

Avaliação *in vitro* da intensidade da força liberada por ligaduras elásticas com e sem revestimento de polímero

Evaluation in vitro of the intensity of forces liberated by elastic ligatures with and without investment of polymer

Luciana Abrão *
Cristina Lucia Feijó Ortolani **
Alvaro Mendes Mantins ***
Liana Campos Santana **

Resumo

Introdução – Foi avaliada a intensidade das forças liberadas por ligaduras elásticas com e sem revestimento de polímero quando imersas em solução de saliva artificial. **Material e Método** – As amostras foram testadas por meio 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. **Resultados** – Encontrou-se uma diminuição acentuada e estatisticamente significativa nas forças liberadas para as primeiras 24 horas ($P < 0,0001$), sendo que entre os demais períodos (7, 14, 21, 28 dias) ocorreu uma queda gradativa não significativa destes valores. **Conclusão** – Não houve diferença significativa para as magnitudes de forças liberadas pelas ligaduras elásticas modulares das marcas 3M Unitek e TP Orthodontics com e sem revestimento de polímero.

Palavras-chave: Elasticidade; Polímeros; Teste de materiais; Resistência à tração

Abstract

Introduction – The intensity of forces liberated by four different types of elastic ligatures of 3M Unitek and TP Orthodontics with and without polymer investment when immersed in artificial saliva solution, was evaluated. **Material and Method** – The samples were quantified with a traction assay machine, for the following immersion time intervals: 0 hours, 1, 7, 14, 21 and 28 days. **Results** – An accentuated and statistically significant decrease was found for the forces liberated during the first 24 hours ($p < 0.001$), but for the other time intervals, the force decrease was gradual and not statistically significant. **Conclusion** – There were no statistical significant differences for the forces liberated by the elastic ligatures of 3M Unitek TP Orthodontics with and without polymer.

Key words: Elasticity; Polymers; Materials testing; Tensile strenght

Introdução

O crescimento do mercado ortodôntico está tornando-o cada vez mais competitivo e os investimentos em melhorias de seus produtos estão sendo intensificados. Vários comerciantes estão desenvolvendo diferentes elastômeros visando não só a eficiência do produto, como também a facilidade do uso e o conforto do paciente.

A utilização dos elastômeros sintéticos nos materiais ortodônticos está diretamente relacionado com as ligaduras elásticas, as quais são utilizadas para amarrar os arcos ortodônticos aos bráquetes, substituindo assim, em algumas situações, os amarrilhos metálicos^{1,3}. Desse modo, existem diversas opções em relação às ligaduras elásticas, tais como cores diversificadas, as formas e tamanhos variados e, mais recentemente, a incorporação de uma camada polimérica externa de proteção.

As ligaduras elásticas são elastômeros sintéticos a base de poliuretano, um derivado do petróleo que apresenta propriedades químicas e físicas muito superiores aos derivados da borracha natural. As melhorias conseguidas em suas ligações químicas reforçadas foram provenientes do processo de polimerização e melhoraram a resistência à tração e abrasão. Esta melhoria também foi obtida através da redução de algumas características indesejáveis, como a deteriorização de suas propriedades elásticas devido a fatores ambientais, como calor, luz, substâncias químicas, envelhecimento natural e outros fatores associados à sua utilização^{4-5, 8-9, 12-14}.

Apesar dos avanços obtidos no desenvolvimento das ligaduras elásticas, algumas propriedades físicas ainda são deficientes quando estas são expostas às agressões provenientes do meio bucal¹⁷. Avaliações laboratoriais mostraram uma redução drástica dos níveis

* Mestranda em Clínica Infantil-Ortodontia na Universidade Paulista (UNIP). E-mail: lucianabrao@yahoo.com.br

** Professora Titular da Disciplina de Ortodontia da UNIP.

*** Professor Titular da Disciplina de Ortodontia da Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ).

de forças destes elastômeros já nas primeiras 24 horas de imersão em saliva artificial, confirmando assim, a incapacidade desses materiais de manterem um nível de força constante por um longo período de tempo^{13, 14-16}.

