

VALÉRIO TOMÉ JÚNIOR

**AVALIAÇÃO DA DEGRADAÇÃO DA FORÇA DOS ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS
DE LÁTEX EM FUNÇÃO DO TEMPO DE ATIVAÇÃO**

CAMPINAS
2008

VALÉRIO TOMÉ JÚNIOR

**AVALIAÇÃO DA DEGRADAÇÃO DA FORÇA DOS ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS
DE LÁTEX EM FUNÇÃO DO TEMPO DE ATIVAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação/ CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. Rogério Heládio Lopes Motta.

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

T656a Tomé Júnior, Valério.
Avaliação da degradação da força dos elásticos ortodônticos de látex em função do tempo de ativação / Valério Tomé Júnior. – Campinas: [s.n.], 2008.
55f.: il.

Orientador: Rogério Heládio Lopes Motta.
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Elastômeros. 2. Ortodontia. I. Motta, Rogério Heládio Lopes.
II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.
III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: “**AVALIAÇÃO DA DEGRADAÇÃO DA FORÇA DOS ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS DE LÁTEX EM FUNÇÃO DO TEMPO DE ATIVAÇÃO**” apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: _____ em __/__/__, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

Dedico esta obra a Deus, que mais uma vez se mostrou fiel em cumprir suas promessas e abriu as portas para que esse sonho se tornasse realidade em minha vida. À minha esposa Eurla, e aos meus filhos Josué Elion e Samuel, minha família, meu porto seguro.

AGRADECIMENTOS

Ao Centro de Pesquisa Odontológica São Leopoldo Mandic em nome de seu Reitor, Professor Dr. José Luiz Cintra Junqueira, por contribuir para que o sonho se tornasse realidade.

Ao coordenador do programa de mestrado da São Leopoldo Mandic Prof. Dr. Thomaz Wassal pelo desenvolvimento do ensino na odontologia brasileira.

Ao Coordenador do curso, professor Dr. Mário Vedovello Filho, pelo estímulo permanente durante o curso e por me receber tão bem em sua turma de mestrado.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rogério Heládio Lopes Motta pela orientação segura e precisa na condução deste trabalho.

Aos professores Dr. Galdino Iague Neto, Dra. Heloisa Valdrighi, Ms. Sandro Piragini, Ms. Clayton Alexandre Silveira pela contribuição extraordinária à minha formação como ortodontista e professor.

Em especial aos Professores Ms. Sílvio Yabagata Uehara e Dra. Sílvia Amélia S. Vedovello, pela atenção dedicada, pela orientação constante aos meus trabalhos científicos, principalmente em minha dissertação.

Aos meus colegas do Curso de Mestrado, especialmente, Francisco de Assis Rotta Pereira, grande amigo e companheiro.

Aos funcionários da Faculdade São Leopoldo Mandic, pela dedicação e presteza.

Ao proprietário e toda equipe de funcionários da INSER Indústria, Comércio e Serviços LTDA, especialmente Emanuel Ribeiro e Sandro Biasin, pelo trabalho incansável e esforço que tornaram essa pesquisa possível.

Aos meus pacientes do Curso de Mestrado, com os quais pude desfrutar de um agradável relacionamento de profissionalismo e amizade.

Aos meus pais Valério Tomé (*in memoriam*) e Maria da Conceição Tomé, com os quais Deus me concedeu o privilégio de conviver e que com maestria cumpriram sua missão em minha vida.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a degradação de força de elásticos ortodônticos de látex. Foram avaliadas quatro diferentes marcas de elásticos (GAC[®], Morelli[®], Unitek[®] e TP[®]) de tamanho 1/4 e 5/16" e espessura média e pesada. Os mesmos foram estirados em uma placa de aço inox à uma distância fixa de 27 mm e submersos em saliva artificial à temperatura de 37°C por 72 horas. As amostras foram medidas nos intervalos de leitura inicial, 1, 6, 24, 48 e 72 horas. Pôde-se observar significativa degradação de força na primeira hora entre 5,2 a 15,6%; 12,7 a 20,1% após 24 horas, mantendo relativa estabilidade a partir de então (14 a 23% após 72 horas), o que sugere a troca diária dos elásticos de látex. A redução de força foi maior ($p=0,0006$) para os elásticos de espessura média (19,3% em média) em relação aos de espessura pesada (17,4% em média). Para os elásticos de tamanho 1/4", a degradação de força foi em média de 17,5%, sendo este valor significativamente menor ($p<0,0001$) do que os de tamanho 5/16" (média = 19,3%). Com relação às marcas, a porcentagem de degradação da força foi da ordem de 17,4%, 16,3%, 20% e 19,9%, respectivamente para as marcas GAC, Morelli, TP e Unitek. As marcas Unitek e TP não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si ($p>0,05$), mas apresentaram perda de força significativamente maior ($p>0,05$) do que as marcas GAC e Morelli. Pôde-se concluir que a maior parte da perda de força ocorreu nas primeiras 6 horas, independentemente do fabricante, do tamanho ou da espessura dos elásticos ensaiados. A marca Morelli apresentou a menor média de perda entre todas as marcas. O tamanho e espessura dos elásticos ortodônticos são fatores que podem influenciar na degradação da força dos mesmos.

Palavras-chaves: Aplicações clínicas. Elásticos de látex. Degradação de força.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the strength degradation of latex orthodontic elastics. Four different brands (GAC[®], Morelli[®], Unitek[®] e TP[®]) of size 1/4 and 5/16" elastics of medium and heavy thickness were evaluated. They were stretched on a stainless steel plate to a fixed distance of 27 mm and submersed in artificial saliva at a temperature of 37°C for 72 hours. The samples were measured at the following intervals of reading: initial, 1, 6, 24, 48 and 72 hours. Significant degradation in strength could be observed in the first hour of 5.2 to 15.6%; 12.7 to 20.1% after 24 hours, maintaining relative stability from then onwards (14 to 23% after 72 hours), which suggests that latex elastics should be changed every day. The reduction in strength was greater ($p=0.0006$) for the medium thickness elastics (a mean of 19.3%) in comparison with those of heavy thickness (mean of 17.4%). The size 1/4" elastics underwent a mean strength degradation of 17.5%, this value being significantly lower ($p<0.0001$) than that of size 5/16" (mean = 19.3%). With regard to brands, the percentage of strength degradation was to the order of 17.4%, 16.3%, 20% and 19.9%, respectively for the brands GAC, Morelli, TP and Unitek. The brands Unitek and TP presented no statistically significant difference among them ($p>0.05$), but presented significantly higher loss of strength ($p>0.05$) than the brands GAC and Morelli. It could be concluded that the greatest loss of strength occurred in the first 6 hours, irrespective of manufacturer, size or thickness of the tested elastics. The brand Morelli presented the best performance with regard to strength degradation than the other brands. The size and thickness of orthodontic elastics are factors that could to influence in the strength degradation of them.

Keywords: Clinical application. Latex elastics. Force degradation.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
3 PROPOSIÇÃO	27
4 MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1 Materiais.....	28
4.2 Métodos.....	29
4.3 Método Estatístico	33
5 RESULTADOS.....	34
6 DISCUSSÃO	42
7 CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS.....	49
ANEXO A – FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	52
ANEXO B – TABELAS	53

1 INTRODUÇÃO

O objetivo do tratamento ortodôntico é devolver as características de normalidade à oclusão dentária, descrita por Andrews em 1972 em seu trabalho sobre as seis chaves para oclusão ideal.

Muitas vezes, o tratamento requer alterações na posição das bases ósseas, o que por diversos motivos nem sempre se consegue, tornando-se necessário mascarar esta discrepância através de compensação dentoalveolar, a qual requer movimentações dentárias. Por este motivo é importante definirmos os dispositivos mecânicos e acessórios que poderão ser empregados para se obter sucesso no tratamento ortodôntico. Sendo que, dentre os dispositivos mecânicos utilizados na ortodontia contemporânea encontram-se os elásticos de látex (Bell, 1951; Yogosawa et al., 1967; Yogosawa et al., 1968; Baty et al., 1994; Cabrera et al., 2003).

De acordo com Baty et al. (1994), elastômero é o termo geral que abrange materiais que, após substancial deformação, rapidamente retornam à sua dimensão original. O elástico de látex, provavelmente utilizado pelas antigas civilizações Incas e Maias, foi o primeiro elastômero relatado; teve seu uso limitado em razão do comportamento desfavorável em relação à temperatura e da propriedade de absorção de água. Com o advento da vulcanização (processo em que a borracha natural se torna elástica, resistente e insolúvel, e que se baseia na introdução de átomos de enxofre na cadeia do polímero natural) por Charles Goodyear em 1939, o uso de elástico de látex teve grande impulso. Os primeiros a advogarem o uso de elásticos de látex na ortodontia foram Baker, Case em 1893 e Angle em 1902.

Desde então vários autores se concentraram no estudo das propriedades físicas e mecânicas dos elásticos ortodônticos, sempre no sentido de tornar mais eficazes os resultados que podem ser obtidos com o uso dos mesmos (Andreasen, Bishara, 1970; Ware, 1970; Barrie, Spence, 1974; Wong, 1976; Bales et al., 1977; von Fraunhofer, Orbell, 1992; Kanchana, Godfrey, 2000).

No entanto, os elásticos ortodônticos não podem ser considerados materiais elásticos ideais, pois de Genova et al. (1985) constataram que os mesmos são sensíveis à exposição prolongada à água, às enzimas, e também às variações de temperatura; além de sofrerem significativa degradação na quantidade de força liberada ao longo do tempo de utilização (Bishara, Andreasen, 1970; Chaconas et al., 1978; Howard, Nikolay, 1979; Bertl, Droschl, 1986; Kanchana, Godfrey, 2000; Araújo et al., 2004; Gioka et al., 2006; Wang et al., 2007).

Desta forma, o presente trabalho avaliou a degradação da força de elásticos de látex 1/4 médio e pesado e 5/16 médio e pesado de quatro diferentes fabricantes (TP, UNITEK, MORELLI e GAC), quando estirados a uma distância fixa de 27 mm por um período de 72 horas, imersos em saliva artificial, simulando o meio bucal.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Bertran (1931 apud Henriques et al., 2003) relatou que quando os elásticos utilizados para produzir forças intermaxilares são submetidos a uma distensão correspondente às distâncias de 20 a 40 milímetros, produzem forças de 60 a 300 gramas. Ao longo do dia, com a repetição dos movimentos bucais funcionais, aproximadamente 1/3 das propriedades elásticas são perdidas e com isso, recomendou a troca diária dos elásticos, com o intuito de manter aplicadas aos dentes forças semelhantes às iniciais. Salientou também que a distância entre os pontos de aplicação da força e o calibre dos elásticos é fundamental quando se pretende aplicar uma força considerada ideal.

Bell (1951) realizou um trabalho com o objetivo de determinar a quantidade de força gerada pelos elásticos de látex por milímetros de distensão. O autor realizou seus experimentos à seco e não testou os efeitos do meio bucal sobre os elásticos. Ele notou que à seco os elásticos perdem sua força efetiva em apenas 1%, porém já era sabido na época que sob ação dos fluídos bucais os elásticos diminuem sua efetividade em mais de 20% após 24 horas de uso constante. Afirmou também que enquanto o tamanho do lúmen do elástico aumenta a força por milímetro deslocado diminui.

Yogosawa et al. (1967) avaliaram a degradação de força de elásticos usados na clínica ortodôntica. Com o intuito de simular seu efeito numa mecânica intramaxilar, os elásticos foram estirados entre dois ganchos que distavam entre si 20 e 27 mm, soldados na porção vestibular de um aparelho de contenção do tipo Hawley modificado. Os elásticos foram removidos da boca para medição da força em intervalos de 1, 3, 6, 12, 24, 48, 72 e 96 horas e obtiveram os seguintes

resultados: a força exercida pelos elásticos estirados na cavidade oral cai rapidamente após sua inserção, em torno de 5 a 10%. Após algumas horas essa diminuição de força se torna comparativamente menor, sendo que entre 24 e 96 horas os valores quase não sofrem alteração. A diminuição da força varia com o tipo de elástico utilizado. Quanto maior o estiramento, maior é a degradação da força. Ressaltou também que num mesmo grupo de elásticos não houve uniformidade na qualidade dos mesmos.

