

RESISTÊNCIA E FADIGA DE TUBOS ELÁSTICOS UTILIZADOS EM REABILITAÇÃO E TREINAMENTO ESPORTIVO

*LEANDRO VINHAS DE PAULA^{1,2},
SÍLVIO SOARES DOS SANTOS²,
CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO³

¹Centro Desportivo da Universidade Federal de Ouro Preto, CEDUFOP - UFOP;
Campus Morro do Cruzeiro, 35400-000, Ouro Preto – MG - Brazil;

²Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Uberlândia, FAEFI-UFU;
Campus Educação Física, Rua Benjamim Constant, 1286, 38400-678, Uberlândia - MG - Brazil;

³Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal Uberlândia, FEMEC-UFU,
Campus Santa Mônica, Uberlândia - MG - Brazil.

1. INTRODUÇÃO

A Biomecânica tem sido definida como o estudo do movimento dos seres vivos à luz das ciências mecânicas (Knudson, 2007). No contexto da análise do movimento humano, a Biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais que se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas do movimento humano. Fisicamente, o movimento é criado por meio da interação entre as forças internas produzidas pelo organismo, que atuam sobre os eixos articulares promovendo deslocamentos angulares e forças externas ao corpo. Nesse sentido, com relação à análise e investigação do movimento humano a biomecânica é dividida em duas áreas: a biomecânica interna e a biomecânica externa (Amadio, 1996).

A Biomecânica interna investiga as forças internas produzidas pelo organismo a partir de parâmetros externos ao mesmo (Biomecânica externa). O conhecimento destas forças é de fundamental importância na determinação das cargas auxiliando no monitoramento de programas de reabilitação e treinamento esportivo, pois as forças internas estão intimamente relacionadas com a execução do movimento e as cargas mecânicas exercidas e oferecidas ao corpo humano, representadas pelo estresse, condicionando o crescimento e desenvolvimento das estruturas do corpo (Amadio, 1996).

Dessa maneira, uma grande quantidade de exercícios têm sido prescritos com diferentes objetivos visando o ganho de amplitude de movimentos articulares, aumento da força, potência, endurance muscular, e ainda, melhoria da função cardio-respiratória. A sobrecarga externa presente nestes exercícios pode ser caracterizada como constante ou variável durante o arco de movimento concêntrico-excêntrico (Kreighbaum e Barthels, 1999).

A sobrecarga variável ao esforço pode ser produzida por meio da utilização de materiais com propriedades elásticas capazes de armazenar energia potencial elástica, tais como molas de metal, tubos e faixas elásticas. Estes materiais têm como característica oferecer maior resistência ao final da amplitude de movimento (Hintersmeister et al., 1998a). Os tubos e faixas elásticas são amplamente utilizados devido a sua versatilidade, viabilidade e não-dependência da gravidade, diferentemente do treinamento resistido com carga constante dependente da gravidade (Sacharuck, et al., 2005; Ribeiro et al., 2005; Hughes et al., 1999).

Os tubos elásticos de látex e outros polímeros elásticos, disponíveis no mercado, proporcionam um espectro de resistência considerável dependentes da espessura e comprimento inicial do material elástico. Por exemplo, quanto maior a espessura, maior a resistência oferecida para um comprimento inicial fixo, e quanto menor o comprimento inicial, maior a resistência imposta ao exercício e maior a força necessária para deformá-lo a um mesmo comprimento alvo (Simoneau et al., 2001).

A resistência elástica é amplamente empregada em protocolos de reabilitação objetivando o fortalecimento e ganho de amplitude de movimento em diferentes segmentos corporais, e, em treinamento desportivo, como método de sobrecarga de resistência variável (Benatti, 2005).

Dentre as suas aplicações, a resistência dinâmica progressiva (RDP), têm sido utilizada como fonte de resistência em exercícios pliométricos com enfoque preventivo à síndrome compressiva do ombro (“*Impingement*”) freqüentemente observadas em movimentos esportivos e laborais acima da linha do ombro. O treinamento pliométrico tem como intuito aumentar o rendimento de potência do ciclo de alongamento-encurtamento muscular por meio do incremento de força excêntrica dos músculos estabilizadores dinâmicos da articulação glenohumeral aumentando a excitabilidade do sistema neural para melhoria da capacidade reativa neuromuscular (Albert, 1995; Sallis; Massimino, 1996; Pezzullo et al, 1995).

Diferentemente dos exercícios resistidos envolvendo de carga fixa, bem padronizados na literatura, no que concerne aos protocolos e à intensidade de esforço, os exercícios que empregam a RDP necessitam de maiores investigações, pois, apesar do crescente número de trabalhos não se observa um consenso quanto à caracterização mecânica da resistência elástica e padronização dos tubos e faixas elásticas, sendo portanto, utilizada de maneira precária com base na percepção empírica de esforço do executante tanto no contexto da reabilitação como do treinamento esportivo (Hintersmeister *et al.* 1998b, Benatti, 2005).

