

Análise mecânica e estimativa da força muscular resultante no “aparelho flexor dorsal do pé”

Mechanical analysis and estimation of muscle strength resulting in "apparatus flexor dorsal foot"

CANTERGI D, ABECH E, GOMES LE, LOSS JF. Análise mecânica e estimativa da força muscular resultante no “aparelho flexor dorsal do pé”. *R. bras. Ci. e Mov* 2010;18(1):11-18.

RESUMO: Embora a importância do reforço dos dorsiflexores seja conhecida, muitas vezes esses músculos são negligenciados em um programa de treinamento. O objetivo desse estudo é analisar o comportamento do torque resistente do “aparelho flexor dorsal do pé” e analisar o comportamento da força muscular resultante durante o exercício. Para tanto, foram elaborados diagramas de corpo livre da parte móvel do aparelho e do segmento humano e, também, foram determinadas equações de equilíbrio de torque, em que a velocidade foi considerada constante. Os resultados indicam que o torque de resistência do aparelho é crescente até chegar à horizontal e decrescente a partir desse ponto. A força muscular resultante é crescente durante todo o movimento e mais notadamente após a horizontal.

Palavras-chave: Aparelho de musculação; Torque resistente; Tornozelo.

ABSTRACT: Although the importance of the dorsiflexors muscle work is well known, very often these muscles are neglected in a workout-training program. The aim of this study is to analyze the behavior of the resistant torque on the “dorsiflexors machine” and, also, analyze how the muscle force output during the exercise is. For that, there were designed free body diagrams of the movable part of the machine and human segment. There were made torque equilibrium equations where the velocity was considered to be steady. Our results suggest the resistant torque increases till it gets at the horizontal line and it decreases from this spot on. As for the muscle force output it increases for all over the range of movement and it is more evident after the horizontal line.

Key Words: Resistance training; Machine; Ankle.

Débora Cantergi¹
Everson Abech¹
Lara E. Gomes¹
Jefferson F. Loss¹

¹Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Laboratório de Pesquisa do Exercício – Porto Alegre

Recebido em: 22/12/2009
Aceito em: 23/07/2010

Contato: Débora Cantergi – debora.cantergi@gmail.com

Introdução

Nas atividades da vida diária (AVDs), como subir e descer escadas, correr, pedalar ou simplesmente caminhar, os músculos dos membros inferiores são de extrema funcionalidade. Por exemplo, na marcha, os músculos da região da perna merecem destaque por estarem envolvidos em todas as fases do movimento¹⁰. Entre esses músculos estão os dorsiflexores.

Apesar de muito útil nas AVDs, muitas vezes esse grupo muscular é negligenciado em programas de condicionamento físico. No entanto, o reforço muscular é necessário à adequada manutenção da produção de torque entre músculos antagonistas¹¹; o que é importante para ganho e manutenção da estabilidade articular^{1,13} e para o controle do movimento⁵.

Falhas nessa musculatura acarretam em prejuízos na marcha¹⁰. Logo, o treinamento resistido, ou musculação, parece ser útil para a manutenção da produção de torque muscular^{2,3,8}. No entanto, entre os aparelhos de musculação não é comum encontrar aqueles que exercitam os músculos dorsiflexores.

Devido a essa necessidade, um aparelho que visa o reforço desses músculos foi desenvolvido em 2005 e desde então é utilizado em algumas salas de musculação e clínicas de fisioterapia na cidade de Porto Alegre. Entretanto, um estudo para analisar suas características mecânicas, auxiliando na prescrição de exercícios, ainda não foi realizado. Além disso, a compreensão da mecânica desse aparelho poderia ser uma maneira de qualificá-lo, e ainda verificar se o mesmo respeita as propriedades mecânicas de produção de força^{7,12,15}. Assim, o objetivo desse trabalho foi analisar o comportamento do torque resistente e da força muscular resultante ao longo da amplitude de movimento (ADM).

Materiais e métodos

Foram utilizados uma trena metálica com goniômetro com resolução de 2° para medições angulares, uma balança Filizola com resolução de 100 g e um

microcomputador com o software Excel para elaborar gráficos e calcular as equações.