Yogosawa et al. (1968) avaliaram a degradação da força em elásticos intermaxilares. O estudo foi conduzido em 11 pacientes submetidos à terapia com elásticos intermaxilares. O fabricante utilizado foi Unitek 1/4" leve e pesada e 3/8" leve, sendo que a distância do estiramento variou de 21 a 36 mm em oclusão cêntrica. Os elásticos foram removidos da boca em intervalos de 1, 6, 12, 24, 48 e 72 horas para mensuração, sem, contudo serem trocados. Os resultados obtidos foram comparados com os dados da pesquisa anterior realizada pelos mesmos autores: os elásticos intermaxilares perderam mais força 13-21% que os elásticos intramaxilares 8-11% após 6 horas de uso. Nos elásticos intramaxilares após algumas horas a perda de força se torna comparativamente menor e nota-se que entre 24 e 96 a perda de força se torna quase inexistente. No caso dos elásticos intermaxilares o aumento na degradação de força continua; a quantidade de degradação entre 24 e 72 horas é quase a mesma apresentada durante as duas primeiras horas desde a inserção. Notou-se que a quantidade de degradação da força varia de acordo com o elástico utilizado e que houve diferença na degradação da força entre os indivíduos.

Andreasen & Bishara (1970) testaram elásticos de látex e alastiks em cadeia. Em um estudo piloto, os elásticos foram testados em cinco ambientes

diferentes: a seco e em temperatura ambiente, imersos em água em temperatura ambiente, imersos em saliva em temperatura ambiente, à seco e temperatura constante de 37°C, imersos em saliva em temperatura constante de 37°C.. A maior parte da perda de força ocorreu nas primeiras 24 horas. Quando imersos em água ou saliva houve diminuição da força em ambos materiais. Concluíram que para simular as condições bucais, os elásticos devem ser testados em água à temperatura ambiente, os quais foram estirados à uma distância constante durante 3 semanas. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as condições mencionadas acima e os mesmos materiais testados em saliva à 37°C. Concluíram que a maior parte da perda de força ocorreu no primeiro dia. A porcentagem foi de 41,6% para elásticos de látex 3/4 e 42,9% para 5/8.. A grande porcentagem de perda de força por unidade de tempo ocorreu durante a primeira hora, 26,4 para elásticos 3/4 e 28,3 para 5/8. Após essa taxa extrema de diminuição de força no primeiro dia, a queda para o restante das três semanas foi de 5,5 % para elásticos 3/4 e 4,7% para 5/8.

Bishara & Andreasen (1970) avaliaram a alteração da força gerada pelos elásticos sintéticos e elásticos de látex quando estirados de 22 a 40 mm em um intervalo de três semanas. Os elásticos de látex foram submersos em água à temperatura ambiente, porém afirma que o ambiente bucal afeta tanto a aparência, deixando-os com um aspecto esbranquiçado quanto as propriedades do material. Também não houve diferença significativa entre elásticos de látex testados em uma placa de aço inox e outra de alumínio sob as mesmas condições. A maior parte da diminuição da força ocorre durante as primeiras horas e continua decaindo em uma taxa menor durante o período de três semanas, em virtude disso, não aconselham que os elásticos sejam trocados diariamente. Observaram também que quanto maior

a distância do estiramento maior a deformação plástica sofrida pelo material e conseqüentemente maior a perda de força. Recomendam também que os elásticos devem ser estocados em suas embalagens originais, pois o contato com o ar causa uma perda de força dos elásticos entre 7 a 17 %.

Ware (1970) avaliou elásticos de látex de várias marcas comerciais com o objetivo de auxiliar ao ortodontista na seleção do elástico mais indicado para cada caso e elaborou uma tabela relacionando a quantidade de estiramento aplicada aos elásticos em milímetros com a quantidade de carga fornecida por eles em gramas. Nesse trabalho constatou que a maioria dos ortodontistas recomenda a troca dos elásticos entre o primeiro e terceiro dia.

Em seu estudo, Barrie & Spence (1974), avaliaram as alterações no comprimento dos elásticos de seis marcas comerciais quando sujeitos a uma carga constante e simulando um tracionamento intra e intermaxilar. Mediram também o enrijecimento de cada material elástico. Observaram que os elásticos mais espessos mantêm uma força maior com o passar do tempo e que os elásticos menores apesar de apresentarem uma força inicial maior, são mais susceptíveis à alteração de forma e mostram maior perda de força com o passar do tempo. Concluíram que alguns elásticos mostraram um considerável aumento no seu comprimento e a força exercida por eles cai uniformemente 1 hora após o uso. Os resultados indicaram também que a situação é pior no caso de elásticos usados interarcos. Sugeriram ainda a troca dos elásticos a cada 24 horas para que se mantenha uma força ideal.

Segundo Wong (1976), o elástico natural possui uma enorme sensibilidade aos efeitos do ozônio ou outros sistemas geradores de radicais livres como a luz solar ou luz ultra-violeta as quais produzem rachaduras no elástico levado-o a se romper. O ozônio age a nível molecular quebrando as duplas ligações

covalentes, enfraquecendo a cadeia de polímeros do látex. O intumescimento e alteração de cor se dariam devido ao preenchimento dos vácuos da matriz da borracha por fluidos e bactérias. A ação do ozônio seria responsável também pela redução de forças geradas pelo elástico. O autor realizou vários testes com elastômeros e conclui que os elásticos de látex mostraram grande perda de força após imersão em água se comparado com polímeros sintéticos; além de apresentarem alto índice de resiliência e de força antes de sofrerem fratura. Ao serem estirados a uma distância fixa de 17 mm e submersos em saliva artificial à temperatura de 37°C os elásticos de látex perderam 17% da sua força inicial ao fim do primeiro dia e 40% após 21 dias.

Os fabricantes de elásticos ortodônticos de látex indicam na embalagem do produto a quantidade de força gerada pelo mesmo; essa força é obtida quando ele for estirado em três vezes o seu lúmen interno. Por exemplo, um elástico 1/4 de polegada produz 3 1/2 onças se ele for estirado a 3/4 de polegada. Bales et al. (1977) realizaram um estudo com o propósito de testarem esse índice fornecido pelos fabricantes e determinar com precisão as características de extensão e força dos elásticos na clínica odontológica. E concluíram que estirar o elástico em duas vezes o seu lúmen interno traduz de maneira mais fiel tal índice, portanto estirá-lo em três vezes produziria forças excessivas.

Ash & Nikolai (1978) declararam que muitos pesquisadores concordam com a hipótese de que os resultados de testes de cada elemento em água ou outros fluidos, adequados à temperatura oral, simulam o relaxamento de forças dos elásticos que ocorrem *in vivo*. Entretanto, claras diferenças também são aparentes nas características e efeitos entre o ambiente oral e o simulado sobre os elásticos. Entre as consultas com o ortodontista, os elásticos estão sujeitos a deformações

resultantes da mastigação e higiene oral. Além disso, as enzimas salivares e a variação de temperatura pela ingestão de alimentos frios e quentes também podem influenciar. Em sua pesquisa com elásticos de poliuretano, procederam o teste em três ambientes: à seco, submerso em água à 37°C e no ambiente bucal em onze adolescentes, e constataram que tanto a água quanto o ambiente bucal contribuem para uma maior queda da quantidade de força gerada pelos Alastiks, se comparado com o teste à seco.

Chaconas et al. (1978) simularam um tratamento intermaxilar estirando os elásticos em três vezes o seu lúmen interno, mais um alongamento de 10mm num total de 100 ciclos por hora. Esse tamanho adicional refere-se à quantidade de abertura de boca durante o ciclo mastigatório normal. Para simular o meio bucal os elásticos foram imersos em solução de Ringer à 10% e 25°C. Concluíram de acordo com os resultados que a quantidade de degradação da força em 24 horas é insuficiente para justificar a troca diária dos elásticos, chegaram a sugerir a troca a cada quatro dias, pois em seus resultados a perda de força foi insignificante, sendo que após 48 horas o remanescente de força era de 90%. Segundo eles existe forte correlação entre o tamanho do lúmen interno e a degradação de forças; elásticos com lúmen interno menor sofrem maior degradação de força, devendo ser trocados com maior frequência. Advertiram também que há uma considerável margem de erro entre o valor real da força e o valor indicado pelo fabricante.

Howard & Nikolai (1979) avaliaram a degradação de forças de elásticos de látex e elastômeros sintéticos em formato de linha. Os testes foram a nível laboratorial (a seco e temperatura ambiente) e *in vivo* com a participação de dez pacientes, onde os elásticos foram estirados à uma distância constante por um período de doze semanas. Os autores concluíram que o teste em laboratório não

teve a mesma precisão em simular o ambiente bucal no que se refere à perda de força dos elásticos. Além do fator ambiental acrescentam como fator coadjuvante ao maior relaxamento dos elásticos *in vivo* a mastigação e a escovação. Até a sexta semana nenhum tipo de elástico, na média, perdeu mais que 30% da força inicial. Em relação à característica de relaxamento de força, não houve diferença significativa entre os materiais testados. Os autores não recomendaram o uso desses elásticos por um período maior que seis semanas devido ao acúmulo de resíduos, e não devido ao relaxamento das forças.

Régio (1979 apud Henriques et al., 2003) estudou as propriedades mecânicas (limites de elasticidade e ruptura) de elásticos para fins ortodônticos em três condições experimentais: na condição original como recebida pelo fornecedor, na condição simulada de uso bucal e envelhecidos artificial e aceleradamente. Os elásticos foram divididos de acordo com seu diâmetro e força, ou seja, 3/16 polegadas de forças leve e pesada e 5/16 polegadas de forças leve e pesada. Concluiu-se que os elásticos com diâmetro menor (3/16 polegadas) apresentaram deformações menores em comparação com os de diâmetro maior e que o meio bucal e o envelhecimento artificial acelerado tenderam a diminuir os limites de elasticidade e de ruptura dos elásticos utilizados, tornando-se isto mais evidente para os elásticos de força pesada.

Persson et al. (1983) salientaram que por razões comerciais existe pouca informação disponível sobre a composição química e propriedades elásticas dos materiais. Realizaram então, um estudo com o propósito de classificar as propriedades elásticas dos elásticos disponíveis no mercado. No teste de degradação de força em função do tempo, os elásticos foram submersos em solução salina à 37°C durante três semanas, com aplicação de 200 gramas de força e

estiramento constante. As forças foram medidas nos intervalos de 1, 2, 4, 8, 24 e a cada dia durante o período de teste. Como resultado obteve-se uma redução drástica da força dos elásticos na primeira hora. Após a considerável perda de força durante o primeiro dia a redução foi comparativamente menor durante as três semanas seguintes de teste.

De Genova et al. (1985) em seu trabalho sobre elastômeros sintéticos afirmaram que a temperatura influencia na degradação de força desses materiais. Testou uma amostra à temperatura fixa de 37°C e outra submetida a um ciclo térmico que variou entre 15°C a 45°C e observou que esta reteve maior porcentagem de força em relação àquela, talvez isso se deva ao aumento da rigidez do material produzido pelo ciclo térmico.

Bertl & Droschl (1986) realizaram um estudo com elásticos ortodônticos de látex cujo objetivo foi determinar o quanto a força aplicada pelos elásticos sob contínua extensão é influenciada pelo tempo e pela magnitude da extensão. Quatro tipos de elásticos de uma mesma marca comercial foram submetidos a estiramento sob distâncias variadas e as forças geradas foram medidas por um período de 8 horas. Durante o teste os elásticos foram mantidos imersos em solução salina (0,9 por cento) e temperatura constante de 37°C. Como resultado observou-se considerável redução de força na primeira meia hora, com contínua, porém menor redução nas demais medições.