Hoje em dia, os fabricantes estão aprimorando as técnicas de manufatura com o objetivo de diminuir os efeitos indesejáveis da queda do nível de força gerado pelas ligaduras elásticas. Encontra-se no mercado diversas ligaduras com diferentes propriedades e que prometem mudar esta realidade. Com o avanço tecnológico foi introduzido no mercado ligaduras elásticas com um revestimento à base de polímero que visa alterar as características da superfície das ligaduras elásticas como diminuir a fricção do arco ao bráquete, aumentar os níveis de força das ligaduras, reduzir a adesão das bactérias e aumentar sua resiliência. Outro aperfeiçoamento foi a criação de um desenho apropriado, com angulações, o que permitiu uma melhor fixação ao bráquete e conforto para o paciente pelo menor contato do lábio ao elastômero.

O presente estudo tem por objetivo avaliar as ligaduras elásticas das marcas TP Orthodontics e 3M Unitek, com e sem revestimento de polímero de proteção verificando o grau de degradação das forças geradas quando imersas em solução de saliva artificial, em diferentes períodos de tempo.

Material e Métodos

Foram utilizadas ligaduras elásticas modulares com revestimento de polímero, denominadas comercialmente *Super Slick Ties* (TP Orthodontics) e *Alastik Easy-To-Tie* (3M-Unitek) e sem revestimento, denominadas *Dispense-A-Stix* (TP Orthodontics) e *Quik-Stik* (3M-Unitek). Todas ligaduras foram obtidas diretamente do fabricante e, até o início do procedimento, foram mantidas em suas embalagens originais, armazenada sob refrigeração e ao abrigo da luz, prevenindo assim, possíveis alterações indesejáveis por variações na temperatura e luminosidade.

Para a realização dos procedimentos experimentais foram utilizados estiletos de aço inoxidável, afilados ao final de suas extremidades e com diâmetro de 4 mm e comprimento de 10 cm, correspondentes ao diâmetro aproximado que as ligaduras elásticas apresentam, quando fixadas a um bráquete de incisivo central superior com um fio de aço inoxidável de 020 "de diâmetro.

As ligaduras elásticas foram cuidadosamente removidas dos módulos com auxílio de uma tesoura (TP Orthodontics) e inseridas nos estiletos com um colocador de ligadura (Shooter, TP Orthodontics). O conjunto foi imerso em solução de saliva artificial com pH = 7,0 (Farmácia Universitária - Faculdade de Farmácia da UFRJ) e mantidos em uma estufa (Estufa bacteriológica, Farnem) regulada em 37 graus Celsius pelos períodos de 24 horas, 7 dias, 14 dias, 21 dias e 28 dias (Quadro 1).

Deste modo, a amostra foi constituída de 360 ligaduras elásticas, sendo 180 ligaduras com revestimento de polímero e 180 sem revestimento e das duas marcas

analisadas.

Quadro 1. Distribuição da amostra de ligaduras elásticas em solução de saliva artificial (zero hora) e após imersão (1 dia, 7 dias, 14 dias, 21 dias, 28 dias)

		Marca				
		TP Orthodontics		3M- Unitek		
		Com polímero	Sem polímero	Com polímero	Sem polímero	
Medição da força gerada (Kgf)	Imersão em solução de saliva artificial a 37°C	Tempo				
		0 hora	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras
		1 dia	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras
		7 dias	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras
		14 dias	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras
		21 dias	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras
		28 dias	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras	15 ligaduras

Para a medição da força liberada pelas ligaduras elásticas, foi utilizada a máquina de ensaios de tração modelo DL-500 MF (EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaios LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Essa máquina estava equipada com transdutores de medição de forças ou strain-gauges, correspondente a uma carga de 5 Newton (equivalente a 49,0, Kgf) e pinos com 0,9 mm de diâmetro para fixação das ligaduras. Todas as ligaduras elásticas foram distendidas de uma distância inicial de 1,0 mm para uma distância final de 4,0 mm através da máquina de ensaios de tração, sendo que a velocidade de distensão adotada foi de 5,08 mm por minuto (0,2 polegadas por minuto), conforme descrito por Kovatch *et al.*¹⁰ (1976).

Foram obtidas as forças liberadas pelas ligaduras elásticas antes e após a sua imersão em solução de saliva artificial de cada grupo. Os estiletos com as ligaduras foram colocados na saliva artificial em estufa e no tempo determinado (1 dia, 7 dias, 14 dias, 21 dias e 28 dias), as ligaduras eram retiradas dos estiletos e imediatamente posicionadas nos pinos da máquina de ensaios de tração para serem avaliadas em relação à intensidade das forças liberadas.

