

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO QUADRÍCEPS DURANTE A EXTENSÃO DO JOELHO EM DIFERENTES VELOCIDADES

ELECTROMYOGRAPHICAL ANALYSIS OF THE QUADRICEPS DURING KNEE EXTENSION AT DIFFERENT SPEEDS

DANIEL CURY RIBEIRO¹, JEFFERSON FAGUNDES LOSS², JOÃO PAULO TORRES CAÑEIRO³,
CLÁUDIA SILVEIRA LIMA⁴, FLÁVIA GOMES MARTINEZ⁵.

RESUMO

A síndrome de dor fêmuro-patelar (SDFP) é uma disfunção comum, geralmente causada por trações laterais excessivas da patela. Indivíduos com SDFP, usualmente apresentam inibição do vasto medial oblíquo (VMO), o qual é responsável pela tração medial patelar. O tratamento conservador envolve o reforço do quadríceps para promover melhor estabilidade e tração patelar. Muitos pesquisadores buscam o recrutamento seletivo do VMO, com o intuito de otimizar o tratamento. O objetivo deste estudo é investigar, através da eletromiografia, a interferência da velocidade angular e diferentes formas de fixação do tubo elástico na atividade quadrícipital. Dez indivíduos do sexo masculino com ausência de lesão muscular ou articular participaram deste estudo. Indivíduos com ângulo Q fora do intervalo de 10-15° foram excluídos da pesquisa. O tubo elástico foi fixado paralelo e oblíquo em relação ao corpo do indivíduo. As extensões de joelho foram realizadas com velocidades angulares de 60 e 120°/seg. Nenhuma atividade seletiva do VMO foi encontrada. Comparando os níveis de atividade muscular, durante as duas velocidades angulares houve aumento no nível de atividade eletromiográfica em todas as porções do quadríceps, apenas para a fixação do tubo elástico paralelo. Os resultados sugerem uma atividade sinérgica entre o VMO e as outras porções do quadríceps.

Descritores: Reabilitação; Eletromiografia; Patela; Traumatismos do joelho.

SUMMARY

The patellofemoral pain syndrome (PFPS) is a common disorder of the knee; it's often caused by an excessive lateral traction of the patella. Subjects with this syndrome usually present a disruption in the activation of Vastus Medialis Obliquus (VMO), which provides the patellar medial pull. Non-operative treatment includes quadriceps strengthening in order to promote better patellar stability and traction. Many researchers have been trying to selectively recruit the VMO, in order to improve treatments. The main purpose of this study is to investigate, using electromyography, the interference of angular speed and different ways of fixing the elastic tube on the quadriceps activity. Ten male subjects without any kind of muscle or joint injury participated in this study. Subjects with a Q angle value out of 10-15° were excluded from this study. The elastic tube was fixed parallel and oblique to the subjects' body. Knee extensions were performed at 60°/sec and 120°/sec. No selective activity of the VMO was found. By comparing the levels of muscular activity, there was an increase of the electromyographic activity level in all portions of the quadriceps at the two angular speeds, only for parallel-fixed elastic tubes. These results suggest a synergic activity between VMO and the other portions of the quadriceps.

Keywords: Rehabilitation; Electromyography, Patella, Knee injuries.

INTRODUÇÃO

A Síndrome de Dor Fêmoro-Patelar (SDFP) é um distúrbio músculo-esquelético que apresenta-se clinicamente através de dor insidiosa na região retropatelar, sendo agravada por agachamentos, subidas/descidas de escada e tempo prolongado na posição sentada⁽¹⁾. A causa da SDFP é considerada como multifatorial⁽²⁾. Apesar dos muitos trabalhos abordando este tema, muitas pesquisas ainda são realizadas com o intuito de otimizar seu diagnóstico e seus programas de reabilitação^(2,3,4).