Almeida et al. (1991) estudaram a degradação da força das cadeias de elastômeros e utilizou como solução de imersão do material, para simulação do meio bucal a solução de Ringer a 10% e justificaram o seu uso pela facilidade da sua aquisição, armazenamento e baixo custo. Citaram ainda outras substâncias que poderiam ser usadas como a saliva artificial e a água destilada ionizada.

von Fraunhofer & Orbell (1992) estudaram o efeito da saliva artificial e tratamento com flúor tópico nas propriedades elásticas e relaxamento de forças de três marcas comerciais de elastômeros em cadeia. Os elásticos foram imersos em 6 meios de teste: à seco, água destilada, saliva artificial, solução de 0,4% de KCl, solução de 0,4% de SnF₂ e 0,31% de flúor fosfato acidulado. A exposição a todos os meios testados, sendo mais marcante o flúor fosfato acidulado, provocou perda de tensão nos elásticos, sendo necessário maior estiramento dos mesmos para que se obtenha a força desejada ao longo das quatro semanas, essa perda de tensão é mais acentuada nas primeiras quatro horas. O relaxamento da força quando os elásticos são submetidos a estiramento constante durante trinta minutos foi observado com menor intensidade nos elásticos expostos ao ar do que naqueles testados em água e em flúor fosfato acidulado.

Liu et al. (1993) avaliaram o efeito do repetido estiramento na queda de força e conformidade dos elásticos de látex. Os elásticos foram estirados 0, 200, 500 ou 1000 vezes, se mantiveram estirados em 3 cm durante as medições, que foram tomadas aos 10 s, 1 min e 3, 5, 24 e 48 horas. Segundo os autores essa extensão representa uma média clínica da distância de canino a molar do arco antagônico. Os elásticos entre maxila e mandíbula são constantemente estirados cerca de dois cm adicionais durante a mastigação e a fala, portanto os mesmos foram estirados em um comprimento máximo de cinco cm no teste. Os resultados mostraram que entre 500 e 1000 ciclos, houve pequena diminuição na quantidade de força, a maior diferença foi observada entre 0 e 200 ciclos. O estiramento repetitivo aparentemente causa mudança estrutural nos elásticos, manifesta pela alteração de força e conformação dos mesmos, tais alterações não são cumulativas, pois não aumentam na proporção dos estiramentos. Embora a recuperação de forças não seja

estatisticamente significativa, ocorre em todos os grupos, exceto o grupo controle, que não sofreu estiramento. A causa dessa recuperação não é conhecida, mas pode ser resultado da reorganização das cadeias que foram rompidas durante o estiramento repetitivo.

Baty et al. (1994) realizaram uma revisão de literatura que tratava da degradação de força sofrida pelos elastômeros sintéticos em cadeia, ressaltando sobretudo a influência do fator ambiental (umidade, variação de temperatura, variação de ph) no desempenho clínico desses materiais.

Stevenson & Kusy (1994) em seu trabalho com elastômeros de poliuretano concluíram que dentre as variáveis estudadas (acidez, nível de oxigênio e temperatura), o aumento da temperatura aparece como fator dominante no mecanismo de degradação responsável pela deterioração das propriedades mecânicas desse material e que não houve efeito cumulativo na ação dessas variáveis.

Kurol et al. (1996) em seu estudo sobre a magnitude de forças aplicadas por ortodontistas, afirmaram que a maioria desses profissionais não faz uso rotineiro do dinamômetro por afirmarem que confiam na sua própria experiência. Isso é preocupante devido à discrepância existente entre a magnitude da força informada pelos fabricantes de elásticos de látex e a real magnitude obtida na prática da clínica.

Eliades et al. (1999) realizaram um trabalho com elastômeros em cadeia testados *in vivo* e *in vitro* e observaram através de microscopia eletrônica a progressiva formação do biofilme protéico na superfície dos elásticos ao longo do primeiro dia e subsequente biomineralização por fosfatos de cálcio durante as três semanas de teste devido à ação da saliva.

Kanchana & Godfrey (2000) testaram elásticos de vários tamanhos e fabricantes diferentes a seco e também submersos em água filtrada à 37°C. No primeiro teste os elásticos foram estirados a várias distâncias (máximo de 60 mm) e como resultado observou-se que a grande maioria dos elásticos quando estirados em três vezes o seu diâmetro interno produziram forças maiores que aquelas informadas pelo fabricante. No segundo teste os elásticos também foram submetidos a vários níveis de estiramento e o resultado foi parecido, independente do tamanho e da marca de fabricação do elástico: houve em média uma perda de força de 29,9% após a primeira hora, 32,3% após 24 horas e 36,2% após 72 horas. Recomendaram que se escolha um elástico com 50% acima da força desejada para compensar essa perda que já é esperada. Relataram que após o teste de imersão, os elásticos apresentaram alteração de forma, se mostraram esbranquiçados, com aparência intumescida e quanto mais estirados eles foram, com maior deformação permanente se mostraram, indicando mudança em sua estrutura.

Russel et al. (2001) avaliaram as propriedades mecânicas dos elásticos ortodônticos de látex e *non-latex*. Para verificar a quantidade de força perdida durante um estiramento constante, os elásticos foram imersos em água destilada durante 24 horas à temperatura constante de 37°C. Concluíram que durante esse período houve diminuição de força gerada por todos os elásticos. Segundo os autores, os resultados desse estudo foram menos consistentes porque nem todos os materiais *non-latex* mostraram maior diminuição de carga que os elásticos de látex durante as 24 horas de teste. Esse resultado enfatiza a importância da escolha dos elásticos baseada na situação clínica, bem como as propriedades mecânicas dos elásticos, que foi mostrado variar de acordo com o material e o fabricante.

Hwang & Cha (2003) compararam as propriedades mecânicas e biológicas entre os elásticos de látex (três marcas comerciais) e silicone (uma marca comercial). O material foi mantido estirado às distâncias fixas de 14,3 – 19 e 28,4 mm, uma parte mantida a seco à uma temperatura de 22° C desvio padrão (dp) 3°C e outra parte submersa em saliva artificial à 37°C durante 24 horas, sendo medida a força inicial e final. Os elásticos de látex apresentaram uma perda de força em torno de 23 a 28%. A diferença entre os níveis de força a seco e úmido variou entre 7,7 e 15%, sendo que nesse aspecto o elástico de silicone apresentou desempenho melhor variando em 3%. Após o segundo dia do teste de citotoxicidade apenas uma marca comercial do elástico de látex e o de silicone se mostraram viáveis.

Jacobsen & Hensten-Pettersen (2003) em seu trabalho enviaram um questionário a cento e setenta ortodontistas e receberam resposta de cento e vinte e um, com média de idade de 55.2 anos. O objetivo era que descrevessem problemas dermatológicos e outros problemas de saúde que tivessem apresentado nos dois anos anteriores à pesquisa. Foram questionados também sobre o número de pacientes atendidos nesse mesmo período (41000) e as reações adversas apresentadas por eles. Como conclusão do trabalho relataram que na ortodontia existem produtos conhecidos como alergênicos como o aço inoxidável, a luz, acrílicos, e o látex. As reações adversas ocorrem *intra* e *extra* oral, porém essas reações alérgicas em pacientes, de acordo com as pesquisas mais recentes, segundo esses autores estão na razão de 1/300.

Kersey et al. (2003) realizaram um estudo com o propósito de determinar as diferenças entre os elásticos ortodônticos de látex e *non-latex* de um fabricante, levando em consideração a produção de força e a perda de força em função do tempo e também para determinar a diferença entre os testes estáticos e dinâmicos

(simulando a mecânica interarcos). No teste estático os elásticos foram estirados em três vezes seu diâmetro interno (19,05 mm), e no teste dinâmico a mesma distância, porém os elásticos foram submetidos a um ciclo de estiramento com um adicional de 24,7 mm que corresponde à abertura máxima da boca. Os elásticos foram imersos em água destilada e temperatura à 37°C a fim de simular o ambiente bucal. Os resultados foram que após 24 horas, os elásticos de látex apresentavam 75% de remanescente da força inicial no teste dinâmico e 83% no teste estático. As conclusões apresentadas foram: - os elásticos de látex da American Orthodontics (0.25 polegadas e 4.5 onças) retêm significativamente mais força com o passar do tempo que seus equivalentes *non-latex*.

Kersey et al. (2003) compararam o desempenho de elásticos ortodônticos *non-latex* de quatro marcas comerciais. Observaram que os elásticos 1/4 de polegada e 4,5 onças, de todas as marcas analisadas produziram forças diferentes das especificadas pelo respectivo fabricante. Após os testes realizados observou que os materiais *non-latex* apresentam um desempenho clínico mais parecido com os elastômeros sintéticos do que com os elásticos de látex, pois aproximadamente 50% da força inicial foi perdida após 24 horas de teste, 25% da perda dessa força ocorreu nos primeiros 30 minutos, após 8 horas a força perdida foi de 40%. Os autores sugeriram que o ortodontista ao usar esse material devesse utilizar uma força inicial maior a qual seria rapidamente perdida, porém o remanescente seria suficiente para obter o efeito desejado.

Cabrera et al. (2003) avaliaram e mediram a força de diversos elásticos usados em ortodontia, a fim de estabelecer a magnitude de força liberada por cada tipo de elástico. Com os resultados obtidos concluiu-se que os elásticos sofrem uma variação de força entre os diversos diâmetros, espessuras e marcas comerciais.

Salientou-se também que os resultados obtidos servem apenas como referência, devendo o ortodontista fazer uso de um dinamômetro de precisão para aferição da força gerada pelos elásticos.

Henriques et al. (2003) avaliaram elásticos de látex e também advogaram a máxima de que se distendermos os elásticos em três vezes o seu diâmetro interno, alcançaríamos a quantidade de força especificada pelo fabricante.

Araújo et al. (2004) avaliaram a degradação de forças de elásticos de látex de cinco marcas comerciais. Os elásticos foram mantidos estirados a uma distância fixa de 35 mm e submersos em saliva artificial à uma temperatura constante de 37°C por um período de três dias. Foi feita a medição inicial da força e nos intervalos de 30 min, 1, 6, 12 h, 1, 2, e 3 dias. Verificou-se a redução na quantidade de força gerada pelos elásticos entre 10,76 a 23,5% na primeira hora e de 18,71 a 35,09% em três dias de ativação. Concluíram que para a maioria das marcas comerciais estudadas, pode-se indicar a troca dos elásticos de látex a cada três dias.

Bertoncini et al. (2006) avaliaram a degradação de forças e a deformação de elásticos de látex e *non-latex*. As amostras de elásticos de uma marca comercial foram imersos em solução de Ringer à temperatura de 37°C, com o objetivo de simular as condições bucais e submetidos a testes de tração. Os elásticos foram estirados em três vezes o seu diâmetro interno por um período de 48 horas. Concluíram que não houve diferença na degradação de força entre os dois tipos de elástico.

Gioka et al. (2006) avaliaram a degradação de força dos elásticos de látex. Amostras de elásticos de cinco fabricantes diferentes foram estiradas até atingirem a força indicada na embalagem do produto e fornecida pelo fabricante.

Esse comprimento de estiramento foi mantido constante e as forças geradas pelos elásticos medidas por um período de 24 horas. O relaxamento da força foi em torno de 25%, sendo a maior parte ocorreu entre a terceira e quinta hora. A regra empírica de que se estendermos o elástico em três vezes o seu lúmen interno produziremos a força indicada pelo fabricante mostrou variação marcante, variando entre 2,7 a 5 vezes. Esse teste foi realizado a seco, portanto algumas variáveis como a ação da umidade e variação da temperatura não puderam ser avaliadas.

Wang et al. (2007) avaliaram as características da degradação de força de elásticos de látex em uma aplicação clínica e em um estudo *in vitro*. Amostras de elásticos de látex 3/16 de polegada foram investigados, e 12 estudantes com idade entre 12 e 15 anos foram selecionados para tração intermaxilar e intramaxilar. Os elásticos do grupo controle foram colocados em saliva artificial e a seco em temperatura ambiente e estirados em 20 mm. Como resultado houve diferença estatisticamente significativa entre os diferentes métodos e intervalos observados. Nos intervalos de 24 a 48 horas a força decaiu durante o teste *in vivo* e em saliva artificial, considerando que não houve diferença significativa nos elásticos testados a seco. Na tração intermaxilar a porcentagem de força inicial restante após 48 horas foi de 61%. Na tração intramaxilar e em saliva artificial a porcentagem de força inicial restante foi de 71% e em condições ambientes a força remanescente foi de 86%. A degradação de força dos elásticos de látex foi diferente de acordo com as condições ambientais. Houve significativamente maior degradação de força na tração intermaxilar que na tração intramaxilar. Os elásticos testados a seco obtiveram menor perda de força.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito desta pesquisa foi: mensurar e comparar a quantidade de força inicial e a degradação de força sofrida por elásticos ortodônticos de látex de diferentes fabricantes, de diferentes tamanhos (1/4 e 5/16") e espessuras "média" e "pesada" em função do tempo;

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A presente pesquisa foi realizada nas dependências da INSER Indústria, Comércio e Serviços Ltda. Sorocaba, São Paulo, Brasil.