Além disso, a desconsideração da magnitude das cargas impostas às estruturas biológicas do corpo humano no planejamento e execução de programas de atividades físicas voltados a diferentes objetivos, potencializa o risco de (res)surgimento de lesões como as lesões compressivas do ombro (“*Impingement*”). Assim como as cargas excessivas são capazes de causar lesões, a ausência ou aplicação insuficiente de cargas altera negativamente o desempenho mecânico das estruturas ósteo-mio-articulares do corpo humano restringindo as possibilidades de movimento do indivíduo. Dessa maneira, as cargas atuantes devem ser observadas como o estímulo necessário ao desenvolvimento das estruturas biológicas do corpo humano associadas ao movimento (Barbanti, 2002).

Sendo assim, a otimização da utilização de tubos elásticos em exercícios depende do conhecimento quantitativo das propriedades físicas do material de tal forma que, estas informações possam auxiliar no âmbito da descrição, monitoramento e análise das cargas propostas em protocolos de reabilitação e treinamento esportivo (Azevedo, 2003). Sendo assim, duas características do material devem ser consideradas: rigidez (resistência elástica) e sua relação com a fadiga, ou seja, com a aplicação cíclica de carregamentos os tubos elásticos perdem a sua capacidade de responder, com a mesma resistência, a iguais quantidades de estiramento (Simoneau et al., 2001).

Nesse sentido, poucos estudos têm reportado a relação entre resistência e durabilidade do material elástico, essencial à eficiência da intervenção de programas de reabilitação e treinamento esportivo que empregam a RDP e a relação entre custo e benefício à utilização de diferentes de tubos elásticos (Patterson et al., 2001, Simoneau et al. 2001). A proposta deste estudo foi avaliar a resistência dos tubos elásticos Auriflex® 204 nacionais e Theraband® prata importada após ciclagem. A resistência foi avaliada através de ensaios de tração convencional a 300% de deformação. Utilizando os dados experimentais foi obtida uma relação matemática entre a força máxima e o número de ciclos que foi utilizada para prever a variação da resistência e durabilidade dos tubos elásticos nacionais e importados com o tempo de uso (número de ciclos), simulando a execução de um protocolo de exercícios de rotação interna e externa do ombro e funcional, incorporando o padrão diagonal de movimento acima da linha do ombro.

2. MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo, foram selecionados uma amostra de tubos de látex Auriflex® 204 de fabricação nacional e uma amostra de tubos Thera-band® prata de fabricação americana (Fig. 1). Cada amostra foi composta por 36 corpos de prova com 30 mm de comprimento útil (Fig. 2) e 100 mm de comprimento total.

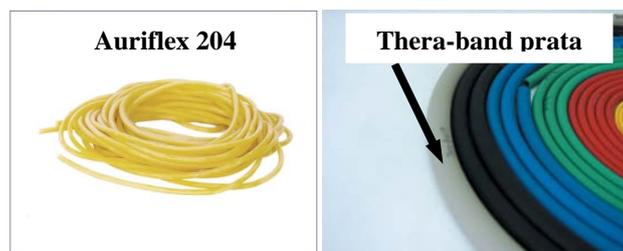


Figura 1. Tubos elásticos.



Figura 2. (A) Montagem e (B) Corpo de prova.

A determinação das dimensões dos corpos de prova foi realizada utilizando um paquímetro da marca Stainless Hardened 508045, com escala graduada metálica de 10 cm e nônio 0,05 mm.

A análise da resistência elástica e fadiga dos tubos elásticos foi realizada utilizando uma máquina de ensaios mecânicos MTS 810® (*Material Test System Corporation, Minneapolis, Minesota, USA*), de capacidade máxima 250 KN, do Laboratório de Projetos Mecânicos “Prof. Henner Alberto Gomide” (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica (FEMEC/ UFU) como é mostrado na fig. 3.

Para a fixação dos corpos de prova foi projetado e construído um dispositivo de fixação. O dispositivo pode fixar até três corpos de prova para avaliação da resistência. A fixação é feita através de uma bucha adaptada aos furos base e tensionados por parafusos.

Foram adaptados aos diâmetros internos nas duas extremidades dos corpos de prova pinos de aço carbono para aumentar a rigidez e facilitar a fixação dos tubos elásticos. A fig. 4 mostra o suporte projetado bem como as buchas e os pinos metálicos.



Figura 3. Máquina universal de ensaios do LPM (MTS 810®).



Figura 4. Dispositivo de fixação, buchas e pinos.

