srength decay of orthodontic elastomeric ligatures. **European Journal of Orthodontics**. V. 29, n. 1, p. 37 – 43, janeiro/ fevereiro, 2002.

LU, C. T.et al. Force decay of elastomeric chain: a serial study. **Am J Orthod dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 104, n. 4, p.373-377, oct., 1993.

MATTA, E. N. R.; CHEVITARESE, O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. **Rev SBO**. Rio de Janeiro, v. 4, n. 4, p. 131 – 136, agosto, 1997.

MARTINS, M. M. et al. Estudo comparativo entre as diferentes cores de ligaduras elásticas. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. Maringá, v.11, n.4, p.81-90, jul./ago. 2006.

MARTINS, M. M. et al. Elásticos ortodônticos em cadeia: revisão da literatura e aplicações clínicas. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. Maringá, v.5, n.5, p.73-78, out./nov. 2006.

MILES, D. C.; BRISTON, J. H. **Polymer technology**. London: Temple Press, 1965.

MORTON, M. **Rubber technology**. 3^o de. Londres; Chapman & Hall, 1995.

MUNDSTOCK, C. A. et al. Avaliação da força dos alásticos em cadeia num período de 0 a 28 dias. **Revista da Associação Paulista de Especialistas em Ortodontia-Ortopedia Facial**. Piracicaba V.1, n.3, p.29-33. jul./ ago./set. 2003.

SOUZA, E. V. et al. Percentual de degradação das forças liberadas por ligaduras elásticas. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. Maringá, v.13, n.2, p.138-145, mar./ abr. 2008.

STEVENSON, S. J.; KUSY, P. R. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. **Angle Orthod**, Appleton, v. 64, n. 6, p. 455 – 467, Apr. 1994.

TALOUMIS, J. L. et al. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v.11, n.1, p.1-11, jan. 1997.

TZOU, S. Alastik Easy-To-Tie Ligature Development. **Orthodontic Perspectives**. Monrovia V.8, n.1, p. 9-10, 2001. Disponível em: <http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?66666UuZjcFSLXTtIX&tOx&_EVuQEcuZgVs6EVs6E666666-->. Acesso em: 12 nov. 2007.

United States Patents Application Publication. Anthony J. Cusato; Henry Mann. **Elastic Positioner apparatus for orthodontists**. Patent n.4001940. Feb. 19, 1975; Jan.11, 1977. Disponível em: <<http://www.patentstorm.us/patents/4001940/fulltext.html>>. Acesso em: 29 jun., 2008.

United States Patents Application Publication. Craven H. Kurz. **Orthodontic Instrument for applying elastic ligatures**. Patent n.4277236. Mar. 31, 1980; Jul.7, 1981. Disponível em:<<http://www.google.com/patents?id=OwvrAAAAEBAJ&dq=4768950>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Douglas J. Shilliday. **Orthodontist's instrument for applying elastic arch wire-retaining rings**. Patent .4127940. Mar.2,1977; Dec.5,1978. Disponível em: <<http://www.google.com/patents?id=sRovAAAAEBAJ&dq=4768950>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. John W. Hirschfeld. **Ligature Tool**. Patent n. 5913679. Jan.13,1997; Jun.22,1999. Disponível em: <<http://www.patentstorm.us/patents/5913679/fulltext.html>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Jonathan E. Quillian. **Ligature Dispenser**. Patent n. 7220121B2. Mar. 30, 2005; May 1, 1990. Disponível em: <<http://www.google.com/patents?id=AgaAAAAEBAJ&dq=4768950>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Joseph I. Barone; Richard Guy. **Instrument for attaching orthodontic elastic bands**. Patent n.4472137. Mar. 10,1983; Sep.18, 1984. Disponível em: <<http://www.google.com/patents?id=lw gwAAAAEBAJ&dq=4768950>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Kwang Hyun Cho. **Tool for fastening rings to an orthodontic bracket and method therefor**. Patent n.5738512. Jul.20, 1993; Apr.14, 1998. Disponível em: <<http://www.google.com/patents?id=JvUxAAAAEBAJ&printsec=abstract&zoom=4&dq=4768950#PPA2,M1>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Margo K. Brilliant; Robert M. Schwartz. **Double Head Orthodontic Ligature pliers**. Patent n. 027234A1. May 5, 2003, v. 6, 2003. Disponível em: <<http://www.patentstorm.us/patents/0207234A1/fulltext.html>>. Acesso em: 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Peter C. Kesling. **Orthodontic Ligature Gun**. Patent n. 4921423. Feb. 28, 1989; May 1, 1990. Disponível em: <http://www.google.com/patents?id=_YcfAAAAEBAJ&dq=4768950>. Acesso em 29 jun. 2008.