Como pode ser observado na figura 1, o aparelho para reforço dos dorsiflexores analisado consiste de um apoio para o calcanhar e uma extensão metálica que foi chamada “parte móvel do aparelho”. Essa extensão metálica possui um ajuste para apoiar a superfície dorsal do pé, que pode estar mais próximo (12 cm), ou mais afastado (20 cm) do eixo do aparelho. Também apresenta, em sua extremidade, um local para adicionar sobrecarga (anilhas) que dista 40 cm do eixo.

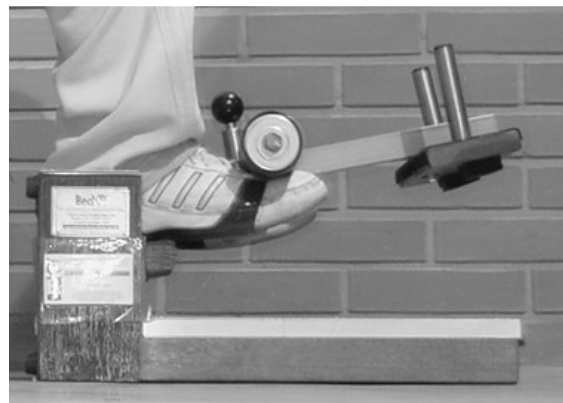


Figura1. Aparelho flexor-dorsal

Quando esse exercício é realizado, o indivíduo posiciona-se no aparelho de modo que a coxa e a perna fiquem a 90° de flexão. Considerando o aparelho, a sua parte móvel pode apresentar uma excursão de -15 a 60° em relação à horizontal. Logo, a análise do aparelho foi realizada em toda essa amplitude. Não obstante, considerando a mecânica da região do tornozelo¹⁴, a análise do exercício de dorsiflexão, ou seja, a análise do segmento humano “pé” durante esse exercício foi realizada apenas em uma amplitude que compreende de -15 a 19° da parte móvel do aparelho em relação à horizontal. Essa amplitude foi denominada de “zona útil” do aparelho.

Com o intuito de entender melhor as forças envolvidas durante a execução do exercício, foi utilizada uma ferramenta da biomecânica que compreende desenhos esquemáticos conhecidos como diagramas de corpo livre (DCLs)¹². Em um DCL, é identificada a parte de interesse

do corpo que é analisado, as forças que atuam sobre esse corpo e, quando houver, um eixo de rotação. A figura 2 ilustra o DCL do aparelho, destacando a sua parte móvel em três posições angulares, o seu eixo de rotação e as forças que agem sobre ele, as quais causam uma tendência de giro, ou seja, forças que exercem um torque sobre a parte móvel. Dessa forma, a força que atua sobre o eixo de rotação não aparece no DCL, já que ela não exerce torque sobre a parte móvel do aparelho.

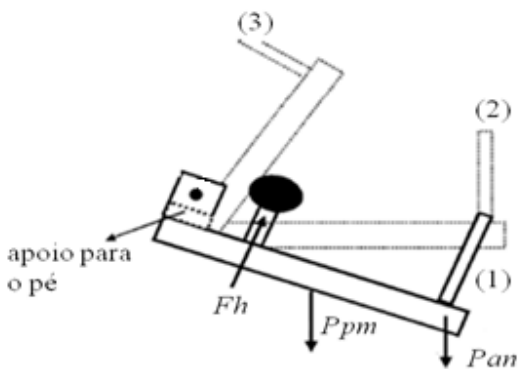


Figura 2. Diagrama de corpo livre da parte móvel do aparelho em diferentes posições angulares

F_h é a força humana, P_{pm} é o peso da parte móvel do aparelho e P_{an} é o peso das anilhas. (1) posição angular inicial, a parte móvel do aparelho encontra-se em -15° em relação à horizontal; (2) posição angular intermediária, a parte móvel do aparelho encontra-se em 0° em relação à horizontal; (3) posição angular final, a parte móvel do aparelho encontra-se em 60° em relação à horizontal