Os corpos de prova foram fixados em paralelo três a três a cada ensaio (Fig.5), sendo submetidos a ensaios de tração axial a 0, 500, 1000, 2000, 3000 ciclos de carga e descarga. Cada um dos respectivos valores de ciclagem compreendeu 6 corpos de prova. O ciclo de carregamento assumiu uma deformação máxima de 100% do comprimento inicial e uma taxa de deslocamento de 1800 mm/min (0.5 Hz) e após cada ensaio os corpos de prova foram submetidos a 300% para obtenção da curva de calibração dos tubos elásticos. A escolha da taxa de carga e número de ciclos foi realizada de modo a reproduzir a condição de tensão/deformação do material associada à sua repetida utilização observada no contexto da reabilitação e treinamento esportivo.

A figura 5 mostra os tubos de látex associados em paralelo fixados à máquina de ensaios mecânicos durante a realização da ciclagem.

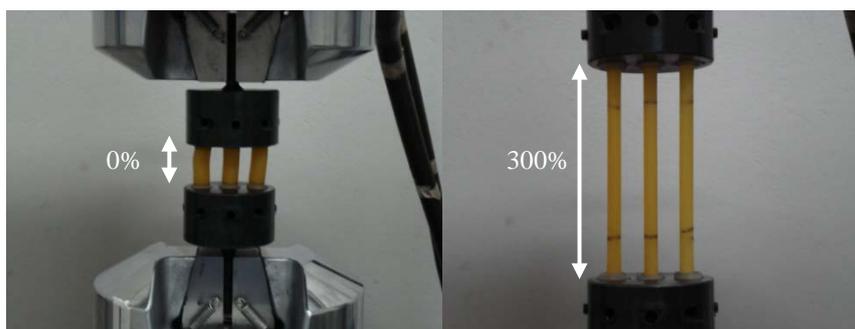


Figura 5. Ensaio de tração axial (A) 0% e (B) 300%.

Para tratamento e aquisição dos sinais de força e deslocamento foi utilizado o aplicativo MPT (Multi Purpose Tortwore) da MTS® 810. Os dados de força e deslocamento foram adquiridos a uma taxa de aquisição 240 pontos por ciclo de carga-descarga. Os valores de força para cada corpo de prova foram obtidos dividindo-se a força total registrada pelo número de corpos de prova testados (3) a cada percentual de deformação. Foram obtidos valores médios para os sinais de força para os corpos de prova dos tubos Thera-band e Auriflex em 3000 ciclos de estiramento e obtidas equações de interpolação antes de ciclar (0 ciclo) e durante (500, 1000, 2000, 3000 ciclos) à ciclagem para registro da fadiga do material.

A partir dos valores médios de Força (N) foram obtidos os valores Tensão (KPa) e a partir dos valores de deslocamento foi obtida a deformação (%). Conhecendo estas variáveis, foram determinadas as relações força versus deformação (%), tensão (KPa) versus deformação (%) e força versus número de ciclos. Os valores médios de força e tensão, bem como as equações de interpolação, análises de correlação e regressão linear, foram obtidas empregando o aplicativo Excel® do pacote Windows XP®.

3. RESULTADOS

As figuras de 6A e 6B mostram a relação força versus deformação para os dois tubos elásticos, respectivamente. A análise foi feita utilizando dois ensaios para cada marca de tubo elástico. A resistência dos tubos elásticos Auriflex® 204 e Thera-band® prata foram avaliados na taxa máxima de deformação (300%). Observa-se nas figuras 6A e 6B que para 0 ciclo, ou seja, na condição de início do treinamento, a resistência média para os tubos Auriflex® 204 e Thera-band® prata foi de 79.49N e 91.70N respectivamente.

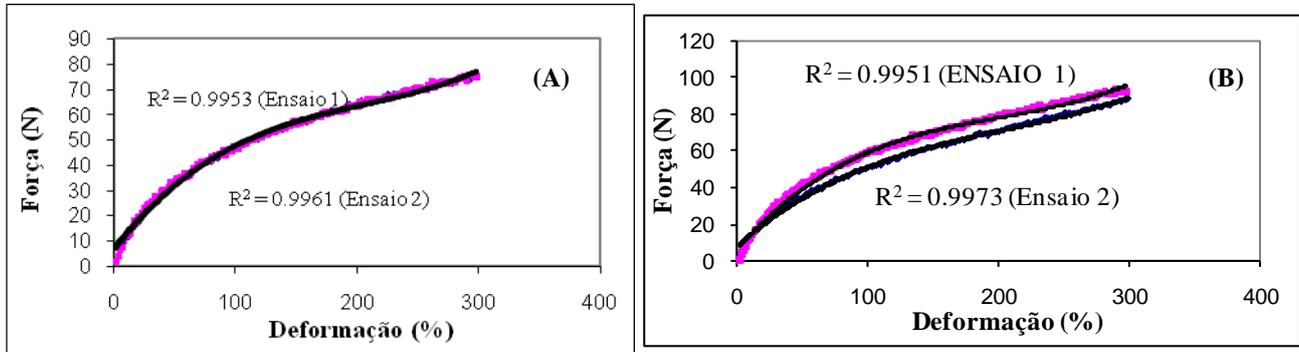


Figura 6. Relação Força (N) versus Deformação (%) - Auriflex® 204 (A) e Thera band® prata (B).