United States Patents Application Publication. Willian B. Dragan. **Orthodontic – ring and ligator therefore**. Patent n. 4217686. Sep. 19, 1977; Aug. 19, 1980. Disponível em: <http://www.google.com/patents?id=49ouAAAAEBAJ&dq=4768950> >. Acesso em: 29 jun. 2008.

WONG, A. K. Orthodontic elastics materials. **Angle Orthod**, Appleton, v. 46, n.2, p.196-204, apr. 1976.

APÊNDICE A

TABELA A1 – Valores das forças medidos das 58 amostras de LE.

Força (N)		
Amostra	Aplicador	Pinça
1	0,99	1,14
2	1,09	0,57
3	1,45	0,91
4	1,25	0,58
5	0,89	1,53
6	0,89	1,53
7	1,37	1,10
8	1,27	1,26
9	0,86	0,38
10	1,46	1,28
11	1,58	2,41
12	1,10	1,20
13	0,86	1,64
14	0,93	1,90
15	0,77	2,13
16	0,38	1,03
17	1,27	1,66
18	0,59	0,62
19	1,25	1,42
20	0,91	1,29
21	1,08	1,93
22	0,94	1,12
23	1,08	1,12
24	0,95	1,04
25	0,75	1,10
26	1,39	2,03
27	1,07	1,81
28	1,19	1,36
29	1,28	1,33
Média	1,066	1,326

TABELA A2 – Diâmetros da amostra de 45 LE.

Aplicador				Pinça			Controle	
N	Diam ext	Diam int	espessura	diam ext	Diam int	Espessura	Diam ext	Diam int
1	3,0730	1,7780	0,6340	2,8710	1,5610	0,6670	2,8490	1,5110
2	3,0560	1,8500	0,6220	2,8820	1,5980	0,6530	2,9040	1,5620
3	3,0590	1,8030	0,6060	2,8280	1,5510	0,6110	2,7800	1,4680
4	3,0630	1,7970	0,6450	2,9100	1,6570	0,6060	2,7850	1,4890
5	2,9880	1,7240	0,6350	2,8570	1,5770	0,6450	2,8010	1,5020
6	3,0210	1,7500	0,6320	2,8500	1,5700	0,6120	2,7800	1,4520
7	2,9490	1,7150	0,6450	2,8810	1,5970	0,6380	2,7820	1,4870
8	3,1670	1,9340	0,5840	2,8000	1,5090	0,6490	2,7900	1,4570
9	2,9170	1,7040	0,6410	2,7860	1,4970	0,6530	2,7940	1,4720
10	3,0270	1,8020	0,5900	2,8070	1,5120	0,6490	2,7840	1,4660
11	3,1680	1,9770	0,5640	2,8440	1,5650	0,6490	2,7880	1,4700
12	3,0730	1,8850	0,5790	2,8290	1,5330	0,6460	2,7920	1,4800
13	3,1270	1,8860	0,6610	2,8130	1,5340	0,6110	2,8590	1,5370
14	3,0730	1,8380	0,6330	2,8600	1,5590	0,6300	2,8070	1,4980
15	3,0710	1,8830	0,5660	2,8660	1,5920	0,6280	2,7590	1,4440
Média	3,055467	1,821733	0,615800	2,845600	1,560800	0,636467	2,803600	1,486333