Com posse dos DCLs, foi determinada a equação de equilíbrio de torques. Assumiu-se que a execução do exercício foi realizada com velocidade constante, ou seja, sem aceleração, implicando em um somatório de torques igual a zero. Assim, o somatório dos torques gerados pelo peso da parte móvel do aparelho, pelo peso das anilhas e pela força humana é igual a zero (Equação 1), sendo que foi considerado como torque positivo aquele que age no sentido horário e como torque negativo aquele que age no sentido anti-horário.

$$(\Gamma P_{pm}) + (\Gamma P_{an}) + (-\Gamma F_h) = 0 \quad (\text{Equação 1})$$

Em que,

$\Gamma_{P_{pm}}$: torque gerado pelo peso da parte móvel do aparelho;

$\Gamma_{P_{an}}$: torque gerado pelo peso das anilhas;

Γ_{F_h} : torque gerado pela força humana.

O torque de resistência compreende o somatório entre os torques do peso da parte móvel do aparelho e do peso das anilhas. Logo, para calculá-lo, é necessário encontrar os respectivos torques que o compõem. Sabendo que o torque gerado por uma força é igual ao produto dessa força pela sua distância perpendicular em relação ao eixo de rotação, o torque gerado pelo peso da parte móvel da máquina é igual ao produto entre o peso dessa parte móvel e a sua distância perpendicular em relação ao eixo de rotação do aparelho. Já o torque gerado pelo peso das anilhas é igual ao produto entre o peso das anilhas e a sua distância perpendicular em relação ao eixo de rotação do aparelho.

Assim, para obter o torque do peso do segmento móvel, foi necessário desmontar esse aparelho, o que permitiu pesar a parte móvel do mesmo, utilizando uma balança. Ainda, como descrito anteriormente, esse aparelho possui uma extensão metálica na sua parte móvel, a qual quando deslocada afeta a posição do centro de massa da parte móvel do aparelho, afetando, conseqüentemente, os valores da distância perpendicular da força peso da parte móvel do aparelho e do torque gerado por essa força peso. Por isso, o centro de massa da parte móvel foi encontrado equilibrando-a sobre o lado mais estreito de uma régua plástica (2 mm de espessura) e foram verificadas as distâncias perpendiculares entre a força peso do aparelho e o seu eixo de rotação em duas regulagens: 1) próxima (12 cm entre o apoio da superfície dorsal do pé e o eixo de rotação do aparelho) e 2) afastada (20 cm entre o apoio da superfície dorsal do pé e o eixo de rotação do aparelho) nas três posições angulares descritas na figura 2.

Para obter o torque gerado pelo peso das anilhas, foi necessário medir a distância perpendicular entre o centro do local em que anilhas são colocadas e o eixo de rotação do aparelho em três posições angulares, descritas na figura 2, com o auxílio de uma fita métrica. Além disso, com intuito de analisar o efeito de diferentes pesos de anilhas sobre o

torque de resistência e sobre a força muscular, foram consideradas anilhas de 2, 6, 10 e 16 kg. O torque gerado pelo peso das anilhas foi estimado – para cada carga utilizada – por meio do produto entre o valor da força peso das anilhas e a distância perpendicular do centro do local em que as mesmas foram colocadas em relação ao eixo de rotação do aparelho.

Obtendo os valores dos torques gerados pelas forças peso da parte móvel do aparelho e das anilhas nas três posições angulares, foi possível determinar o comportamento e a magnitude desses torques ao longo de toda a excursão do aparelho por meio de equações de regressão, considerando aquelas que apresentaram um coeficiente de determinação mais próximo de 1.

Somando esses dois torques, foi encontrado o valor do torque de resistência, o qual é igual ao torque gerado pela força humana (Equação 2).

$$\Gamma_R = \Gamma_{Fh} \quad (\text{Equação 2})$$

Em que,

Γ_R : torque de resistência;

Γ_{Fh} : torque gerado pela força humana.