4.1 Materiais

Para realização do estudo foram utilizados elásticos de látex de tamanhos 1/4" e 5/16" e espessuras média e pesada das marcas: GAC, Morelli, Unitek e TP, adquiridos em embalagens seladas e dentro do prazo de validade. Foram excluídos os elásticos com embalagem violada, com prazos de validade vencidos ou elásticos rompidos.

Foram analisados onze elásticos, escolhidos aleatoriamente, de cada um dos fabricantes de elásticos ortodônticos de látex com tamanho 1/4 e 5/16 de polegada e espessuras média e pesada.

Foram confeccionados dezesseis dispositivos de aço inoxidável com espessura de 3,0 mm, comprimento de 120,0 mm e largura de 56,0 mm. Cada uma dessas placas continha onze pinos alinhados de 6,0 mm de comprimento que distam entre si 10,0 mm restando 10,0 mm de cada uma das margens externas. O dispositivo possui também uma placa regulável na região intermediária para se estabelecer a distância de estiramento dos elásticos, (figura 1).

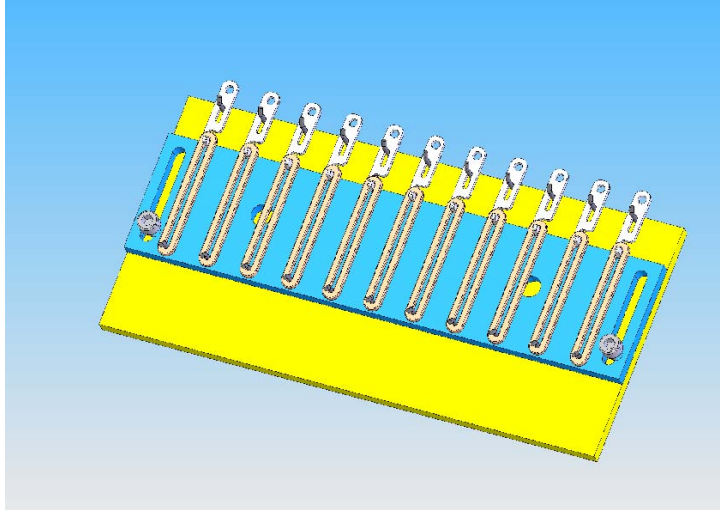


Figura 1 – Dispositivo de aço inoxidável confeccionado para estiramento dos elásticos.

4.2 Métodos

A determinação da distância de estiramento dos elásticos (27 mm) foi idealizada simulando um paciente adulto sob terapia ortodôntica para correção de maloclusão tipo Classe I com extração, ou seja, uma mecânica intramaxilar, idealizado por Yogosawa et al. (1967), Wang et al. (2007). Determinou-se a distância média entre um dispositivo fixado na face vestibular entre incisivo lateral e canino superior até a face distal de um tubo colado na face vestibular do primeiro molar superior do mesmo lado da arcada (27 mm), (figura 2)

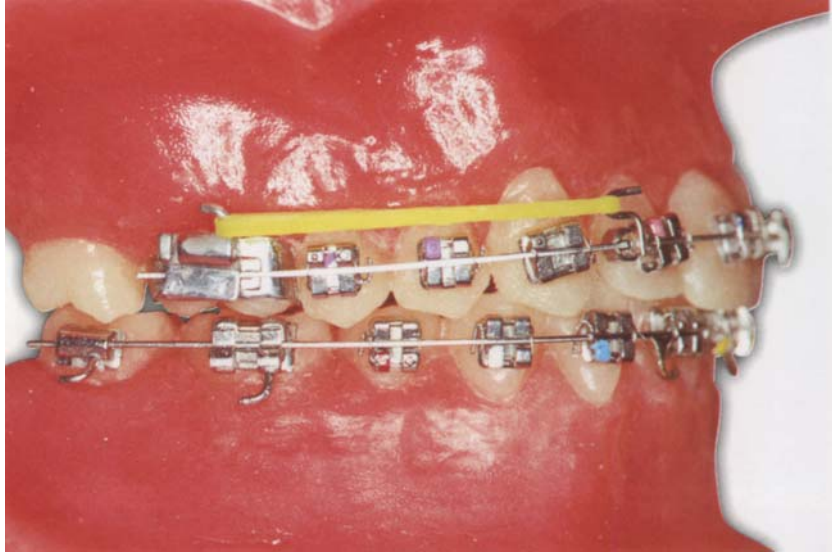


Figura 2 – Ilustração da mecânica intramaxilar, que determinou a distância de estiramento.

Cada placa foi identificada com o nome comercial do fabricante do elástico (Morelli, GAC, TP ou Unitek), e as amostras foram numeradas de um a onze, (figura 3). Durante todo o experimento os elásticos foram submersos em saliva artificial por meio de um recipiente apropriado. Antes do início dos testes foi feito um pré-aquecimento da saliva artificial a 37° (figuras 4 e 5).



Figura 3 – Modelo de uma placa com identificação do fabricante e elásticos classificados e numerados.



Figura 4 – Tanque com os elásticos submersos em saliva artificial.

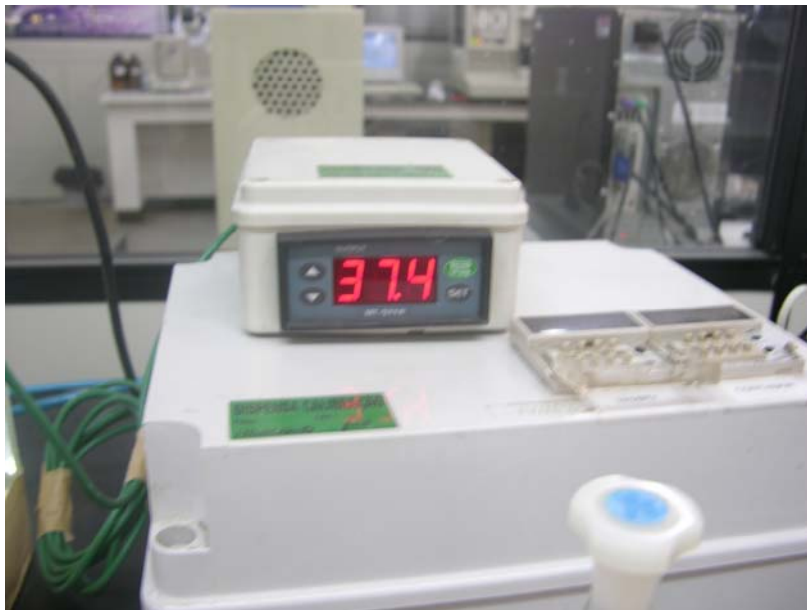


Figura 5 – Dispositivo de controle da temperatura.

A composição química da saliva artificial utilizada foi: 1,3 g/l de cloreto de potássio, 0,1 g/l de cloreto de sódio, 0,05 g/l de cloreto de magnésio, 0,1 g/l de cloreto de cálcio, $2,5 \times 10^{-5}$ g/l de fluoreto de sódio, 0,035 g/l de fosfato

dihidrogenado de potássio (KH_2PO_4), e 0,162 g/l ZnSO_4 , o pH foi 7,0, elaborada de acordo com Wang et al. (2007).

Cada uma das amostras foi inicialmente aferida, sendo levada na própria placa para leitura em uma máquina universal de ensaios marca EMIC linha DL 500, acoplada com uma célula de carga com capacidade para 5 Kg (figura 6) Para isso foi confeccionado um dispositivo que viabiliza a leitura da carga do elástico sem a necessidade de removê-lo da placa. Foram aguardados cinco segundos antes do registro da quantidade de carga de modo a se permitir a estabilização da força para todas as amostras.



Figura 6 - Máquina de ensaio utilizada na mensuração da força dos elásticos.

Após a leitura inicial, o conjunto (placa + pinos + elásticos) foi removido da máquina universal de ensaios (figura 7) e imerso em saliva artificial a 37°C no tanque. Nos intervalos de 1 e 6 horas, um, dois e três dias as placas foram

removidas do tanque e colocadas sobre papel absorvente e a força dos mesmos elásticos foi mensurada na máquina universal de ensaios. (Araújo et al., 2004).

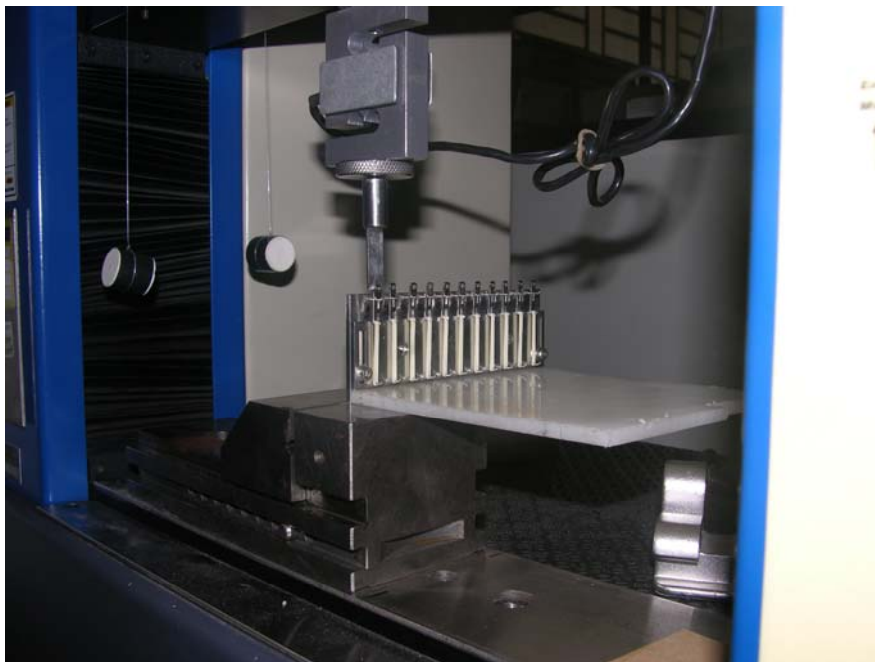


Figura 7 – Elásticos na máquina de ensaio para mensuração.

4.3 Método Estatístico

Os resultados foram submetidos à análise ANOVA mutivariada, ao teste de Tukey, Mann-Whitney e Kruskal-Wallis, com nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

A apresentação do capítulo de resultado será feita em duas fases. Na primeira foi avaliada a quantidade de força máxima gerada pelos elásticos em cada momento e a interação dos fatores: marca comercial, tempo, tamanho e espessura dos elásticos no valor da força gerada por eles.

Na segunda fase será apresentado o percentual de degradação de força em dado momento da pesquisa e se há correlação entre os fabricantes, tamanho e espessura dos elásticos.

A tabela 1 mostra os valores (média \pm desvio padrão) de força obtidos para os grupos em função dos fabricantes, espessuras e tamanho dos elásticos e do tempo de ativação (Anexo B).

A análise de variância (ANOVA) multivariada (tabela 2) mostra que os fatores em estudo (fabricante, tamanho, espessura e tempo de ativação) afetaram significativamente ($p < 0,0001$) a força exercida pelos elásticos. Além disso, houve interação entre os fatores, ou seja, os fatores de forma isolada e em conjunto afetaram a quantidade de força (Anexo B).

Para simplificar a visualização dos resultados, os mesmos foram separados em função dos fabricantes. Os gráficos 1, 2, 3 e 4 mostram o comportamento dos elásticos em função do tempo de ativação considerando os fabricantes, espessuras e comprimento dos elásticos.

