

**AVALIAÇÃO “IN VITRO” DA DEGRADAÇÃO DE MÓDULOS ELASTOMÉRICOS
ORTODÔNTICOS COM DIFERENTES COLORAÇÕES.**

ANELISE HELLWIG¹; STEFANY RODRIGUES²; THIAGO JOSÉ DOMINGUES
DE ANDRADE³; DOUVER MICHELON⁴; CATIARA TERRA DA COSTA⁵;
TAMIRES TIMM MASKE⁶.

¹ Universidade Federal de Pelotas – anehellwig@yahoo.com.br

² Universidade Federal de Pelotas – stefany.rodriguesdossantos@gmail.com

³ Universidade Federal de Pelotas – thiagoandr@hotmail.com

⁴ Universidade Federal de Pelotas – douvermichelon@gmail.com

⁵ Universidade Federal de Pelotas – catiaraorto@gmail.com

⁶ Universidade Federal de Pelotas – tamirestmaske@gmail.com

1. INTRODUÇÃO

Profissionais especializados em Ortodontia utilizam rotineiramente a instalação e ativação de aparelhos corretivos usando ligaduras de aço inoxidável, módulos elastoméricos e com uso de braquetes ortodônticos autoligados (TALOUMIS et al 1997). Neste contexto, as ligaduras elásticas constituem o método mais amplamente utilizado, em razão de diversas vantagens, incluindo baixo custo, aplicação relativamente fácil, baixo consumo de tempo operacional, o conforto do paciente, biocompatibilidade, e são disponibilizados em diversas cores (BATY, e FRAUNHOFER 1994). As ligaduras elásticas são em sua maior parte fabricadas atualmente com polímeros elásticos com uma ligação de uretano (poliuretano), ainda que informações precisas sobre a composição não sejam divulgadas por interesse comercial. Entre as desvantagens destes materiais estão a degradação acelerada na força devido à deformação permanente das cadeias poliméricas, absorção de água, bem como podem apresentar mudanças de cor (ASH e NIKOLAI, 1978). Quando módulos elastoméricos são comparados às ligaduras metálicas, apresentam a vantagem de possuírem superfícies lisas, portanto mais confortáveis para uso clínico (WONG, 1976). Os elastômeros possuem propriedades físicas de interesse para seu emprego na ligação entre fios e braquetes, como a alta resistência e o elevado módulo de elasticidade, por isso quando distendidos apresentam recuperação da tensão sofrida. Entretanto, após mantidos em torno dos braquetes os elastômeros sofrem degradação rápida dessa característica, assim podem perder muito da sua força logo nas primeiras 24 horas, e continuam perdendo, ainda que mais lentamente, após esse período (ANDREASEN e BISHARA,1970; , TALOUMIS et al 1997, WONG, 1976 e WARE,1971).

Estudos sobre o declínio da forças de ligaduras elásticas são relevantes sob o ponto de vista clínico, contudo, a avaliação das influências decorrentes do agentes pigmentantes usados em sua fabricação e as alterações em sua rugosidade superficial permanecem ainda pouco esclarecidas. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a degradação mecânica e as possíveis mudanças no grau de rugosidade superficial de módulos elastoméricos, com diferentes colorações, após uma simulação de cinco dias de uso.

2. METODOLOGIA

Neste ensaio “in vitro”, um conjunto de 72 amostras de módulos elastoméricos ortodônticos, produzidos pela empresa Dental Morelli Ltda. (Sorocaba, São Paulo, Brasil), nas cores azul claro, azul médio, azul escuro, vermelho, preto e verde (Lote nº1649394) foram usadas montadas ligando segmentos de arcos a braquetes de aço inoxidável, a fim de avaliar a influência da imersão em saliva artificial na degradação da força produzida, bem como na variação da rugosidade, considerando os tempos: imediatamente e cinco dias.

As unidades de ligaduras elastoméricas foram destacadas aleatoriamente das respectivas hastes de apreensão para serem distribuídas em 06 grupos ($n=12$), de acordo com as cores, sendo designados os grupo GAC (azul claro), GAM (azul médio), GAE (azul escuro), GVm (vermelho), GP (preto) e GVd (verde). A respectiva haste de apreensão de cada tipo de módulo elastomérico usado foi preservada para a leitura da rugosidade.

As unidades distribuídas em cada grupo foram avaliadas quanto a força produzida sob um estiramento controlado de 5mm, antes e depois dos seus armazenamentos por 5 dias em saliva artificial a 37°C. As hastes de apreensão foram estabilizadas em placas de vidro com fita adesiva para serem avaliadas quanto ao parâmetro da rugosidade média (R_a), usando um rugosímetro modelo SJ-210 (Mitutoyo, Kawasaki, Kanagawa, Japan), com detector de 5 μm e força de medição de 4mN, ajustado para uma leitura 0,05mm e cut-off 0,025mm.

Após as medições iniciais de força e rugosidade, as amostras foram agrupadas seis a seis e montadas, com uso de um instrumento para colocação de amarrilhos convencional, em torno de braquetes de aço inoxidável para incisivos centrais superiores com prescrição edgewise e com 3mm de comprimento, de modo manter este ligado a um segmento de fio ortodôntico retangular, também de liga de aço inoxidável, com secção transversal nas medidas .017"x .022", tendo 30mm de comprimento (Dental Morelli, Sorocaba, SP, Brasil). Os conjuntos montados, com 06 unidades amostrais cada, juntamente com os respectivos segmentos de haste de apreensão, foram inseridos em microtubos contendo 2ml de saliva artificial (meioenriquecido e definido de mucina-DMM)(WONG e SISSONS,2001) e armazenadas em estufa bacteriológica (Biopar equipamentos Eletro Eletrônicos, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil) a uma temperatura a 37°C ± 1°C por cinco dias. A saliva foi substituída após os períodos de 48 e 72 duas horas consecutivamente.