A articulação fêmoro-patelar é estabilizada por um sistema integrado de estruturas contráteis e não contráteis. A contração do quadríceps é reconhecida como principal fator de influência sobre a tração patelar⁽²⁾. O quadríceps é composto pelos músculos vasto intermédio (VI), vasto lateral (VL), vasto medial longo (VML), vasto medial oblíquo (VMO) e reto femoral (RF). Durante a extensão do joelho, todas as porções do quadríceps, com exceção do VMO,

promovem tendências de lateralização da patela⁽⁵⁾. As fibras do VMO apresentam uma inclinação medial de 55° em relação à diáfise femoral⁽⁶⁾ e sua função é de promover estabilização medial dinâmica da patela⁽⁵⁾.

Este sistema de estruturas contráteis e não contráteis permitem a estabilidade adequada da patela. Qualquer disfunção nestas estruturas resulta em um deslocamento inadequado da patela em relação à tróclea femoral^(3,7). O equilíbrio na atividade muscular entre o VL e o VMO é visto como essencial para uma relação artrocinemática adequada entre a patela e a tróclea femoral⁽⁸⁾. Quando presentes, disfunções na atividade do VMO podem gerar trações laterais excessivas na patela⁽³⁾. Existe uma relação bem estabelecida entre a insuficiência do VMO e os sintomas de SDFP⁽²⁾. É possível que a tração inadequada da patela seja secundária ao desequilíbrio na atividade do VMO em relação ao VL⁽⁸⁾.

Dada a importância do VMO para a estabilidade patelar, a reabili-

Trabalho realizado na Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Endereço para Correspondência: Rua Barão do Amazonas, 793/401 - Porto Alegre, RS, Brasil - e-mail: dcr-fisio@pop.com.br

1. Fisioterapeuta, Escola de Educação Física - UFRGS
2. PhD em Engenharia Mecânica - UFRGS, Escola de Educação Física - UFRGS
3. Mestre em Ciências do Movimento Humano - UFRGS
4. Mestre em Ciências do Movimento Humano - UFRGS, Escola de Educação Física - UFRGS
5. Mestre em Ciências do Movimento Humano - UFRGS, PUC - RS

Trabalho recebido em: 14/12/04 aprovado em 15/05/05

tação visa o reforço muscular específico desta porção muscular, associado a um menor stress fêmoro-patelar⁽¹⁾. Alguns autores avaliam esta especificidade através da análise da razão VMO/VL ou da comparação direta dos níveis de ativação entre estas porções musculares^(7,9).

Travnik et al.⁽⁶⁾ sugerem a existência de maiores concentrações de fibras tipo I no VML e do tipo IIb para o VMO. Seus resultados não demonstraram diferenças significativas entre o VMO, VML e VL para as fibras tipo IIa. No entanto, o VL apresentou maior proporção de fibras do tipo IIb. Estas diferenças evidenciam diferentes demandas e funções musculares específicas. A execução de gestos motores em maior ou menor velocidade ou força geram diferentes padrões de recrutamento motor. A influência da velocidade de execução da extensão de joelho nos níveis de atividade eletromiográfica do quadríceps foi pouco explorada na literatura. Matheson et al.⁽⁷⁾ sugerem a possibilidade de que, abordando os exercícios de extensão de joelho, em diferentes velocidades angulares e tipos de resistências, obtenham-se diferentes níveis de ativação muscular para o VMO em relação ao VL.

O objetivo deste trabalho foi determinar, através de análise eletromiográfica, a interferência da velocidade e da carga na atividade do VML, VMO, VL, RF e na razão VMO/VL durante a extensão do joelho.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi composta por 10 indivíduos do sexo masculino, com massa média de $73,7 \pm 7,1$ kg, estatura média de $1,74 \pm 0,03$ m, todos praticantes de atividade física regular. Foram excluídos indivíduos com lesão prévia da articulação do joelho e/ou da musculatura do quadríceps e ângulo Q fora do intervalo de 10-15°. As mensurações do ângulo Q foram feitas pelo mesmo avaliador. Todos indivíduos assinaram um Termo de Consentimento Informado e a pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde do Instituto Porto Alegre.