Para verificar se houve diferença na liberação de força das ligaduras elásticas entre os intervalos de tempo avaliados, comparou-se as médias de cada grupo através do teste de análise de variância (ANOVA) para uma variável dependente. O teste de Tukey-Kramer foi utilizado para

Tabela 1. Média das forças (Kgf), liberadas pelas ligaduras elásticas modulares com e sem polímero nos diferentes períodos de tempo de imersão em saliva artificial

Medição da força gerada (Kgf)	imersão em solução de saliva artificial a	Tempo	Marca			
			TP Orthodontics		3M- Unitek	
			Com polímero	Sem polímero	Com polímero	Sem polímero
		0 hora	0,680	0,688	0,683	0,758
		1 dia	0,249	0,291	0,324	0,373
		7 dias	0,306	0,298	0,350	0,301
		14 dias	0,273	0,240	0,370	0,280
		21 dias	0,410	0,239	0,314	0,243
		28 dias	0,250	0,394	0,515	0,257

Tabela 2. Diferença e valor P em relação ao tempo de imersão em saliva artificial

Tempo	Diferença/Valor P	
0 H vs 1 dia	0,3927	P < 0,001
0 H vs 7 dias	0,3881	P < 0,001
0 H vs 14 dias	0,4112	P < 0,001
0 H vs 21 dias	0,4006	P < 0,001
0 H vs 28 dias	0,3479	P > 0,05
1 dia vs 7 dias	-0,0046	P > 0,05
1 dia vs 14 dias	0,0185	P > 0,05
1 dia vs 21 dias	0,0078	P > 0,05
1 dia vs 28 dias	-0,0448	P > 0,05
7 dias vs 14 dias	0,0231	P > 0,05
7 dias vs 21 dias	0,0124	P > 0,05
7 dias vs 28 dias	-0,0402	P > 0,05
14 dias vs 21 dias	-0,0106	P > 0,05
14 dias vs 28 dias	-0,0633	P > 0,05
21 dias vs 28 dias	-0,0526	P > 0,05

verificar se houve diferença significativa entre o grupo com revestimento e sem revestimento de cada marca avaliada.

Resultados

As médias das forças degradadas pelas ligaduras elásticas nos intervalos de tempo estão representadas nas Tabelas 1 e 2. Após a imersão das ligaduras elásticas em saliva artificial, observou-se após 24 horas uma queda estatisticamente significativa para todas as marcas de ligaduras elásticas, com e sem revestimento de polímero.

A ligadura elástica da 3M Unitek sem revestimento apresentou maior nível de força inicialmente que as demais ligaduras, sendo que após 24 horas sua força foi degradando gradualmente até os 28 dias de imersão. A ligadura elástica da 3M-Unitek com polímero degradou sua força em menor quantidade, tendo um aumento não significativo no período de 21 a 28 dias devido a um enrijecimento de suas estruturas, ou seja, a perda de sua elasticidade. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as ligaduras da 3M-Unitek (Gráficos 1 e 2).

As ligaduras da TP Orthodontics apresentaram um comportamento semelhante às da 3M Unitek. A ligadura da TP com polímero foi quem obteve a maior degradação da força nas primeiras 24 horas, perdendo 63% de sua força inicial. Porém após este período ela se manteve compatível com as outras ligaduras, mas apresentando uma oscilação no período de 14 a 28 dias, a qual pode ser explicada pela perda da elasticidade e consequentemente sua força. Já a ligadura sem polímero do mesmo fabricante obteve um comportamento semelhan-

te e não estatisticamente significativo (Gráficos 1 e 2).