A resistência dos tubos elásticos também pode ser obtida de forma aproximada pelo campo de tensão e deformação. A tensão normal (σ) e deformação (ϵ) para os tubos elásticos podem ser obtidas respectivamente pelas equações (1) e (2):

$$\sigma = F/A \quad (1)$$

$$\epsilon = \Delta l/l_0 \quad (2)$$

Na equação (1), F é força de tração aplicada e A a área da seção transversal. Na equação (2), Δl é a variação do comprimento e l_0 o comprimento inicial (30 mm). A figura 7 mostra a relação entre campo de tensão versus deformação para os tubos elásticos a 0 ciclos utilizando os dados experimentais nas equações 1 e 2. Neste caso, a área seção transversal referente aos tubos Thera band® e Auriflex® 204 corresponde respectivamente a 71.275mm² e 84.823 mm². Nas curvas abaixo observa-se uma tensão máxima média de 978.83 KPa para os tubos Auriflex® 204 e 1016.4 KPa para os tubos Thera band® prata.

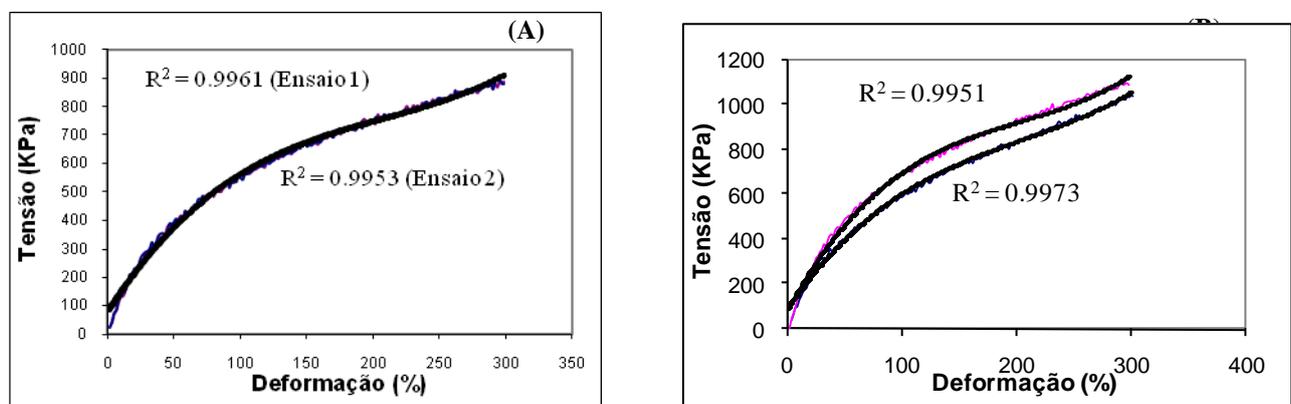


Figura 7. Tensão (KPa) versus deformação (%) – 0 ciclo – (A) Auriflex® 204 e (B) Thera band® prata.

A figura 8 mostra as curvas de resistência em função da deformação para os tubos elásticos Auriflex 204 e Thera band para os respectivos números de ciclos analisados (0, 500, 1000, 2000, 3000).