Protocolo de Teste

O teste consistiu de extensões de joelho de 90° a 0° de flexão (sendo 0° considerado como extensão completa), com o indivíduo em decúbito ventral e com resistência gerada por um tubo elástico. Uma das extremidades do tubo elástico foi fixada na articulação do tornozelo e a outra fixada em dois diferentes pontos de acordo com o tipo de fixação desejada. Um dos pontos promovia uma linha de tração da força de resistência praticamente paralela à coxa (Fixação Paralela – FP) (Figura 1) e o outro, em uma posição mais elevada, em que a linha de tração da força passou a ser oblíqua em relação ao segmento coxa (Fixação Oblíqua – FO) (Figura 2).

Um metrônomo foi utilizado para determinar as duas velocidades angulares médias de execução. Optou-se pelas velocidades angulares médias de 60°/seg (V60) e 120°/seg (V120) por serem usualmente utilizadas nas execuções destes exercícios. Os participantes realizaram treinamento prévio até serem capazes de acompanhar o ritmo do metrônomo para as duas velocidades. Os testes envolveram combinações entre cada forma de fixação do tubo elástico e cada velocidade angular, totalizando quatro testes (FP-V60, FP-V120, FO-V60 e FO-V120). Para cada uma das situações de teste, cinco repetições foram analisadas.

Quantificação da Resistência Imposta

Para determinar a resistência imposta à musculatura, foi necessário quantificar o torque gerado pelo peso do segmento “perna-pé” (τ_s), o torque gerado pelo tubo elástico (τ_{tb}) e o componente inercial do movimento (definido pelo produto entre momento de inércia e aceleração angular). Os cálculos necessários para quantificação de τ_{tb} , τ_s e com-

ponente inercial foram realizados através de rotinas desenvolvidas no software MATLAB® 5.3. A Figura 3 apresenta o diagrama de corpo livre do segmento perna-pé durante situação de teste em uma amplitude intermediária.

A partir do diagrama de corpo livre do segmento perna-pé (Figura 3) e com base na equação de movimento de Euler, é possível estabelecer a relação entre os torques envolvidos (Equação 1). Convencionou-se que torques no sentido horário (torque extensor) serão apresentados com valores positivos e torques no sentido anti-horário (torque flexor) com valores negativos.

Equação 1:

$$\tau_m - \tau_{tb} + \tau_s = I \alpha$$

em que:

τ_m = torque muscular

τ_{tb} = torque tubo elástico

τ_s = torque do peso do segmento perna-pé

I = momento de inércia do segmento perna-pé

α = aceleração angular do segmento perna-pé

A equação (1) pode ser re-escrita isolando-se o torque muscular (τ_m), obtendo-se a equação (2):

Equação 2:

$$\tau_m = I \alpha + \tau_{tb} - \tau_s$$

O lado direito da equação 2 representa a resistência imposta à musculatura, sendo denominado de torque de resistência (τ_r).

Torque Tubo Elástico

O τ_{tb} é dependente da força tênsil do material e do ângulo formado entre a linha de tração do tubo elástico e o segmento perna-pé⁽¹⁰⁾. Os valores de força do tubo elástico foram obtidos através de um processo de calibração conforme descrito por Loss et al.⁽¹¹⁾. Foram feitas mensurações do comprimento do tubo elástico e do ângulo formado entre a linha de tração do tubo elástico e o segmento perna-pé para cálculo do torque produzido pelo tubo elástico. Estas mensurações foram realizadas nos dois extremos de amplitude, ou seja, na posição inicial (90° de flexão) e final (extensão completa). Nas amplitudes intermediárias, os valores de ângulo entre a linha de tração do tubo elástico e o segmento perna e os valores de comprimento do tubo elástico, foram obtidos através de interpolação trigonométrica.