Discussão

As ligaduras elásticas apresentam diferentes níveis de forças quando expostas a ambientes que possam alterar suas estruturas. Ao serem imersas em saliva artificial, todas as ligaduras elásticas, com ou sem polímero, apresentaram uma queda progressiva nos valores médios das forças liberadas durante o período de 28 dias. Este fato pode ser explicado por esses materiais serem alterados na presença de umidade por absorção de água, o que facilita a quebra das moléculas ou da cadeia do polímero, acelerando assim, o seu processo de degradação⁵. A queda mais acentuada nos valores médios das forças liberadas ocorreu entre os tempos de zero hora e 24 horas. Estes achados corroboram com os de Taloumis *et al.*¹⁴ (1997) ao analisarem ligaduras elásticas e com os de Andreasen e Bishara¹ (1970), Ash e Nikolai² (1978), Genova *et al.*⁶ (1985), Hershey e Reynolds⁷ (1975), Josell *et al.*⁹ (1997), Matta¹¹ (1996) e Wong¹⁶ (1976) ao analisarem elásticos em cadeia.

Como pode ser visto no Gráfico 1, o comportamento das ligaduras TP^{Orthodontics} entre o período de 1 a 14 dias e 14 a 21 dias e da Unitek com polímero entre os períodos de 7 a 14 dias sofreram um leve aumento, esta variação pode ser justificada pelo fato de que a qualidade desses materiais está na dependência do processo de fabricação empregado. Há alguns artifícios usados pela indústria para melhorar as propriedades dos elásticos, como o processo de vulcanização, o qual torna o produto final mais resistente³. A resistência conferida ao produto não é obtida pela adição de carga como nas borrachas convencionais, e sim, determinada quimicamente pela composição interna dos materiais. E esta composição é resultante do grau de tecnologia empregada, refinamento da técnica de obtenção e pela qualidade das matérias primas utilizadas¹. Conseqüentemente a qualidade do produto depende fundamentalmente da tecnologia do processo de fabricação. Muitas vezes, se não houver um rígido controle de qualidade durante a fabricação dos elásticos, os resultados de testes similares podem ser diferentes, uma vez que, em um mesmo lote podem ser encontradas diferenças nas propriedades das ligaduras elásticas, assim como na quantidade de material contido em cada ligadura, conforme constatado por Wong¹⁶ em 1976. Embora as ligaduras estudadas neste trabalho apresentem uma camada protetora de polímero para evitar a absorção de água, os seus níveis de força foram semelhantes aos das ligaduras sem polímero.

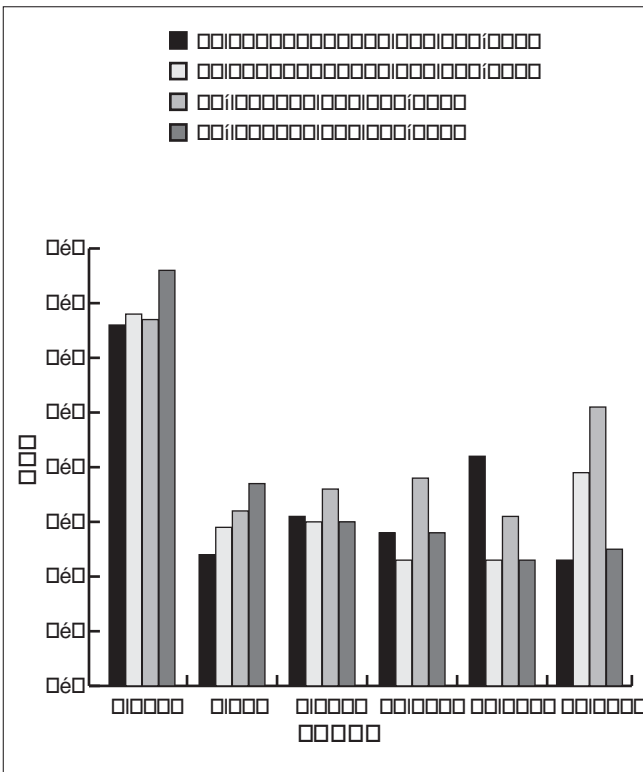


Gráfico 1. Degradação média das forças liberadas pelas ligaduras com e sem revestimento de polímero nos diferentes intervalos de tempo em solução de saliva artificial

O aumento observado do nível de força observado na quarta semana destacando as ligaduras da 3M Unitek, com polímero que apresentaram o maior nível de força pode ser atribuído, provavelmente, às alterações nas propriedades físicas das ligaduras elásticas, tornando-as mais rígidas e, conseqüentemente, a perda de sua elasticidade.