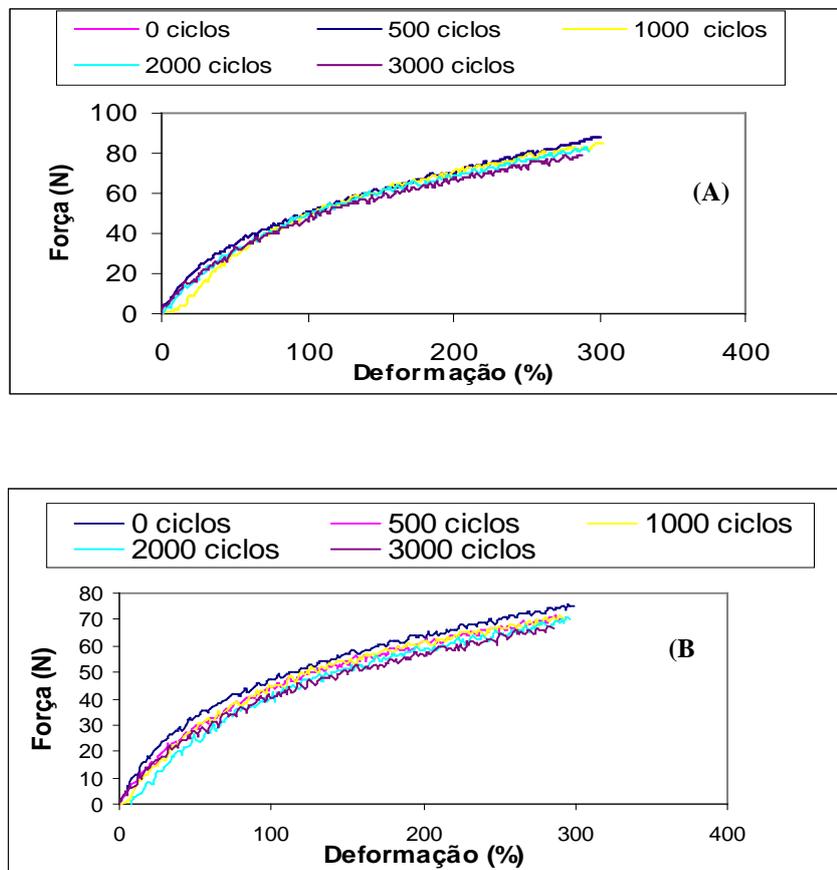


Figura 8. Relação força (N) versus deformação (%) - 0, 500, 1000, 2000, 3000 - (A) Thera-band – prata e (B) Auriflex 204.

Observa-se na figura 8 que, dependendo da quantidade de ciclos, existe uma pequena variação na resistência dos elásticos Auriflex 204. Para quantificar esta taxa foram definidas equações preditorias que relacionam a resistência máxima dos tubos com a taxa de deformação a 0 ciclos e a resistência máxima dos tubos elásticos com o número de ciclos. As equações de calibração são:

$$F = 0,000004\varepsilon^3 - 0,0023\varepsilon^2 + 0,6332\varepsilon + 7,1315 \quad (\text{Thera band prata}) \quad (3)$$

$$F = 0,000004\varepsilon^3 - 0,0024\varepsilon^2 + 0,6103\varepsilon + 6,9679 \quad (\text{Auriflex 204}) \quad (4)$$

A figura 9 mostra a relação entre resistência máxima dos tubos elásticos em função do número ciclos (n). Estas curvas foram obtidas considerando a faixa de deformação que representa uma condição hipotética de treinamento entre 60% e 100% do material elástico. Neste caso, os valores de deformação foram substituídos em equações ajustadas por dados experimentos para cada número de ciclos analisados. Os pontos nestes gráficos representam valores médios para as amostras analisadas.

As equações (5) e (6) foram ajustados aos pontos experimentais definidos na fig. 9A para os tubos Thera band® prata e as eq. (7) e (8) foram ajustados aos dados experimentais definidos na fig. 9B para os tubos elásticos Auriflex 204:

$$F = -3.10^{-10}n^3 + 2.10^{-6}n^2 - 30.10^{-4}n + 40.796 \quad \text{Thera band ® prata (60\%)} \quad (5)$$

$$F = -4.10^{-10}n^3 + 2.10^{-6}n^2 - 35.10^{-4}n + 55.046 \quad \text{Thera band ® prata (100\%)} \quad (6)$$

$$F = 4.10^{-12}n^4 - 2.10^{-8}n^3 + 3.10^{-5}n^2 - 0.039n + 47.855 \quad (100\%) \quad \text{Auriflex 204} \quad (7)$$

$$F = 3.10^{-12}n^4 - 1.10^{-8}n^3 + 2.10^{-5}n^2 - 0.0007n + 35.671 \quad (60\%) \quad \text{Auriflex 204} \quad (8)$$