Parâmetros Inerciais

Os parâmetros inerciais utilizados (peso, posição do centro de massa e momento de inércia do segmento perna e pé) foram os descritos por Clauser et al.⁽¹²⁾. Os valores de acelerações angulares foram obtidos através da dupla derivação dos dados de posição angular, obtidos com o eletrogoniômetro.

Posição angular

Para acompanhamento da posição angular do joelho, ao longo das execuções, foi utilizado um eletrogoniômetro, da marca Biometrics Ltd (Cwmfelinfach, Reino Unido), modelo XM180. Uma das hastes do eletrogoniômetro foi fixada ao longo do eixo longitudinal da perna e a outra, ao longo do eixo longitudinal da

coxa. O sensor foi conectado a um microcomputador Pentium III, através de um conversor analógico-digital, da marca Computer Boards, modelo CIO-DAS 16, 16 bits, a uma taxa de aquisição de 2000 Hz.

Atividade eletromiográfica

O sinal eletromiográfico foi coletado com o uso de um

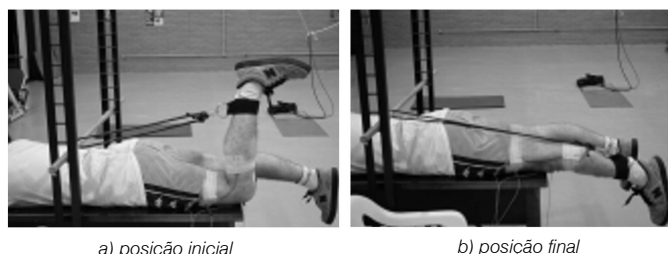


Figura 1 - Fixação Paralela do Tubo Elástico.

eletromiógrafo da marca Bortec® (Calgary, Canadá) e eletrodos de superfície descartáveis com disposição bipolar e um eletrodo terra, posicionado na tuberosidade anterior da tíbia. Os eletrodos foram alinhados longitudinalmente às fibras musculares e fixados sobre o ventre mais proeminente dos seguintes músculos: RF, VL, VML e VMO. A taxa de aquisição do sinal foi de 2000 Hz por canal. Foram observados os padrões sugeridos por Merletti e Di Torino⁽¹³⁾, para o registro dos sinais eletromiográficos, e recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia, bem como as referências de Soderberg e Knutson⁽¹⁴⁾, recomendadas pela Sociedade Internacional de Biomecânica e Sociedade Brasileira de Biomecânica. O eletromiógrafo e o eletrogoniômetro foram conectados ao mesmo conversor analógico-digital, permitindo a coleta simultânea e sincronizada dos sinais.

Para coleta e análise dos dados utilizou-se o software SAD32 (desenvolvido na Escola de Engenharia, UFRGS). O sinal foi quantificado através do valor RMS em intervalos de 0,5 seg, com janelamento Hamming e normalizado pelo valor da contração voluntária máxima (CVM) coletada com o joelho em extensão completa. Utilizou-se filtro passa banda Butterworth com frequência entre 20 Hz e 600 Hz, de ordem 3. A atividade total de cada porção foi expressa pela média das cinco execuções analisadas.

Procedimento estatístico

Aplicou-se o teste t de Student para comparação entre as variáveis de interesse. O nível de significância considerado foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Resultados e Discussão

Torque Tubo Elástico

O torque gerado pelo tubo elástico é independente da velocidade de execução devido às propriedades elásticas do material. A Figura 4 apresenta o torque do tubo elástico durante a FP e a FO. Como esperado, a FO gerou maior torque, em comparação à FP, em função das diferenças de angulação entre a linha de ação da força do tubo elástico e o segmento perna. Além disso, o pico de torque ocorreu em ângulos diferentes de flexão. Para a FO, o pico de torque foi de 110 Nm e foi atingido próximo de 10° de flexão, enquanto que a FP, o pico de torque foi de 45 Nm e ocorreu próximo aos 50° de flexão.