O torque gerado pela força humana é igual ao produto entre a força humana e distância perpendicular dessa força em relação ao eixo de rotação. Assim, para estimar a força humana é necessário isolá-la (Equação 3).

$$Fh = \frac{(\Gamma_R P_{pm} \times d_{Fwm} + P_{an} \times d^{\perp}) P_{an}}{d^{\perp} Fh} \quad (\text{Equação 3})$$

Em que,

Fh : força humana;

Γ_R : torque de resistência;

$d^{\perp} Fh$: distância perpendicular da força humana.

A força humana foi designada como sendo a força de um segmento humano, o pé, que aplica força gerando um

torque no sentido anti-horário (Figura 2). Uma vez que o eixo da parte móvel da máquina coincide com o eixo articular do tornozelo e que a força imposta ao ajuste é sempre perpendicular à parte móvel, assumiu-se que a distância perpendicular da força humana é fixa por toda a ADM. Por isso, uma vez calculado o torque de resistência da parte móvel do aparelho, foi possível descobrir a quantidade de força humana aplicada sobre a parte móvel do aparelho por meio da equação 3.

Para obter a força muscular resultante necessária para executar o exercício, foram, primeiramente, desenhados DCL's do segmento do corpo humano de interesse. A figura 3 ilustra um DCL do pé e todas as forças que atuam sobre ele. A partir dessa figura, observa-se que a força articular não exerce torque (por isso, ela não é analisada), a força externa resultante refere-se à força de contato que o aparelho exerce sobre o segmento pé, e a força muscular resultante representa a quantidade de força necessária para realizar o exercício avaliado, considerando as distâncias perpendiculares dos músculos envolvidos.

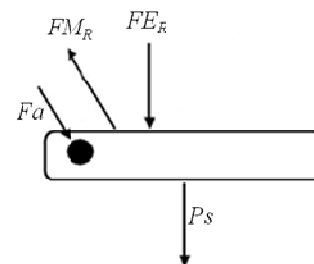


Figura 3. Diagrama de corpo livre do pé na posição horizontal

Fa é a força articular que atua sobre o eixo de rotação do tornozelo, FM_R é a força muscular resultante, FE_R é a força externa resultante e Ps é o peso do segmento pé

Como foi assumido que a execução do exercício foi realizada com velocidade constante, ou seja, sem aceleração, o somatório dos torques gerados sobre o pé foi também igual a zero, sendo considerado como torque positivo aquele que age no sentido horário e como torque

negativo aquele que age no sentido anti-horário (Equação 4).

$$(\Gamma_{FER}) + (\Gamma_{PS}) + (-\Gamma_{FMR}) = 0 \quad (\text{Equação 4})$$

Em que,

Γ_{FER} : torque gerado pela força externa resultante;

Γ_{PS} : torque gerado pela força peso do segmento pé;

Γ_{FMR} : torque gerado pela força muscular resultante.

O torque gerado pela força externa resultante é igual ao produto entre a força externa resultante e a distância perpendicular dessa força em relação ao eixo de rotação do tornozelo. Como o eixo de rotação do aparelho e o eixo de rotação do tornozelo encontravam-se alinhados durante toda a ADM, essa distância perpendicular foi medida entre o ponto de contato do pé no aparelho e eixo do aparelho, utilizando uma fita métrica. Essa distância, na verdade, é igual à distância perpendicular da força humana em relação ao eixo de rotação do aparelho. Ainda, a força externa resultante compreende uma reação à força humana. Por isso, de acordo com a 3ª Lei de Newton (Ação e Reação), foi assumido que a força externa resultante possui a mesma magnitude, mas sentido contrário da força humana. Logo, o torque da força humana (a partir da equação 2) é igual ao torque gerado pela força externa resultante.