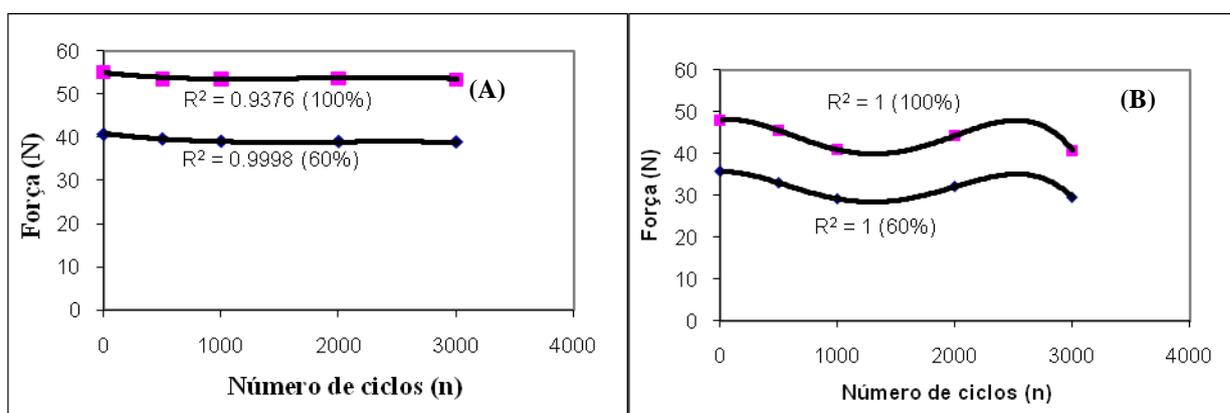


Figura 9. Força em função do número de ciclos em diferentes deformações (60% e 100%) – Thera band® (A) prata e (B) Auriflex® 204.

4. DISCUSSÃO

A resistência elástica é empregada atualmente nas áreas de reabilitação e treinamento esportivo devido à sua versatilidade, viabilidade econômica e não-dependência da gravidade, para oferecer resistência ao movimento constituindo-se como método de treinamento de força. Porém, com a aplicação sucessiva de estiramentos os tubos perdem a capacidade de oferecer a mesma resistência.

Vários autores têm relatado a resistência de diferentes tubos elásticos importados (Hughes et al. 1999, Hintersmeister et al., 1998 Hintersmeister et al. 1998) e nacionais Lengrub® (Azevedo, 2003, Benatti et al. 2003, Benatti, 2005) entretanto, aspectos como a durabilidade do material elástico utilizado em programas de esforço tem sido pouco relatada (Patterson et al., 2001, Simoneau et al. 2001).

Neste trabalho, são relatadas as curvas de força (N) versus deformação (%) para as duas marcas de tubos elásticos testadas, conforme a fig. 6. As curvas apresentaram comportamento não-linear na fase inicial de alongamento e após 50% de deformação comportamento linear, típico de materiais elastoméricos (Patterson et al. 2001, Vlack 1970). Os valores médios de força encontrados foram de 91.70N e 79.49N respectivamente para os tubos Auriflex® 204 e Thera band® prata a 300% de deformação.

Hughes et al. (1999) estudaram as propriedades de resistência dos tubos Thera band® durante exercícios de abdução de ombro. Eles investigaram a relação dos tubos elásticos Thera-band® em suas diferentes espessuras (6 cores – amarelo, vermelho, azul, verde, preta e prata) com o torque resistente em diferentes angulações do esforço (30°, 60°, 90°, 120°, 150°)

gerados para cada tubo. Neste trabalho, foram encontradas diferenças de força de 0.6% (1.1N) para 150% de deformação para o estudo Hughes et al. (1999). Essas diferenças devem ser atribuídas ao ajuste linear utilizado em detrimento ao ajuste polinomial adotado no presente estudo, bem como o tipo de material (polímero) empregado na fabricação da Thera-band® americana, não indicada em seu estudo.

Os tubos de látex nacionais Auriflex® 204, classificados de acordo com seus diâmetros internos e externos, mostraram diferenças de 21.1% (16.77N) para os tubos da marca Lengruber® 204 para 300% deformação, conforme Benatti (2005). As forças máximas obtidas são superiores às relatadas por Benatti (2005), apesar da área de secção transversal dos tubos utilizados neste estudo (84.82mm²) serem semelhantes a dos tubos Lengruber® 204 (84.83mm²). Além disso, os tubos elásticos são constituídos do mesmo material (butadieno-estireno) (Vlack, 1970). As diferenças observadas podem ser atribuídas aos métodos e polímeros empregados na sua fabricação, já que estes são produzidos por indústrias diferentes e não são padronizados de acordo com sua capacidade de resistência, mas pela sua área de secção transversal.

Patterson et al. (2001) descreveram as propriedades materiais dos tubos elásticos Thera band®. Em seu estudo foram encontradas diferenças significativas para o potencial de geração de resistência para o pré-estiramento aos ensaios e ciclo de carga e descarga, porém, com relação ao ciclo de carga e uso repetido dos elásticos as inferências são válidas apenas para 5700 ciclos de estiramento, ao qual estes pressupõem ser o número de ciclos de carga realizados em um programa de reabilitação e prevenção de lesões.

Os resultados deste trabalho confirmam o estudo de Patterson et al. (2001) utilizado como referência pelo fabricante Thera band®, não encontrando diferenças significativas para ciclagem a 0 e 3000 ciclos (2.26N para o presente estudo contra 1.1N do estudo de referência). Porém, Patterson et al. (2001) realizaram o ciclo de carregamento e descarregamento para os corpos de prova testados entre 100% até 200% com as amostras submetidas a um alongamento prévio. No presente estudo, o ciclo de carregamento e descarregamento foi realizado de 0 até 100% de deformação sem alongamento prévio das amostras e com um menor número de ciclos (5800 ciclos contra 3000 ciclos).