Torque do peso do segmento Perna-pé

O torque do peso do segmento perna-pé (τ_p) é independente da forma de fixação do tubo elástico e da velocidade angular média de execução do exercício, sendo dependente, unicamente, da variação angular do movimento. A Figura 5 apresenta o comportamento do τ_p em função do ângulo de flexão de joelho.

Componente Inercial

A magnitude do componente inercial é dependente do momento de inércia e dos valores de aceleração angular. Desta forma,

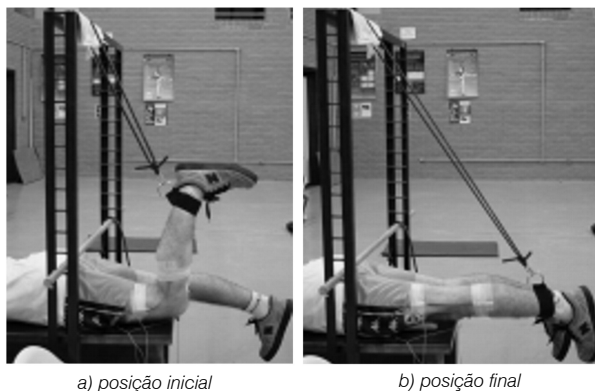


Figura 2 - Fixação Obliqua do Tubo Elástico.

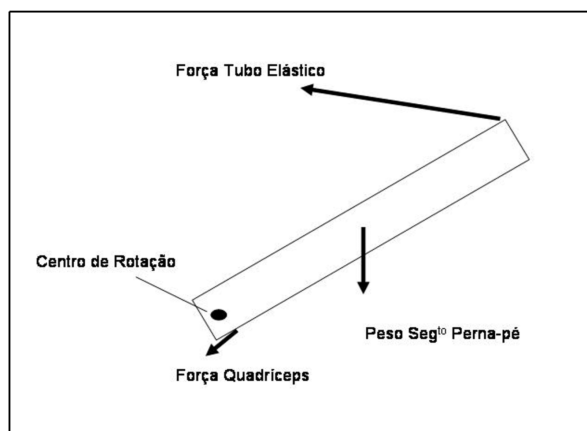


Figura 3 - Diagrama de corpo livre do segmento perna-pé.

extensões de joelho realizadas em 60 e 120°/seg apresentam diferentes valores de acelerações angulares, alternando assim, os valores do componente inercial. A Figura 6 apresenta os valores do componente inercial, para as execuções em 60 e 120°/seg, em função do ângulo de flexão de joelho.

Torque Resistente

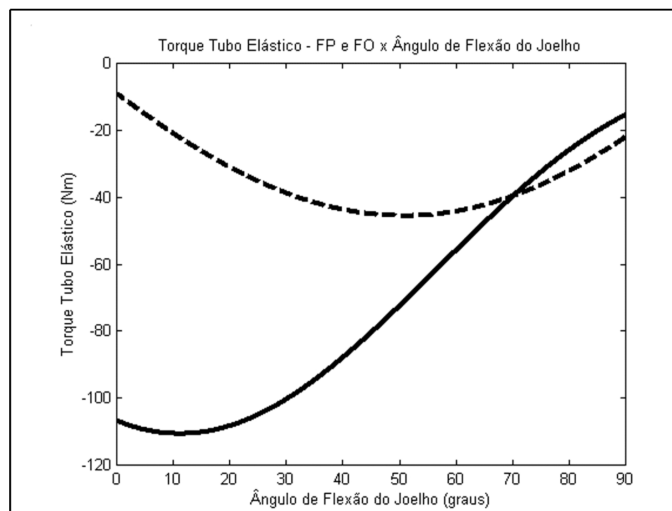
O τ_r é dependente do τ_{ib} , do τ_s e do componente inercial do movimento, sendo definido através da equação⁽²⁾. Visto que o aumento da velocidade angular média acarreta maiores valores de aceleração angular ao longo da flexo-extensão de joelho, o τ_r apresenta diferentes valores, durante a extensão de joelho em V60 e V120, para a mesma forma de fixação do tubo elástico. Portanto, espera-se que maiores acelerações angulares promovam incrementos apenas do componente inercial e estes levam a alterações dos valores de τ_r . A Figura 7 apresenta os valores de τ_r ilustrativos de um indivíduo (visto que o comportamento e os valores destas curvas foi, praticamente, o mesmo para todos os indivíduos testados), para cada situação de teste. A escala no eixo das ordenadas é diferente