Já o torque gerado pelo peso do segmento pé, foi estimado por meio do produto entre a força peso do pé e a distância perpendicular dessa força em relação ao eixo de rotação do tornozelo. O peso do pé e a posição do centro de massa foram estimados a partir de tabelas antropométricas obtidas na literatura¹⁴, considerando um indivíduo fictício com 1,70 m de estatura e 70 kg de massa. Conhecendo a posição do centro de massa, foi possível determinar a distância perpendicular dessa força peso nas três posições angulares avaliadas. Por meio de equações de regressão (considerando os valores dos coeficientes de determinação mais próximos de 1), foi possível determinar a magnitude e o comportamento dessa distância ao longo da ADM, a qual quando multiplicada pelo valor da força peso resultou no torque gerado pelo peso do segmento pé ao longo da ADM.

Sabendo que o torque gerado pela força muscular resultante é igual ao produto entre a força muscular resultante e distância perpendicular dessa força em relação ao eixo de rotação do tornozelo, a força muscular resultante foi isolada a partir da equação 4, obtendo a equação 5.

$$FMR = \frac{(\Gamma_{FER}) + (\Gamma_{PS})}{d} \quad (\text{Equação 5})$$

Em que,

FMR : força muscular resultante;

Γ_{FER} : torque gerado pela força externa resultante;

Γ_{PS} : torque gerado pela força peso do segmento pé;

d^{\perp} : distância perpendicular da força muscular resultante.

A distância perpendicular da força muscular resultante foi igual à distância perpendicular média ponderada, a qual é o resultado da soma dos produtos entre a distância perpendicular de cada músculo ao longo da ADM e a sua respectiva área de secção transversa fisiológica dividida pela soma das áreas de secção transversa fisiológica dos músculos (Equação 6). Nesse estudo, foram considerados os músculos fibular lateral, extensor longo dos dedos e do hálux, terceiro fibular e o tibial anterior como dorsiflexores⁶. Tanto distância perpendicular de cada músculo quanto a área de secção transversa fisiológica de cada músculo foram determinadas a partir da literatura¹⁴.

$$DPMP = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^{\perp} ASTF_i}{\sum_{i=1}^n ASTF_i} \quad (\text{Equação 6})$$

Em que,

DPMP: distância perpendicular média ponderada;

d_i^{\perp} : distância perpendicular do i-ésimo músculo;

ASTF: área de secção transversa fisiológica do i-ésimo músculo.

Conhecendo os valores dos torques gerados pela força externa resultante e pelo peso do segmento pé e também os valores da distância perpendicular média ponderada ao longo da ADM, foi possível calcular a força muscular resultante a partir da equação 5 para toda a amplitude de movimento investigada. Ainda, como o torque de resistência foi verificado com diferentes cargas e com diferentes regulagens, a força muscular resultante foi estimada para cada uma dessas situações avaliadas.

Resultados

O comportamento do torque de resistência da parte móvel do aparelho é similar em ambas as regulagens (Figura 4). Pode ser observado, que a curva é discretamente crescente do início do movimento até 0° e passando a ser decrescente a partir dessa posição. Na área que compreende a zona útil para o reforço muscular, o torque resistente da parte móvel do aparelho é aproximadamente constante. Do início do movimento até a posição 0°, o comportamento crescente é discreto e a partir da horizontal até o final da zona útil, lentamente decrescente.

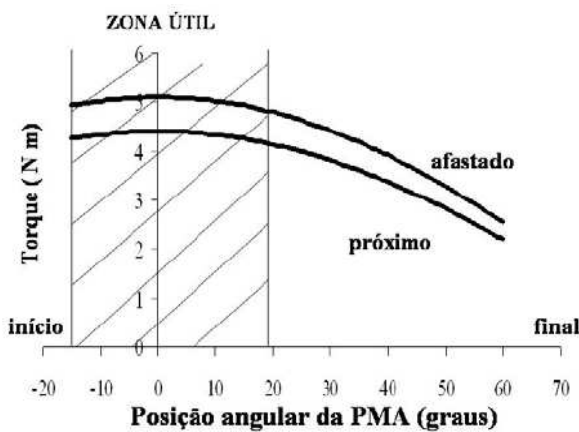


Figura 4. Torque de resistência da parte móvel do aparelho em relação à posição angular da parte móvel do mesmo (PMA) nas regulagens afastado e próximo

Em ambas as regulagens, para qualquer valor de carga adicionada, as curvas de torque de resistência permanecem com as mesmas características. O torque de

resistência é, após a posição 0°, decrescente até o final e mais acentuado quanto maior for a carga (Figura 5).