Um dos fatores de fundamental importância para viabilização do emprego dos tubos de látex, é o conhecimento quantitativo das propriedades físicas do material elástico e sua relação com a durabilidade, entretanto, a maioria dos estudos encontrados na literatura têm se concentrado em ensaios com tubos de látex importados. Os tubos de látex importados podem ser substituídos por tubos nacionais conhecendo a resistência e o processo de perda do potencial de geração de resistência.

Com base nas equações 5 e 6 é possível determinar a resistência oferecida por tubos elásticos e a substituição dos tubos Thera-band® prata pelos tubos Auriflex® 204 de custos mais acessíveis com base no conhecimento da relação força (N) versus deformação (%). Por exemplo, um tubo Thera-band® prata de 60 cm de comprimento inicial deformado a 200% oferece uma resistência de aproximadamente 74.41N e um tubo Auriflex® 204 com comprimento inicial de 45.45 cm quando estirado à deformação de aproximadamente 287%, oferece a mesma resistência final de 74.41N.

Entretanto, a resistência oferecida pelos tubos elásticos durante o esforço após sucessivas ciclagens perde a capacidade de gerar os mesmos 74.41N de resistência. Entretanto, conhecendo o processo de fadiga do material é possível utilizar um fator de correção para a resposta ao estiramento ajustando o comprimento inicial à carga alvo. Neste aspecto, as equações de predição de resistência com o número de ciclos fornece previsões da variação de força com o tempo.

Por exemplo, hipoteticamente, conhecendo-se o percentual de deformação (100%) e a quantidade aproximada de estiramentos (2160) em um programa de treinamento de força para lançadores envolvendo o ciclo de alongamento e encurtamento muscular (Grezios et al. 2007, Pezzulo et al., 1995), composto por 4 exercícios (Fig. 10, página anterior), 3 séries de 10

repetições cada, 3 vezes por semana durante 6 semanas, a perda quantitativa de força é de aproximadamente 35.64% (17.06N) para um tubo Auriflex® 204 de 1.5m de comprimento.

Estas informações são válidas para o aumento ou diminuição das cargas e também para a substituição do material elástico já utilizado por parte do terapeuta ou treinador, uma vez que a orientação e magnitude das cargas aplicadas no processo de reabilitação e treinamento esportivo condicionam as adaptações fisiológicas aguda e crônica das estruturas biológicas. Dessa forma, tendo em vista os princípios em treinamento esportivo de sobrecarga eficaz, progressão de sobrecarga e individualização da mesma, o ajuste das cargas elásticas é de fundamental importância na potencialização tanto do processo de recuperação como da melhoria do desempenho, prevenindo o (res)surgimento de lesões bem como as lesões compressivas de ombro ("*Impingement*"), comuns em atividades esportivas que utilizam movimentos acima da linha do ombro (Platonov, 2004, Weineck, 2003, Page et al., 1996, Pezzullo et al., 1995).

5. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos no presente estudo não encontraram diferenças significativas sobre durabilidade para o estudo de referência do fabricante Thera band® para os tubos prata, mantendo suas propriedades de resistência após sucessivos carregamentos. No presente estudo são informadas ainda as equações preditoras de força (N) em função da deformação (%) assumida com a variação do número de ciclos.

Os tubos Auriflex® 204 apresentam valores de força máxima superiores à dos tubos Lengruber® 204 apesar de apresentarem a mesma área de seção transversal e mesmo material, o que se deve aos métodos e polímeros empregados na sua fabricação. Os tubos Auriflex® 204 de custos mais acessíveis à população, perdem sua capacidade de responder com os mesmos valores força após a ciclagem, porém podem substituir outros tubos importados de melhor qualidade a partir do ajuste às cargas-alvo de acordo com o número de ciclos de carregamentos realizados, alterando seu comprimento inicial com o intuito de diminuir custos operacionais de treinamento.

Os resultados deste estudo devem ser confirmados em mais pesquisas que caracterizem outros elásticos nacionais e importados sob situações que se assemelhem àquelas orientadas na prática, determinando a durabilidade do material elástico submetido a maiores taxas de carga que as já relatadas, bem como as respostas fisiológicas obtidas em programas de reabilitação e treinamento esportivo.

Além disso, os efeitos da temperatura, umidade e exposição ao contato, resíduos químicos, que afetam a durabilidade do material elástico, ainda são desconhecidos apesar de serem de fundamental importância em aplicações na área esportiva.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à subvenção 008/2006 do Programa Institucional de bolsas de Iniciação Científica, PIBIC/CNPq/UFU. Os autores também agradecem ao Laboratório de Projetos Mecânicos "Prof. Henner Alberto Gomide" (LPM).