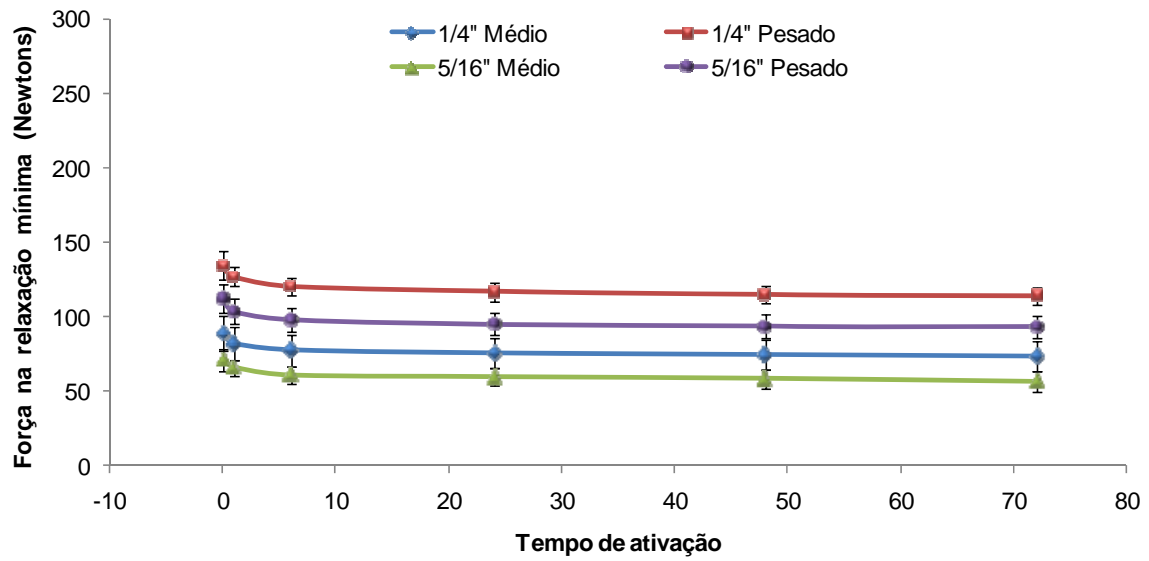


Gráfico 1 - Comportamento das forças dos elásticos da marca GAC ao longo do tempo de ativação.

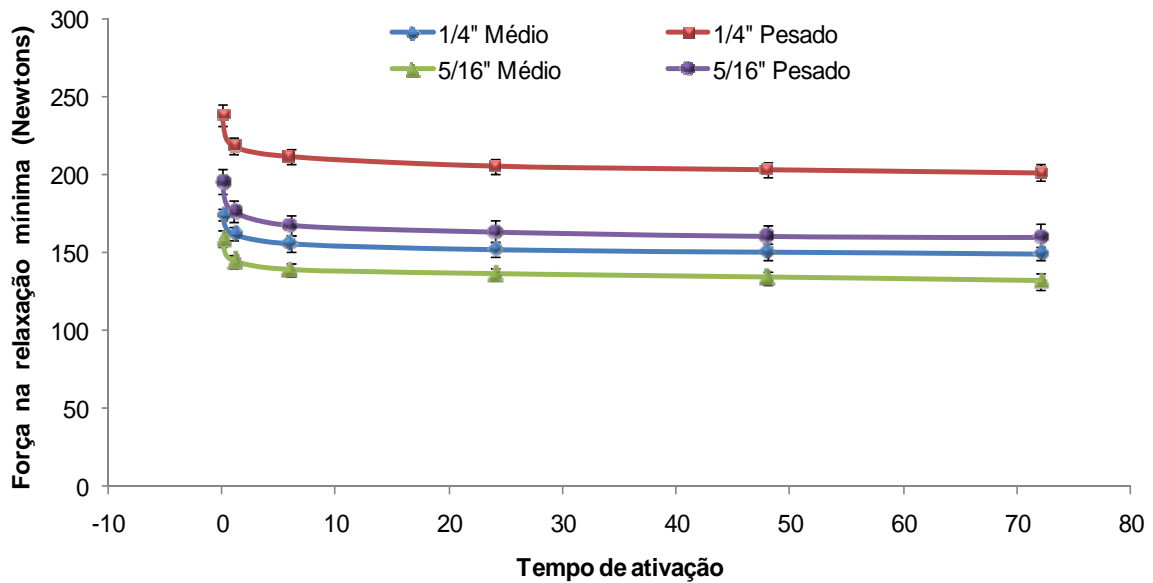


Gráfico 2 - Comportamento das forças dos elásticos da marca MORELLI ao longo do tempo de ativação.

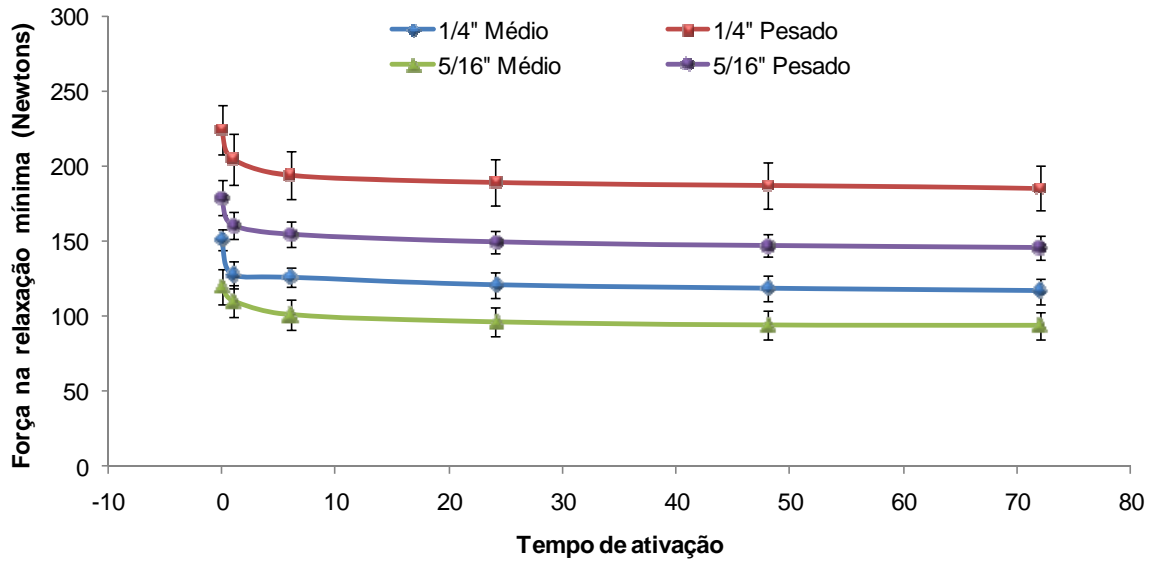


Gráfico 3 - Comportamento das forças dos elásticos da marca TP ao longo do tempo de ativação.

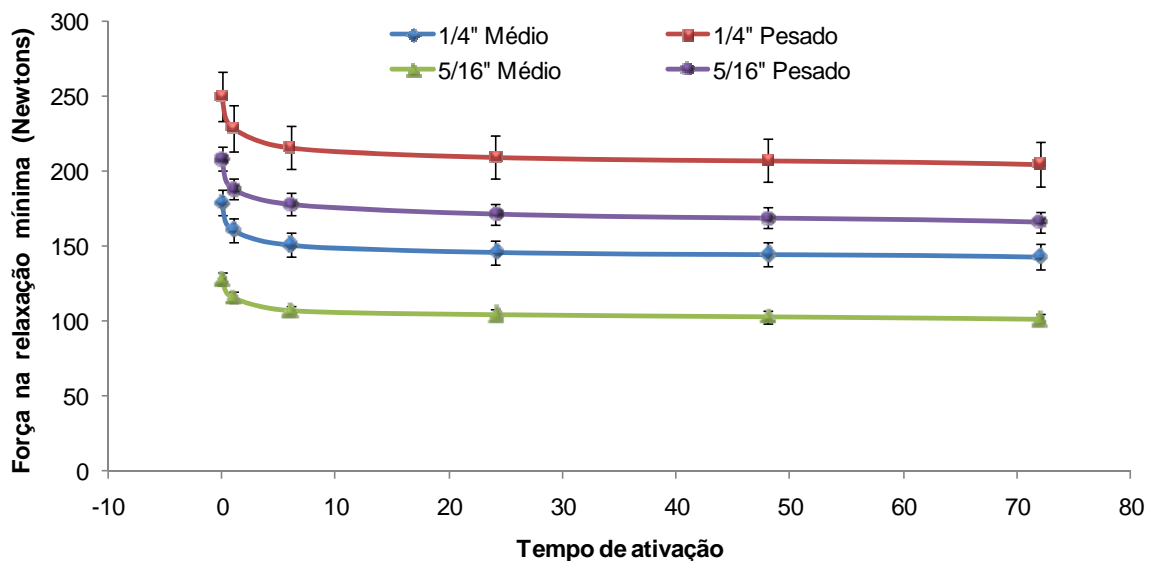


Gráfico 4 - Comportamento das forças dos elásticos da marca UNITEK ao longo do tempo de ativação.

Considerando cada um dos fabricantes, foi possível observar que os elásticos “pesados” produziram maior força (Tukey, $p < 0,05$) ao longo do tempo do que os elásticos “médios”. Além disso, os elásticos com tamanho 1/4 de polegada produziram maior força (Tukey, $p < 0,05$) do que aqueles com 5/16 de polegada.

O comportamento ao longo do tempo variou significativamente (Tukey, $p < 0,01$) em função do tamanho e espessura do elástico, como pode ser visualizado na tabela 1 (Anexo B).

A tabela 3 mostra os mesmos dados da tabela 1, porém com disposição diferente para mostrar as diferenças entre os fabricantes. Nesta Tabela a análise estatística (ANOVA e teste de Tukey) mostra possíveis diferenças estatisticamente significantes entre os fabricantes em função do tempo de ativação, considerando as espessuras e tamanhos de modo independente (Anexo B).

Da mesma forma, os gráficos 5 e 6, mostram a comparação entre os fabricantes em função do tempo de ativação e do tamanho, considerando, respectivamente, as espessuras “pesado” e “médio”. Estes gráficos ilustram os resultados da tabela 3 (Anexo B).

As marcas comerciais “Morelli” e “Unitek” produziram maior força (Tukey, $p < 0,01$) ao longo do tempo do que as marcas “GAC” e “TP”, considerando o tamanho “1/4 de polegada” na espessura “médio”. As duas primeiras não apresentaram diferenças entre si (Tukey, $p > 0,05$), sendo que a marca “GAC” produziu os menores valores de força em relação às outras marcas.

Considerando o tamanho “5/16 de polegada” e a espessura “médio”, a marca “Morelli” produziu maior força (Tukey, $p < 0,01$) ao longo do tempo do que as marcas “Unitek”, “GAC” e “TP”, sendo que “Unitek” e “TP” não diferiram entre si (Tukey, $p > 0,05$), mas mostraram maiores valores do que “GAC”.

De uma maneira geral, os elásticos com espessura “pesado”, tanto de tamanho “1/4 de polegada” quanto de tamanho “5/16 de polegada” tiveram um comportamento similar. Em ambos os casos, as marcas “Morelli” e “Unitek”

produziram maior força (Tukey, $p < 0,01$) do que as marcas “GAC” e “TP”, sendo que “Morelli” e “Unitek” não apresentaram diferenças entre si (Tukey, $p > 0,05$) e a marca “GAC” produziu os menores valores de força em relação às outras marcas.