Ao se comparar todas as quatro ligaduras avaliadas neste estudo pode-se observar que a ligadura da 3M Unitek sem polímero apresentou um compor-

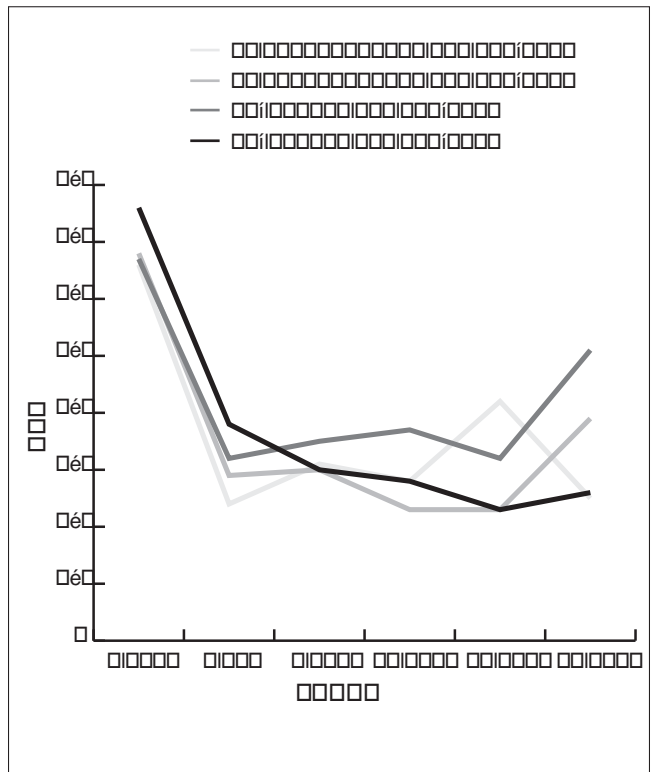


Gráfico 2. Representação gráfica da média e desvio padrão das forças liberadas pelas ligaduras elásticas de acordo com o tempo de imersão em saliva artificial

tamento mais uniforme sem oscilações na força gerada.

Conclusão

Conclui-se que as ligaduras das diferentes marcas apresentaram oscilações nos níveis de força durante o período estudado, sendo revestida ou não por polímero. Desta forma, o polímero não contribuiu para a melhoria da qualidade do produto quando analisado o nível de forças liberadas.

Referências

1. Andreasen GF, Bishara SE. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar-to-molar forces. *Angle Orthod.* 1970;40 (3):151-8.
2. Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. *J Dent Res.* 1978; 56:685-90.
3. Baty DL, Storie, DJ, Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;105(6):536-42.
4. Bert WH, Droschl H. Forces produced by orthodontic elastic as a function of time and distance extended. *Eur J Orthod.* 1996;8:198-201.
5. Ferriter JP, Meyer CE, Lorton L. The effect of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;8:404-10.

6. Genova DCD, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – a product study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1985;87(5):377-84.
7. Hershey HG, Reynolds GW. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. *Am J Orthod.* 1975;67(5):554-62.
8. Jeffries CL, Fraunhofer JA. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on elastic properties of elastomeric chain. *Angle Orthod.* 1991;1:25-30.
9. Jossel SD, Leiss JB, Rekow ED. Force degradation in elastomeric chain. *Semin Orthod.* 1997; 3(3):189-97.
10. Kovatch JS, Lautenschlager EP, Apfel DA, Keller JC. Load-extension-time behavior of orthodontic elastiks. *J Dent Res.* 1976; 55:783-6.
11. Matta ENR. Avaliação laboratorial da deformação plástica e da capacidade de liberação de força por elásticos plásticos [dissertação de mestrado] Rio de Janeiro: Faculdade de Odontologia do Rio de Janeiro, Universidade Federal do Rio de Janeiro; 1996.
12. Phua SK, Castillo E, Anderson JM, Hiltner A. Biodegradation of a polyurethane *in vitro*. *J Biomed Mater Res.* 1987;21:231-46.
13. Stevenson SJ, Kusy PR. Force application and decay characteristic of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod.* 1994; 64:455-67.
14. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO, Lorton L. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(1):1-11.
15. Ware AL. Some properties of plastic modules used for tooth movement. *Aust Orthod J.* 1971; 2(5):200-2.
16. Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod.* 1976;46 (2):196-204.
17. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod.* 1979;49(2):104-9.

Recebido em 25/11/2005

Aceito em 30/01/2006