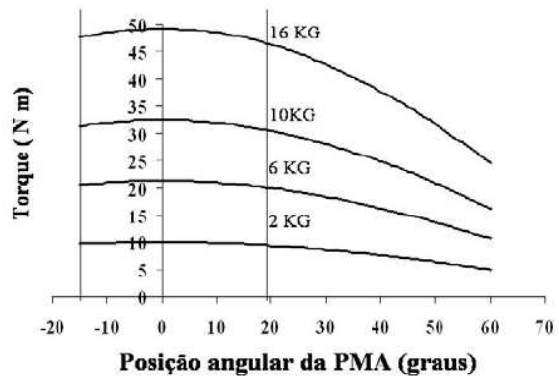


Figura 5. Torque de resistência da parte móvel do aparelho em relação à posição angular da parte móvel do mesmo (PMA) com quatro diferentes cargas

A figura 6 ilustra a distância perpendicular muscular média ponderada do grupo flexor dorsal do pé, que foi calculada apenas para os graus de movimento do tornozelo dentro da zona útil.

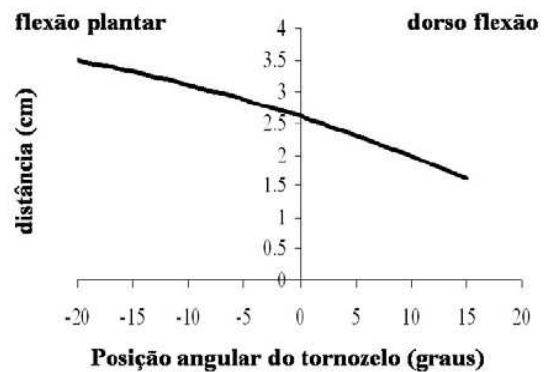


Figura 6. Distância perpendicular muscular média ponderada do grupo flexor dorsal do pé em relação à posição angular do tornozelo

A força muscular resultante é apresentada na figura 7 em diferentes posições articulares. A força muscular resultante é crescente durante toda a ADM. Após a posição 0°, a força muscular resultante torna-se mais acentuadamente crescente, quanto maior for a carga escolhida.

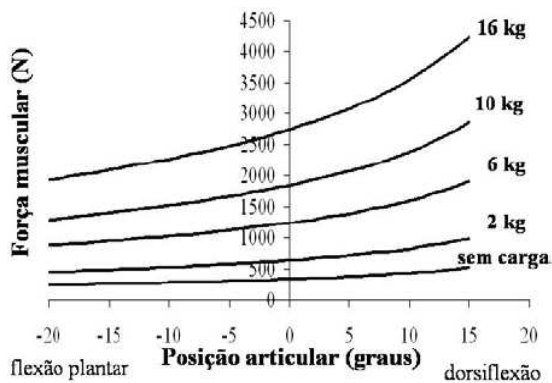


Figura 7. Força muscular resultante em função da posição articular do tornozelo com diferentes cargas

Discussão

O estudo de Lanza *et al.*⁵ procurou determinar o ângulo no qual ocorre o torque máximo gerado pelos músculos do tornozelo, encontrando, no grupo dorsiflexor, os ângulos 17,4 (\pm 13,7) e 15,7° (\pm 12,2) de flexão plantar nas contrações concêntrica e excêntrica, respectivamente. No aparelho analisado, o tornozelo já se encontra nessa posição no início do movimento, porém o maior torque de resistência gerado por esse aparelho ocorre quando a parte móvel do aparelho está na horizontal. Uma forma de adaptar o aparelho para otimizar a produção de torque muscular, oferecendo maior torque resistente em amplitudes em que os músculos envolvidos têm maior capacidade de gerar torque, seria aumentar o ângulo entre o suporte para o pé e a parte móvel do aparelho. Assim, quando a parte móvel do aparelho estiver na horizontal, o tornozelo estaria em uma maior flexão plantar, o que colocaria a posição de maior capacidade de produção de força dos dorsiflexores mais próxima do maior torque de resistência do aparelho.