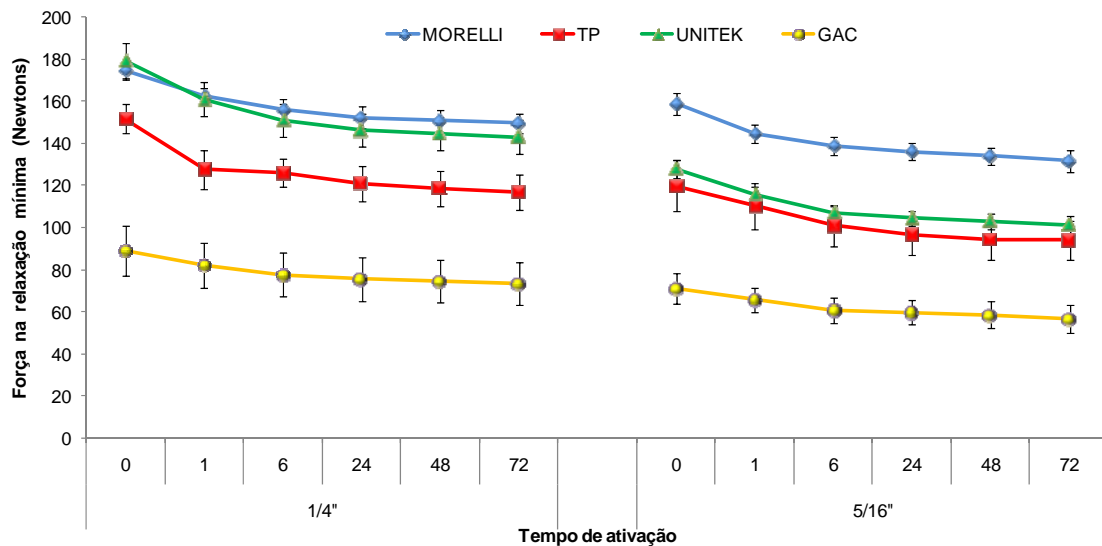


Gráfico 5 - Comportamento das forças dos elásticos de espessura “médio”, considerando as diferentes fabricantes ao longo do tempo de ativação, em função dos tamanhos.

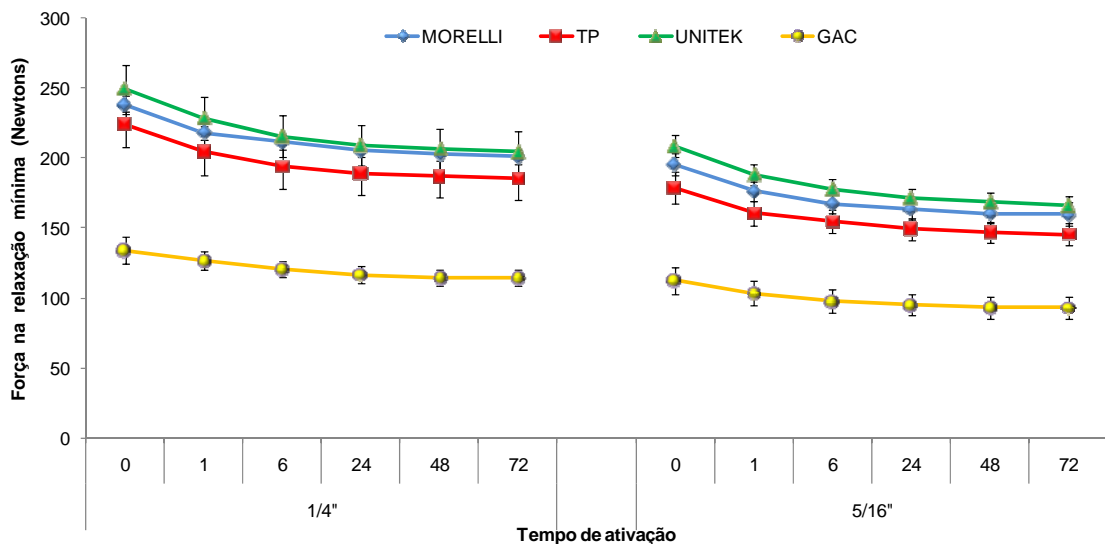


Gráfico 6 - Comportamento das forças dos elásticos de espessura “pesado”, considerando os diferentes fabricantes ao longo do tempo de ativação, em função dos tamanhos.

Estudo da diminuição da força

A degradação de força dos elásticos ao longo do tempo de ativação é mostrada na tabela 4 em porcentagem de diminuição da força. Para o cálculo, foram consideradas como sendo 100% a força no período anterior, ou seja, para o tempo de ativação de 24 horas, por exemplo, a diminuição (ou aumento – números negativos) foi calculada baseando-se na força de 12 horas como sendo 100% e assim por diante. Este cálculo permitiu estabelecer a perda da força em função do tempo (Anexo B).

Foi possível observar, de maneira geral, que a maior perda de força ocorreu nas primeiras 6 horas, independentemente do fabricante, do tamanho ou da espessura dos elásticos ensaiados. No período compreendido entre 24 e 72 horas, embora seja possível observar algum grau de perda da força, este foi inferior à perda observada nos períodos anteriores.

O gráfico 7 mostra o percentual de degradação de força acumulado (entre 0 e 72 horas).

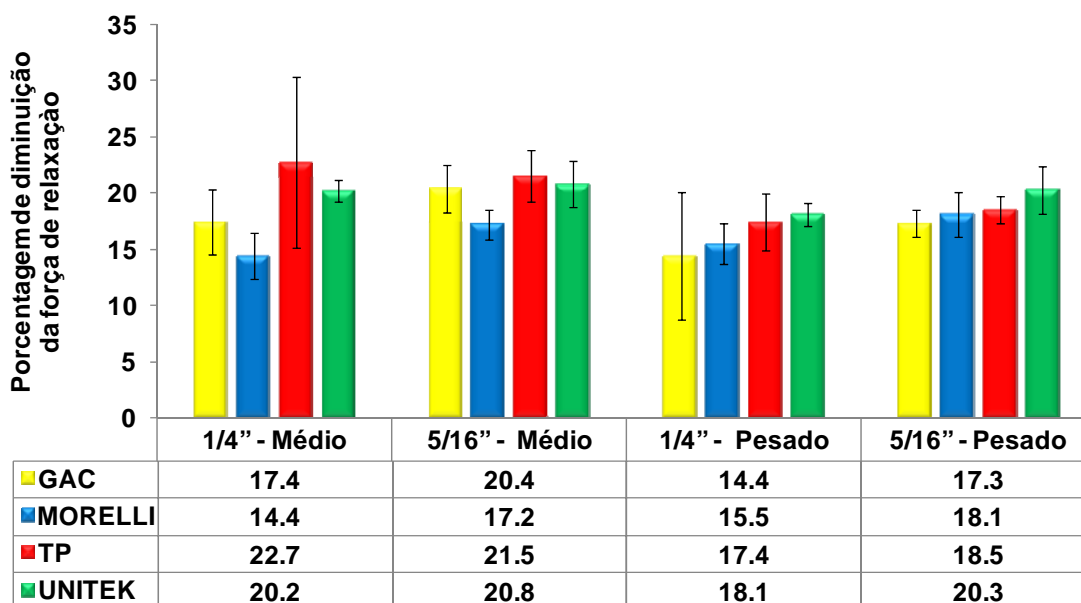


Gráfico 7 - Percentual médio (\pm desvio padrão) de degradação de força entre 0 e 72 horas de ativação.

Foi possível observar que os elásticos perderam, ao longo das 72 horas de ativação, entre 14 e 23%. A degradação de força mostrou-se dependente da marca comercial, da espessura e do tamanho dos elásticos.

Assim, a perda foi maior (Mann-Whitney, $p=0,0006$) para os elásticos de espessura média (19,3% em média) em relação aos de espessura pesada (17,4% em média). Para os elásticos de tamanho 1/4", a degradação de força foi em média de 17,5%, sendo este valor significativamente menor (Mann-Whitney, $p<0,0001$) do que os de tamanho 5/16" (média = 19,3%).

Com relação aos fabricantes, foi possível observar percentagens médias de degradação de força da ordem de 17,4%; 16,3%; 20,0% e 19,9%, respectivamente para as marcas GAC, Morelli, TP e Unitek. As marcas Unitek e TP não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si (Kruskal-Wallis,

$p > 0,05$), mas apresentaram perda de força significativamente maior (Kruskal-Wallis, $p < 0,05$) do que as marcas GAC e Morelli. A marca Morelli apresentou a menor (Kruskal-Wallis, $p < 0,05$) média de perda entre todas as marcas.

6 DISCUSSÃO

Os elásticos ortodônticos de látex apresentam um componente alergênico, que podem levar à reações dermatológicas, reações respiratórias e reações sistêmicas, em casos extremos, choque anafilático. Por esse motivo muitos autores estudaram suas propriedades químicas, bem como compararam as propriedades mecânicas dos elásticos de látex e *non-latex* com o intuito de buscar materiais que pudessem substituir o látex na clínica ortodôntica com a mesma eficiência (Russel et al., 2001; Kersey et al., 2003; Kersey et al., 2003; Jacobsen, Hensten-Pettersen, 2003; Hwang, Cha, 2003; Bertoncini et al., 2006).

Para a realização deste trabalho os elásticos de látex foram submersos em saliva artificial, pois a presença de umidade afeta as propriedades físicas e químicas dos elastômeros, conseqüentemente alterando seu desempenho clínico, de acordo com (Bales et al., 1977; Ash, Nikolai, 1978; Persson et al., 1983; von Fraunhofer et al., 1992; Eliades et al., 1999; Kanchana, Godfrey, 2000; Wang et al., 2007), segundo Hwang & Cha (2003) a diferença entre os níveis de força em meio seco e úmido variou entre 7,7 e 15%. Bishara & Andreasen (1970) realizaram um estudo piloto e concluíram que não houve diferença significativa entre elásticos imersos em água e à temperatura ambiente ou em saliva à 37°C, porém afirma que o ambiente bucal afeta tanto a aparência, deixando-os com um aspecto esbranquiçado quanto às propriedades do material.

Adotou-se a temperatura constante de 37°C por se tratar da temperatura corporal. Estudos comprovam, no entanto que a variação de temperatura afeta significativamente a degradação de força dos elásticos Stevenson & Kusy (1994). De Genova et al. (1985) submeteram elásticos ao ciclo térmico que varia a temperatura

entre 15°C e 45°C, pois segundo os autores essa é a temperatura atingida pelos dentes quando ingerimos alimentos entre 0°C e 60°C e observaram que os elásticos submetidos ao ciclo térmico sofrem menos degradação de força que aqueles submetidos à temperatura constante, portanto é um assunto que merece estudos posteriores.

Outro tema que merece discussão é o efeito da variação do estiramento dos elásticos na quantidade de degradação de força gerada por eles, conforme relataram (Bishara, Andreasen, 1970; Andreasen, Bishara, 1970; Chaconas et al., 1978; Persson et al., 1983; Bertl, Droschl; 1986; Liu et al., 1993; Kanchana, Godfrey, 2000; Kersey et al., 2003; Wang et al., 2007). Porém o objetivo desse estudo foi avaliar a degradação de forças dos elásticos de látex em função do tempo de ativação. Por esse motivo determinou-se uma distância fixa de estiramento de 27 mm que corresponde ao valor médio entre um acessório fixado na mesial do canino superior e o tubo do primeiro molar do mesmo lado da arcada, conforme Yogosawa et al. (1967) e Wang et al. (2007).

O período de três dias de teste realizado no presente estudo está de acordo com Yogosawa et al. (1968), pois segundo Ware (1970) o período médio indicado pelos ortodontistas para troca dos elásticos varia entre 1 e 3 dias.

Conforme informados na embalagem do produto pelos fabricantes, foi possível observar que os elásticos “pesados” produziram maior força ($p < 0,05$) ao longo do tempo do que os elásticos “médios”. Além disso, os elásticos com tamanho 1/4 de polegada produziram maior força ($p < 0,05$) do que aqueles com 5/16 de polegada, concordando com os achados de Bell (1951) e Barrie & Spence (1974), que afirmaram que quanto maior o tamanho do elástico, menos força ele gera por milímetro deslocado.

Analisando-se os fabricantes com relação à produção de força observou-se que: as marcas “Morelli” e “Unitek” produziram maior força ($p < 0,01$) ao longo do tempo do que as marcas “GAC” e “TP”, considerando o tamanho “1/4 de polegada” na espessura “médio”. As duas primeiras não apresentaram diferenças entre si ($p > 0,05$), sendo que a marca “GAC” produziu os menores valores de força em relação às outras marcas.

Considerando o tamanho “5/16 de polegada” e a espessura “médio”, a marca comercial “Morelli” produziu maior força ($p < 0,01$) ao longo do tempo do que as marcas “Unitek”, “GAC” e “TP”, sendo que “Unitek” e “TP” não diferiram entre si ($p > 0,05$), mas mostraram maiores valores do que “GAC”.