7. REFERÊNCIAS

- Albert, M., 1995, "Eccentric muscle training in sports and orthopaedics", Ed. Churchill Livingstone, New York, USA, 174p.
- Amadio, A.C., 1996, "Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano", Ed.USP, São Paulo, Brasil, 162p.
- Azevedo, F.M., 2003, "Estudo da força gerada pelo grupo muscular isquiotibial em exercícios resistidos", Dissertação de mestrado, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

- Barbanti, V.J., 2002, "Esporte e Atividade física: interação entre saúde e rendimento", Ed. Manole, Baureri, Brasil, 349p.
- Benatti, L.N., 2005, "Estudo da força e da atividade elétrica gerada pelo músculo quadríceps femoris submetido a exercícios com resistência elástica", Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
- Benatti, L.N., Fanton, M., Azevedo, F.M., Alves, N., Negrão Filho, R.F., 2003, "Propriedades materiais dos tubos de látex nacionais utilizados em programas de reabilitação" Anais do 10º Congresso Brasileiro de Biomecânica, Vol. 2, Ouro Preto, Brasil, pp 368-371.
- Greziou, A.K., Gissis, I.T., Sotiropoulos, A.A., Nikolaidis, D.V., Souglis, A.G. 2007, "Muscle-contraction properties in overarm throwing movements", Journal of Strength and Conditioning Research, Vol. 20, No. 1, pp. 117-123.
- Hintersmeister, R.A., Lange, G.W., Schultheis, J.M., Bey, M.J., Hawkins, R.J., 1998, "Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance", American Journal Sports of Medicine, Vol. 26, pp. 210-220.
- Hintersmeister, R.A., Schultheis, J.M., Bey, M.J., Lange, G.W., Steadman, J.R. and Dillman, C.J., 1998, "Quantification of elastic resistance knee rehabilitation exercises", Journal Orthopaedic Sports and Physical Therapy, Vol. 28, pp. 40-50.
- Hughes, C.J., Hurd, K., Jones, A. and Sprigle, S., 1999, "Resistance properties of thera-band® tubing during shoulder abduction exercise", Journal Orthopaedic Sports and Physical Therapy, Vol. 29, pp. 413-420.
- Knudson, D., 2007, "Fundamentals of biomechanics", Ed. Springer, New York, USA, 343p.
- Kreighbaum, E., Barthels, K.M., 1999, "Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement", Ed. Human Kinetics, Boston, USA, 619p.
- Page, P.A., Lamberth, J., Abadie, B., Boling, R., Colline, R. and Linton, R., 1993, "Posterior rotator cuff strengthening using theraband® in a functional diagonal pattern in collegiate baseball pitchers", Journal of Athletic Training, Vol. 28, pp. 346-354.
- Patterson, R.M., Jansen, C.W.S., Hogan, H.A. and Nassif, M.D., 2001, "Material properties of thera-band tubing" Physical Therapy., Vol. 81, pp. 1437-1445.
- Pezzullo, D.J., Karas, S., Irrgang, J.J., 1995, "Functional plyometric exercises for the throwing athlete", Journal of Athletic Training, Vol. 30, pp. 22-26.
- Platonov, V.N., "Teoria geral do treinamento desportivo olímpico", Ed. Artmed, Porto Alegre, Brasil, 638p.
- Ribeiro, D.C., Loss, J.F., Cañeiro, J.P.T., Lima, C.S. and Martinez, F.G., 2005, "Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades", Acta Ortopédica Brasileira. Vol. 13, pp. 189-193.
- Sacharuck, V.Z., Martinez, F.G. and Loss, J.F., 2005, "Avaliação de exercícios de rotação externa e interna do ombro com uso de theraband®: análise da resistência mecânica externa", The Fiep Bulletin., Vol. 75, pp. 583-586.
- Sallis, R.E., Massimino, F., 1996, "Essentials of Sports Medicine", Ed. Mosby, St. Louis, USA, 646p.
- Simoneau, G.G., Bereda, S.M., Sobush, D.C. and Starsky A.J., 2001, "Biomechanics of elastic resistance in therapeutic exercise programs", Journal Orthopaedic Sports and Physical Therapy., Vol. 31, pp. 16-24.
- Vlack, L.H.V., 1970, "Princípios de ciência dos materiais", Ed. Edgard Blücher, São Paulo, Brasil, 428 p.
- Weineck, J., 2003, "Treinamento ideal: instruções técnicas sobre o desempenho fisiológico, incluindo considerações específicas de treinamento infantil e juvenil, 740p.

8. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso e incluído no seu trabalho.