Outra opção seria mudar a posição inicial do indivíduo, afastando-o da máquina e aumentando a flexão plantar inicial. Apesar do maior torque muscular não ocorrer no maior torque de resistência do aparelho, ele ocorre relativamente próximo, permitindo ao indivíduo adaptar-se para realizar um trabalho mais satisfatório para o grupo dorsiflexor. Por outro lado, a amplitude de

movimento parece limitada quando o indivíduo se encontra na posição analisada, dessa forma, seria interessante aumentar a flexão plantar no início do movimento, o que permitiria um trabalho em maiores comprimentos musculares.

A figura 7 mostra que a maior produção de força muscular ocorre no final da flexão dorsal. Já foi observado que maiores registros de atividade elétrica dos dorsiflexores ocorrem no ângulo de 20° de flexão dorsal¹³. O mesmo estudo sugere que esses músculos, quando estimulados eletricamente, são capazes de produzir maiores níveis de força naquele ângulo em que foi estimulado. Nesta perspectiva, provavelmente, esse aparelho adapte os músculos a produzir mais força quando a articulação estiver na região de dorsiflexão. Essa adaptação seria útil para corredores de elite, pois os dorsiflexores apresentam maior atividade elétrica em posições em que o tornozelo está em maiores ângulos de dorsiflexão⁴.

Conclusões

Com base nos resultados é possível concluir que: a) o torque de resistência da parte móvel do aparelho analisado é crescente até o mesmo chegar à horizontal e decrescente a partir deste ponto e b) a força muscular resultante é crescente durante todo o movimento e mais notadamente após a horizontal.

Agradecimentos

Ao Sr. José Edgar Becker pela disponibilidade ao ceder o “Aparelho de Flexão Dorsal do Pé” para esse estudo.

Referências

1. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **The Ame J of Sport Medic** 1988;16:113-122.
2. Carpinelli RN. Berger in retrospect: effect of varied weight training programmes on strength. **Brit Jour of Sport Medic** 2002;36:319-324.
3. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. **The Ame J of Sport Medic** 1996; 24:765-773.

4. Jonhagen S, Ericson MO, Nemeth G, Eriksson E. Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. **Scand J of Medic & Sci in Sport** 1996;6:15-21.
5. Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wilgmore DM, Kent0Braun JA. Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. **J of Appl Physi** 2003;95:2361-2369.
6. Lehmikul L., Smith LK. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1987.
7. Loss, JF, Candotti, CT. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. **Rev Bras de Fisiot** 2008;12:502-510.
8. Massey CD, Vincent J, Maneval M, Moore M, Johnson JT. An analysis of full range of motion vs. partial range of motion training in the development of strength in untrained men. **J Stren and Cond Res** 2004;18:518-521.
9. Miranda E. **Bases de Anatomia e Cinesiologia**. Rio de Janeiro, Rio de Janeiro: Sprint, 2000.
10. Perry J. **Análise da marcha: Sistemas de análise de marcha**. Barueri, São Paulo: Manole, 2005.
11. Poulis S, Poulis I, Soames RW. Torque characteristics of the ankle plantarflexors and dorsiflexors during eccentric and concentric contraction in healthy young males. **Iso and Exe Sci** 2000;8:195-202.
12. Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi, A., Loss, JF. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. **Rev Bras de Fisio** 2009;13:82-88.
13. Simoneau E, Martin A, Hoecke JV. Effects of joint angle and age on ankle dorsi- and plantar-flexor strength. **J Elec Kin** 2006;17:307-316.
14. Spoor CW, Van Leeuwen JL, Meskers CG, Titulaer AF, Huson A. Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. **J Biom** 1990; 23:1247-1259.
15. Toledo JM, Ribeiro DC, Loss JF. Critérios mecânicos para progressão de exercícios de rotação interna e externa do ombro no plano sagital. **Rev Bras de Fisio** 2007;11:49-56.