De uma maneira geral, os elásticos com espessura “pesado”, tanto de tamanho “1/4 de polegada” quanto de tamanho “5/16 de polegada” tiveram um comportamento similar. Em ambos os casos, as marcas comerciais “Morelli” e “Unitek” produziram maior força ($p < 0,01$) do que as marcas “GAC” e “TP”, sendo que “Morelli” e “Unitek” não apresentaram diferenças entre si ($p > 0,05$) e a marca “GAC” produziu os menores valores de força em relação às outras marcas.

Com relação à degradação de forças foi possível observar que os elásticos analisados neste estudo perderam, ao longo das 72 horas de ativação sendo estirados a uma distância de 27 mm, entre 14 e 23% da sua força inicial. Este resultado foi menor que o encontrado por Kanchana & Godfrey (2000) que avaliaram elásticos de látex de tamanho 3/16, 1/4 e 5/16, estirados entre 20 e 40 mm e verificaram aproximadamente degradação de 30% da força durante a primeira hora e 7% no restante das 72 horas de teste, esta diferença pode ter sido dado devido ao maior estiramento dos elásticos, pois Yogosawa et al. (1967) afirmaram que quanto maior o estiramento, maior será a degradação de força. Araújo et al. (2004)

avaliaram elásticos 5/16 de tamanho médio estirados à uma distância de 35 mm e encontraram uma degradação média de 18,71 a 23,5 % após 72 horas. Chaconas et al. (1978), por outro lado afirmaram que a perda de força é insignificante e que segundo seus achados após 48 horas de testes o remanescente de forças era em torno de 90%. A degradação de força mostrou-se dependente do fabricante, da espessura e do tamanho dos elásticos.

Ficou constatado nessa pesquisa que, de uma maneira geral, a maior perda de força ocorreu nas primeiras horas, independente do fabricante, do tamanho ou da espessura dos elásticos ensaiados. Na primeira hora os elásticos apresentaram degradação de força entre 5,2 e 15,6% e entre 12,7 a 20,1% após 24 horas de estiramento constante. No período compreendido entre 24 e 72 horas, embora seja possível observar algum grau de perda da força, este foi inferior à perda observada nos períodos anteriores, ou seja, houve relativa estabilização das forças após o primeiro dia de testes; de acordo com (Bishara, Andreassen, 1970; Barrie, Spence, 1974; Persson et al., 1983; Bertl, Droschl, 1986; Kanchana, Godfrey, 2000).

Os seguintes autores também encontraram significativa degradação de força após as primeiras horas de ativação: Yogosawa et al. (1967) afirmaram que os elásticos sofreram redução na força entre 5 a 10 % nas primeiras horas e após o primeiro dia quase não houve variação; Andreassen & Bishara (1970) afirmaram que os elásticos chegaram a perder mais de 28 % de força na primeira hora e apenas 6% nas três semanas seguintes de pesquisa; Wong (1976) encontrou que os elásticos de látex perderam 17% da força após o primeiro dia; Araújo et al. (2004) afirmaram que os elásticos perderam entre 10,76 a 23,5% de força na primeira hora. Hwang & Cha (2003) relataram que os elásticos de látex apresentaram uma perda

de força em torno de 23 a 28% no primeiro dia. Ao contrário, Gioka et al. (2006) afirmaram que a maior parte da degradação de força dos elásticos ocorreu entre a terceira e a quinta hora de testes.

A perda foi maior ($p=0,0006$) para os elásticos de espessura média (19,3% em média) em relação aos de espessura pesada (17,4% em média). Para os elásticos de tamanho 1/4", a degradação de força foi em média de 17,5%, sendo este valor significativamente menor ($p<0,0001$) do que os de tamanho 5/16" (média = 19,3%). Este achado não concorda com Barrie & Spence (1974) e Chaconas et al. (1978), que afirmaram que elásticos de tamanho menor sofrem maior degradação de forças quando comparados a elásticos de maior tamanho.

Com relação aos fabricantes, foi possível observar após 72 horas de teste, porcentagens médias de degradação de força da ordem de 17,4%; 16,3%; 20,0% e 19,9%, respectivamente para as marcas GAC, Morelli, TP e Unitek. As marcas Unitek e TP não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si ($p>0,05$), mas apresentaram perda de força significativamente maior ($p<0,05$) do que as marcas GAC e Morelli, embora seja necessário avaliar se essa significância estatística é relevante clinicamente. A marca Morelli apresentou a menor ($p<0,05$) média de perda entre todas as marcas.

Em quase todos os pacotes de elásticos, observou-se uma falta de padrão na morfologia dos mesmos. Havia elásticos deformados, com corte mais fino ou mais espesso do que o tamanho original e também elásticos rompidos, concordando com os achados de Cabrera et al. (2003). Esse problema se reflete na grande variação no valor força gerada pelos elásticos, mesmo sendo de uma mesma marca comercial. Em virtude disto e tendo em vista a escolha de uma força ideal

para cada caso, aconselha-se por parte do ortodontista a utilização rotineira do dinamômetro na clínica (Kurol et al., 1996).

Esse trabalho foi idealizado no intuito de simular o ambiente bucal, convêm salientar, entretanto, segundo Ash & Nikolai (1978) e Howard & Nikolai (1979) que claras diferenças também são aparentes nas características e efeitos entre o ambiente oral e o simulado sobre os elásticos. Entre as consultas com o ortodontista, os elásticos estão sujeitos a deformações resultantes da mastigação e higiene oral. Além disso, as enzimas salivares e a variação de temperatura pela ingestão de alimentos frios e quentes também podem influenciar.

De acordo com os resultados apresentados sugere-se a troca dos elásticos diariamente, de acordo com Barrie & Spence (1974), visto que a maior degradação de força ocorre nas primeiras 6 horas de uso dos mesmos, mantendo-se praticamente estável a partir de 24 horas de uso. Não se aconselha a troca dos elásticos por um período superior a três dias, devido às alterações de cor e enrijecimento apresentados a partir de então e não devido ao desempenho clínico.

7 CONCLUSÃO

Com base na amostra estudada e em função da análise dos resultados, parece lícito concluir que: a maior parte da perda de força ocorreu nas primeiras 6 horas, independentemente do fabricante, do tamanho ou da espessura dos elásticos ensaiados. A marca Morelli apresentou a menor média de perda entre todas as marcas. O tamanho e espessura dos elásticos ortodônticos são fatores que podem influenciar na degradação da força dos mesmos.

REFERÊNCIAS¹

- Almeida RR, Pretti H, Ramos I, Sanches JF. Degradação da força das cadeias de elastômeros. *Ortodontia*. 1991;24(3):11-13.
- 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.
- Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*. 1972;62(3):296-309.
- Araújo FBC, Ursi WJS, Valera MC, Araújo DB. Estudo da degradação de forças geradas por elásticos ortodônticos de látex. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2004;58(5):345-9.
- Ash JL, Nikolai RJ. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *J Dent Res*. 1978;5(5-6):685-90.
- Bales TR, Chaconas SJ, Caputo AA. Force-extension characteristics of orthodontic elastics. *Am J Orthod*. 1977;72(3):296-302.
- Barrie WJ, Spence JA. Elastics - their properties and clinical applications in orthodontic fixed appliance therapy. *Br J Orthod*. 1974;1(4):167-71.
- Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Sintetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;105(6):536-42.
- Bell W. A study of applied forces as related to the use of elastics and coil springs. *Angle Orthod*. 1951;21(3):151-4.
- Bertl WH, Droschl H. Forces produced by orthodontic elastics as a function of the time and distance extended. *Eur J Orthod*. 1986;8(3):198-201.
- Bertoncini C, Cioni E, Grampi B, Gandini P. In vitro properties' changes of latex and *non-latex* orthodontic elastics. *Prog Orthod*. 2006;7(1):76-84.
- Bertran C. Die Krafte der orthodontischen Gummusligatur. *Forstchr Ortod*. 1931;1:605-9 apud Henriques JFC, Hayasaki SM, Henriques RP. Elásticos ortodônticos: como selecioná-los e utilizá-los de maneira eficaz. *JBO J Bras Ortodon Ortop Facial*. 2003;8(48):471-5.
- Bishara SE, Andressen GF. A comparison of time related forces between plastic elastics and latex elastics. *Angle Orthod*. 1970;40(4):319-28.
- Cabrera MC, Cabrera CAG, Henriques JFC, Freitas MR, Janson G. Elásticos em ortodontia: comportamento e aplicação clínica. *Rev Dental Press Ortod Ortop Fac*. 2003;8(1):115-29.
- Chaconas SJ, Capputo AA, Belting CW. Force degradation of orthodontic elastics. *J Calif Dent Assoc*. 1978;6(9):58-61.

¹ De acordo com o Manual de Normatização para Dissertações e Teses do Centro de Pós Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Mecius.

de Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – a product comparison study. *Am J Orthod.* 1985;87(5):377-84.

Eliades T, Eliades G, Wats DC. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod.* 1999;21:649-58.

Gioka C, Zinelis S, Eliades T, Eliades G. Orthodontic latex elastics: A force relaxation study. *Angle Orthod.* 2006;76(3):475-79.

Henriques JFC, Hayasaki SM, Henriques RP. Elásticos ortodônticos: como selecioná-los e utilizá-los de maneira eficaz. *JBO J Bras Ortodon Ortop Facial.* 2003;8(48):471-5.

Howard RS, Nicolai RJ. On the relaxation of orthodontic elastic threads. *Angle Orthod.* 1979;49(3):167-172.

Hwang CJ, Cha JY. Mechanical and biological comparison of latex and silicone rubber bands. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(4):379-86.

Jacobsen N, Hensten-Pettersen A. Changes in occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics from 1987 to 2000. *Eur J Orthod.* 2003;25(6):591-8.

Kanchana P, Godfrey K. Calibration of force extension and force degradation characteristics of orthodontic latex elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118(3):280-7.

Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW. A comparison of dynamic and static testing of latex and *non-latex* orthodontics elastics. *Angle Orthod.* 2003;72(2):181-6.

Kersey ML, Glover KE, Heo G, Raboud D, Major PW. An in vitro comparison of 4 brands of *non-latex* orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(4):401-7.

Kurol J, Franke P, Lundgren D, Owman-Moll PY. Force magnitude applied by orthodontists. An inter-and intra-individual study. *Eur J Orthod.* 1996;18(1):69-75.

Liu CC, Wataha JC, Craig RG. The effect of repeated stretching on the force decay and compliance of vulcanized cys-polyisopropene orthodontic elastics. *Dent Mater.* 1993;9:37-40.

Persson M, Kiliaridis S, Lenartsson B. Comparative studies on orthodontic elastic threads. *Eur J Orthod.* 1983;5(2):157-66.

Régio MRS. Propriedades mecânicas de elásticos para fins ortodônticos [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo; 1979. apud Henriques JFC, Hayasaki SM, Henriques RP. Elásticos ortodônticos: como selecioná-los e utilizá-los de maneira eficaz. *JBO J Bras Ortodon Ortop Facial.* 2003;8(48):471-5.

Russell KA, Milne AD, Khanna RA, Lee JM. In vitro assessment of the mechanical properties of latex and *non-latex* orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120(1):36-44.

Stevenson JS, Kusy, RP. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. *Angle Orthod.* 1994;64(4):455-67.

Von Fraunhofer JA, Orbell GM. The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. *Angle Orthod.* 1992;62(4):265-74.

Wang T, Zhou G, Tan X, Dong Y. Evaluation of force degradation characteristics of orthodontic latex elastics in vitro and in vivo. *Angle Orthod.* 2007;77(4):688-93.

Ware AL. A survey of elastics for control of tooth movement. 1. General properties. *Aust Orthod. J* 1970;2(3):99-108.

Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod.* 1976;46(2):196-205.

Yogosawa F, Nishimaki H, Kondo E. Degradation of orthodontic elastics. *Nippon Shika Gakkai Zasshi.* 1967;26(1):49-55.

Yogosawa F, Nishimaki H, Kondo E. Degradation of orthodontic elastics Part II. *Nippon Shika Gakkai Zasshi.* 1968;27(1):88-93.

ANEXO A – FOLHA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Dispensa de Submissão ao CEP

Campinas, 20 de Novembro de 2006.