nos dois gráficos para facilitar a visualização dos dados. Independente da forma de fixação do tubo elástico, a execução do teste em 120°/seg gerou variação no comportamento do τ_r comparando ao teste em 60°/seg. A área formada entre as duas curvas é causada pela variação do componente inercial. Na situação de teste com FP (Figura 7a), a diferença está presente ao longo de quase toda ADM, enquanto que para FO (Figura 7b) a diferença encontra-se apenas em um trecho da ADM. Para a FP, a variação ocorreu principalmente a partir de 60 graus de flexão de joelho e permaneceu até o final do movimento. Analisando a FO, esta variação esteve presente a partir dos 60° até, aproximadamente, 10° de flexão de joelho. Durante a situação de teste FP-V60, o valor de pico de torque resistente foi de -40,11 Nm e, na FP-V120, o valor de pico do torque resistente foi de -47,25 Nm. A diferença do valor de pico de torque entre as duas situações é de 16,5%. Durante o teste com FO-V60, o valor de pico do torque resistente foi de -100,78 Nm, enquanto que, durante FO-V120, o valor de pico do torque resistente foi de -107,13 Nm, sendo a diferença entre os picos de torques de 6,6%.

Eletromiografia

Dentre as situações de teste, não foi encontrada sobreativação do VMO em relação as demais porções do quadríceps. As comparações intramusculares dos níveis de atividade mioelétrica, durante a FO, não apresentaram diferença significativa (Figura 8b). Ao contrário, durante a FP, as comparações evidenciaram aumento de atividade muscular, para todas as porções analisadas, quando realizada a extensão de joelho na velocidade angular média de 120°/seg (Figura 8a).

A Figura 8b mostra maiores atividades musculares para a velocidade de 120°/seg, porém esta diferença não foi significativa. De fato, o nível de ativação mioelétrica não aumentou com o



Fixação oblíqua (FO): linha contínua. Fixação paralela (FP): linha tracejada.

Figura 4 - Torque gerado pelo tubo elástico.

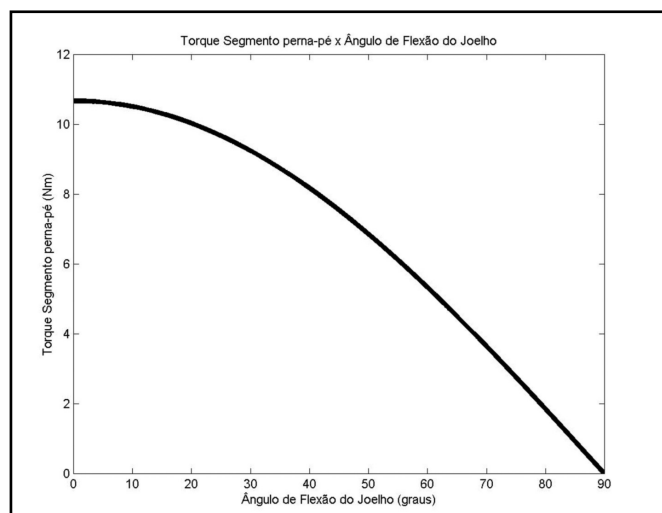


Figura 5 - Torque gerado pelo peso do segmento perna-pé em função do ângulo de flexão do joelho.

aumento da velocidade angular média. Isto vai ao encontro do que foi apresentado na Figura 7b, onde a diferença do torque de resistência (τ_r) para as diferentes velocidades foi pequena. Desta forma, o incremento do τ_r devido à variação do componente inercial parece não ter sido suficiente para exigir maiores níveis de exigência muscular.