As forças dos elásticos foram aferidas nos seguintes momentos: inicial (antes do armazenado em saliva artificial) e depois de 5 dias, usando um dinamômetro digital modelo DD500 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil) montado em um suporte apropriado para a realização dos testes padronizados de tração. Todas as medições foram realizadas por um único operador e a força medida em Newtons.

A análise dos dados de rugosidade e força de cada grupo foi realizada utilizando o programa estatístico SPSS v.20 (IBM, USA). As diferenças entre os valores imediatos e após cinco dias de imersão em saliva artificial foram analisados através do teste de ANOVA de medidas repetidas. O nível de significância foi estabelecido em $\alpha=0,05$ para todas as análises.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores das médias e desvio padrão da média, respectivamente, obtidos para os grupos estudados, tanto antes como depois do período de imersão, estão

apresentados na tabelas 01. Considerando cada grupo de coloração, as amostras apresentaram comportamento similar e com significativa degradação das forças produzidas por efeito do período de imersão ($p<0.05$),.

<i>Força em Newtons Antes</i>			<i>Força em Newtons após 5 dias</i>		
Cor	Média	Desvio Padrão	Cor	Média	Desvio Padrão
GAC	0,70	0,024	GAC	0,32	0,023
GAM	0,68	0,056	GAM	0,29	0,023
GAE	0,74	0,056	GAE	0,32	0,035
GVm	0,73	0,035	GVm	0,34	0,031
GP	0,67	0,022	GP	0,28	0,036
GVd	0,69	0,020	GVd	0,30	0,043

Tabela 02, Médias e Desvio Padrão da Médias para força (N) nas amostras estudadas.

As leituras de rugosidade média (Ra) resultaram menos regulares que aqueles dados encontrados para avaliação do decréscimo da força quando as cores são consideradas. Na Tabela 2, pode ser observadas as medições iniciais, e assim podem ser visto que as unidades do grupo GAE apresentaram os maiores valores de Ra inicial, seguidos do grupo GV e GP respectivamente. Os elastômeros dos grupos GVm, GP e GVd mostraram significativo aumento da rugosidade superficial após 05 dias em saliva artificial ($p<0.03$). Os padrões de rugosidade encontrados em cada cor estudada foram diferenciados.

<i>Rugosidade antes</i>			<i>Rugosidade após 5 dias</i>		
Cor	Média	Desvio Padrão	Cor	Média	Desvio Padrão
GAC	0,31 ^a	0,012	GAC	0,33 ^a	0,046
GAM	0,38 ^a	0,011	GAM	0,38 ^a	0,073
GAE	0,62 ^a	0,011	GAE	0,68 ^a	0,056
GVm	0,36 ^a	0,016	GVm	0,67 ^b	0,073
GP	0,37 ^a	0,023	GP	0,49 ^b	0,033
GVd	0,33 ^a	0,019	GVd	0,45 ^b	0,023

Tabela 02, Médias e Desvio Padrão da rugosidade (Ra) nas amostras estudadas.

No ensaio que foi realizado em condições que simularam o ambiente bucal e incluíram o emprego das ligaduras em torno de braquetes ortodônticos metálicos ligados a fios ortodônticos. O armazenamento dos elásticos foi feito em saliva artificial a 37°C. Segundo diversos trabalhos anteriores a humidade e temperatura influenciam significativamente a degradação da força produzida unidades elastoméricas ortodônticas, assim, nesse sentido, os resultados encontrado estão de acordo com outros relatados em trabalhos publicados na literatura ANDREASEN e BISHARA,1970; , TALOUMIS et al 1997, WONG, 1976 e WARE,1971.

4. CONCLUSÕES

Levando em conta as limitações desse estudo, conclui-se que, considerando um período de apenas cinco dias de uso, independe das cores, as unidades elastoméricas de ligadura para aparelhos fixos podem sofrer degradação considerável da força de ligação, sendo que esse fator pode ter grande impacto em situações de uso clínico em que a força de ligação é exigida é fundamental. O estudo possibilitou a evidenciação de aumentos discretos, e diferenciados

segundo a cor, na rugosidade superficial das unidades elastoméricas, possivelmente sob a influência da sua exposição a umidade e temperatura típicas de um ambiente oral. O decréscimo das características físicas e superficiais avaliadas podem ter impacto sobre a performance estética e comportamento biomecânico dos módulos elastoméricos, e um possível favorecimento ao acúmulo de biofilme.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDREASEN, G. F.; BISHARA, S. E. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar braces. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 40, no. 3, p. 151-158, Jul 1970.
- ASH, J. L.; NIKOLAI, R. J. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. **J. Dent. Res.**, Baltimore, v. 56, no. 5/6, p. 685-690, May/July 1978.
- BATY, D. L.; VOLZ, J. E.; FRAUNHOFER, J. A. Force delivery properties of colored elastomeric modules. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 6, no. 1, p. 40-46, July 1994.
- MATTA, E. N. R.; CHEVITARESE, O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. **Rev. SBO**, Rio de Janeiro, v. 3, n. 4, p. 131-136, ago.1997.
- TALOUMIS, L. J. et al. Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 111, no. 1, p. 1-11, Jan. 1997.
- WARE, A. L. Some properties of plastics modules used for tooth movement. **Aust. Orthod. J.**, Brisbane, v. 2, no. 5, p. 200-201, Feb. 1971.
- WONG, A. K. Orthodontic elastic materials. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 46, no. 2, p. 196-205, Apr. 1976.
- WONG, L, Sissons C A comparison of human dental plaque microcosm biofilms grown in an undefined medium and a chemically defined artificial saliva. **Arch Oral Biol** 46: 477-486