A(o)

C. D. Valério Tomé Junior

Curso: Ortodontia

Prezado Mestrando:

O projeto de sua autoria **“AVALIAÇÃO DA DEGRADAÇÃO DA FORÇA DOS ELÁSTICOS ORTODÔNTICOS DE LÁTEX EM FUNÇÃO DO TEMPO DE ATIVAÇÃO”**.

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a) Rogério Heládio Lopes Motta

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 14/11/2006, com número de protocolo 2006/431, **NÃO SERÁ SUBMETIDO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**, instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 /1.996 do CNS - Ministério da Saúde, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

Cordialmente

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall

ANEXO B – TABELAS

Tabela 1 - Força em função do tempo de ativação entre os fabricantes, espessuras e tamanho dos elásticos.

		Tamanho – Espessura dos elásticos			
<i>Fabricante</i>	<i>Tempo</i>	<i>1/4" - Médio</i>	<i>5/16" - Médio</i>	<i>1/4" - Pesado</i>	<i>5/16" – Pesado</i>
GAC	0	89.1 (±9.5) a*	71.2 (±9.6) a	134.2 (±11.7) a	112.8 (±7.4) a,b
	1	82.1 (±6.2) b	65.8 (±8.4) b	126.9 (±10.7) b	103.7 (±5.7) b,c
	6	77.7 (±5.8) c	61.0 (±8.1) c	120.7 (±10.5) c	98.1 (±6.0) c,d
	24	75.7 (±6.0) d	59.9 (±7.6) c,d	116.8 (±10.4) d	95.4 (±5.6) c,d
	48	74.7 (±5.9) d,e	58.6 (±8.0) d	114.8 (±10.0) d	93.5 (±6.5) d
	72	73.6 (±5.8) e	56.7 (±7.6) e	114.4 (±10.1) d	93.3 (±6.7) d
MORELLI	0	174.6 (±6.8) a	158.8 (±7.9) a	238.1 (±3.7) a	195.4 (±5.2) a
	1	162.2 (±4.9) b	144.7 (±6.9) b	218.3 (±3.9) b	176.5 (±4.3) b
	6	155.9 (±5.1) c	138.8 (±6.7) c	211.5 (±4.9) c	167.6 (±4.1) c
	24	152.2 (±4.9) d	136.1 (±7.0) d	205.5 (±5.1) d	163.5 (±4.1) d
	48	150.6 (±5.1) d,e	133.9 (±6.8) e	203.2 (±5.1) d,e	160.6 (±4.2) e
	72	149.5 (±5.1) e	131.5 (±8.5) f	201.2 (±4.4) e	160.0 (±5.1) e
TP	0	151.5 (±16.0) a	119.9 (±11.4) a	224.2 (±6.9) a	179.0 (±12.0) a
	1	127.6 (±16.6) b	110.2 (±8.9) b	204.7 (±9.1) b	160.8 (±10.9) b
	6	125.9 (±15.8) b,c	101.0 (±8.4) c	194.0 (±6.6) c	154.7 (±9.8) c
	24	120.8 (±15.4) b,c	96.3 (±7.9) d	189.3 (±8.6) d	149.6 (±9.4) d
	48	118.5 (±15.0) c	94.2 (±7.5) d,e	187.2 (±8.3) d,e	147.0 (±9.2) e
	72	116.8 (±15.0) c	94.0 (±7.7) e	185.3 (±8.3) e	145.8 (±9.2) e
UNITEK	0	179.1 (±16.9) a	127.9 (±7.9) a	249.8 (±8.6) a	208.6 (±4.2) a
	1	160.9 (±15.3) b	115.8 (±7.2) b	228.9 (±8.1) b	188.2 (±3.9) b
	6	150.9 (±14.6) c	107.1 (±7.4) c	215.7 (±7.7) c	178.0 (±3.3) c
	24	146.1 (±14.6) d	104.4 (±6.9) d	209.4 (±7.9) d	171.5 (±3.7) d
	48	144.6 (±14.5) e	102.9 (±6.8) d	207.0 (±7.8) e	168.8 (±3.8) e
	72	143.0 (±14.8) f	101.2 (±7.0) e	204.6 (±8.2) f	166.2 (±4.1) e

* Letras distintas mostram diferenças estatisticamente significantes (Tukey, $p < 0,01$) entre os tempos de ativação, considerando cada fabricante, espessura e tamanho de elástico.

Tabela 2 - ANOVA multivariada dos fatores em estudo.

Fonte de variação	Valor de p
Fabricante	0.000
Tamanho	0.000
Espessura	0.000
Tempo	0.000
Fabricante x Tamanho	0.000
Fabricante x Espessura	0.000
Fabricante x Tempo	0.000
Tamanho x Espessura	0.000
Tamanho x Tempo	0.486
Espessura x Tempo	0.000
Fabricante x Tamanho X Espessura	0.000
Fabricante x Tamanho X Tempo	0.990
Fabricante x Espessura X Tempo	0.999
Tamanho x Espessura X Tempo	0.902
Fabricante x Tamanho X Espessura X Tempo	0.998

Tabela 3 - Força dos elásticos em função dos fabricantes, considerando o tempo de ativação e as espessuras/tamanho dos elásticos.

<i>Tempo (horas)</i>	Fabricante	Tamanho – Espessura dos elásticos			
		<i>1/4” – Médio</i>	<i>5/16” - Médio</i>	<i>¼” - Pesado</i>	<i>5/16” – Pesado</i>
0	GAC	89.1 (±9.5) *a	71.2 (±9.6) a	134.2 (±11.7) a	112.8 (±7.4)a
	MORELLI	174.6 (±6.8) b	158.8 (±7.9) b	238.1 (±3.7) b,c	195.4 (±5.2) b
	TP	151.5 (±16.0) c	119.9 (±11.4) c	224.2 (±6.9) b	179.0 (±12.0) c
	UNITEK	179.1 (±16.9) b	127.9 (±7.9) c	249.8 (±8.6) c	208.6 (±4.2) b
1	GAC	82.1 (±6.2) a	65.8 (±8.4) a	126.9 (±10.7) a	103.7 (±5.7)a
	MORELLI	162.2 (±4.9) b	144.7 (±6.9) b	218.3 (±3.9) b,c	176.5 (±4.3) b
	TP	127.6 (±16.6) c	110.2 (±8.9) c	204.7 (±9.1) b	160.8 (±10.9) c
	UNITEK	160.9 (±15.3) b	115.8 (±7.2) c	228.9 (±8.1) c	188.2 (±3.9) b
6	GAC	77.7 (±5.8) a	61.0 (±8.1) a	120.7 (±10.5) a	98.1 (±6.0)a
	MORELLI	155.9 (±5.1) b	138.8 (±6.7) b	211.5 (±4.9) b	167.6 (±4.1) b
	TP	125.9 (±15.8) c	101.0 (±8.4) c	194.0 (±6.6) c	154.7 (±9.8) b
	UNITEK	150.9 (±14.6) b	107.1 (±7.4) c	215.7 (±7.7) b	178.0 (±3.3) b
24	GAC	75.7 (±6.0) a	59.9 (±7.6) a	116.8 (±10.4) a	95.4 (±5.6)a
	MORELLI	152.2 (±4.9) b	136.1 (±7.0) b	205.5 (±5.1) b	163.5 (±4.1) b
	TP	120.8 (±15.4) c	96.3 (±7.9) c	189.3 (±8.6) c	149.6 (±9.4) c
	UNITEK	146.1 (±14.6) b	104.4 (±6.9) c	209.4 (±7.9) b	171.5 (±3.7) b
48	GAC	74.7 (±5.9) a	58.6 (±8.0) a	114.8 (±10.0) a	93.5 (±6.5) a
	MORELLI	150.6 (±5.1) b	133.9 (±6.8) b	203.2 (±5.1)b	160.6 (±4.2) b
	TP	118.5 (±15.0) c	94.2 (±7.5) c	187.2 (±8.3)b	147.0 (±9.2) b
	UNITEK	144.6 (±14.5) b	102.9 (±6.8) c	207.0 (±7.8) b	168.8 (±3.8) b
72	GAC	73.6 (±5.8) a	56.7 (±7.6) a	114.4 (±10.1) a	93.3 (±6.7) a
	MORELLI	149.5 (±5.1) b	131.5 (±8.5) b	201.2 (±4.4) b	160.0 (±5.1) b
	TP	116.8 (±15.0) c	94.0 (±7.7) c	185.3 (±8.3) c	145.8 (±9.2) c
	UNITEK	143.0 (±14.8) b	101.2 (±7.0) c	204.6 (±8.2) b	166.2 (±4.1) b

* Letras distintas mostram diferenças estatisticamente significantes (Tukey, $p < 0,01$) entre os fabricantes considerando cada tempo de ativação, espessura e tamanho de elástico.

Tabela 4 - Mediana da porcentagem (valores mínimo e máximo) de redução na força na em função do tempo de ativação entre os fabricantes, espessuras e tamanho dos elásticos.

<i>Fabricante</i>	Tamanho – Espessura dos elásticos				
	Tempo	1/4" - Médio	5/16" - Médio	1/4" - Pesado	5/16" – Pesado
GAC	1	8,0 (1,6 e 10,8)	7,8 (0 e 9,7)	7,0 (-5,1 e 9,0)	7,9 (6,8 e 10,0)
	6	5,9 (3,9 e 6,5)	7,2 (1,0 e 10,7)	4,9 (4,3 e 5,4)	5,1 (4,6 e 7,2)
	24	2,4 (1,7 e 4,0)	0,7 (0 e 5,2)	3,2 (2,5 e 3,9)	2,9 (1,2 e 3,8)
	48	1,4 (0,6 e 1,9)	1,3 (0 e 8,3)	1,6 (0,9 e 3,1)	1,8 (1,4 e 5,0)
	72	1,2 (0 e 4,3)	2,3 (1,7 e 5,5)	0,6 (-3,7 e 1,1)	0,2 (-2,2 e 0,4)
MORELLI	1	7,0 (5,2 e 9,8)	8,9 (6,8 e 10,1)	8,5 (6,3 e 10,4)	9,8 (7,3 e 11,9)
	6	3,5 (2,7 e 8,7)	3,9 (3,8 e 4,7)	3,1 (2,5 e 3,7)	5,3 (4,0 e 5,8)
	24	2,4 (1,8 e 3,1)	2,0 (0,8 e 2,7)	2,8 (2,6 e 3,1)	2,7 (1,7 e 3,1)
	48	1,1 (-0,3 e 2,3)	1,6 (1,3 e 2,2)	1,1 (-0,5 e 2,3)	1,7 (1,4 e 2,1)
	72	1,0 (-0,3 e 1,4)	1,6 (0 e 3,8)	1,1 (0,7 e 1,6)	1,3 (-6,7 e 1,4)
TP	1	15,6 (3,6 e 27,4)	7,8 (2,5 e 10,4)	9,2 (5,3 e 13,4)	10,5 (8,3 e 11,2)
	6	2,0 (-15,9 e 15,6)	8,5 (7,7 e 9,1)	5,2 (4,6 e 5,9)	3,8 (3,4 e 4,2)
	24	3,2 (-11,7 e 18,4)	4,6 (4,1 e 6,0)	2,5 (1,3 e 3,0)	3,2 (2,7 e 3,7)
	48	1,8 (1,6 e 2,2)	2,1 (1,8 e 2,7)	1,1 (0,7 e 1,7)	1,7 (0,8 e 2,3)
	72	1,6 (-0,6 e 2)	0,3 (0 e 0,4)	1,1 (0 e 1,8)	1,0 (0,2 e 1,7)
UNITEK	1	10,4 (9,3 e 11,3)	8,9 (7,1 e 11,3)	8,1 (7,1 e 10,5)	9,4 (7,7 e 15,6)
	6	6,1 (5,6 e 7,0)	7,6 (5,4 e 9,7)	5,7 (5,3 e 6,2)	5,6 (4,7 e 5,9)
	24	3,1 (2,5 e 4,0)	2,1 (0,7 e 5,4)	2,8 (2,7 e 3,9)	3,7 (3,1 e 4,1)
	48	1,3 (-0,5 e 1,8)	1,1 (0,3 e 2,3)	1,1 (0,9 e 1,7)	1,7 (0,2 e 2,2)
	72	1,0 (0 e 2,8)	0,7 (0 e 5,8)	1,1 (0,6 e 3,0)	1,5 (0,6 e 2,5)