Ao contrário, durante a FP, a diferença entre os torques de resistência foi mais acentuada (Fig. 7a). Em virtude dos menores valores de τ_{ib} durante a FP, a variação do componente inercial na quantificação do τ_r parece ter sido suficiente para promover um aumento da exigência muscular, durante a extensão de joelho. Ao realizar o teste com V120, houve um aumento significativo do nível de atividade mioelétrica das porções dos músculos VMO, VML, VL e RF em relação ao movimento com velocidade angular de 60°/seg.

De maneira similar a outros estudos, ao comparar a intensidade de ativação de cada músculo nas diferentes situações de teste, não foi possível identificar ativação seletiva do VMO^(7,9). Estes resultados sugerem que o quadríceps atue como um complexo muscular, no qual a exigência de maior ativação muscular seja distribuída entre todas as suas porções.

Matheson et al.⁽⁷⁾ encontraram grande interação entre o RF, VL e o VMO em diferentes tipos de exercícios para reforço do quadríceps. Tobin e Robinson⁽²⁾ afirmam que o VMO possui capacidade inerente para atingir os níveis de atividade do VL e esta capacidade encontra-se rompida em indivíduos com SDFP.

Grabner et al.⁽⁵⁾ destacam que o VMO não é capaz de contribuir para a extensão do joelho, enquanto que o VL, além de gerar torque para extensão, promove uma tendência de lateralização da patela. Eles ainda identificaram que a eficiência do VL em estender o joelho é diminuída quando a patela encontra-se lateralizada. Concluindo que a função do VMO é, justamente, promover estabilização dinâmica medial da patela e otimizar a atividade do VL. Visto que este estudo envolveu indivíduos saudáveis, os resultados

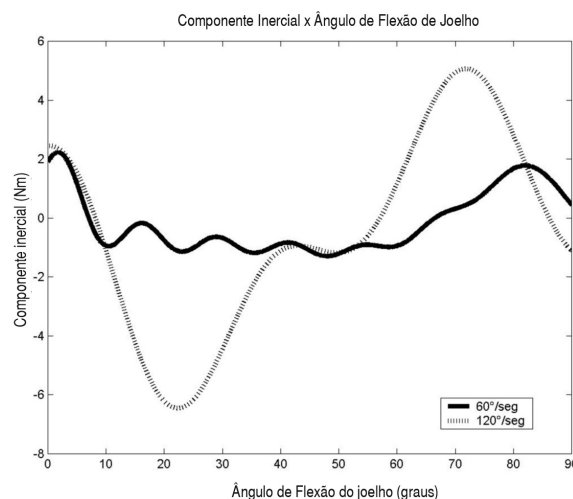


Figura 6 - Componente inercial para diferentes velocidades angulares médias.

desta pesquisa corroboram com as afirmações destes autores.

Matheson et al.⁽⁷⁾ comentam que na medida em que não foi encontrada uma forma de reforçar isoladamente o VMO, a relação entre o reforço muscular do quadríceps e a diminuição da dor patelar é incerta. No entanto, sugerem ser possível que o reforço muscular do quadríceps, apesar de inespecífico, promova ganhos de força em um determinado limiar que permita uma estabilização medial suficiente. Grelsamer⁽¹⁵⁾ afirma que o reforço do quadríceps é benéfico para o tratamento da SDFP, desde que o exercício não provoque dor.

É possível que a etiologia da SDFP pode ser uma interação

entre fatores mecânicos e neuromusculares. Visto que alguns trabalhos indicam a possível existência de alterações do controle neuromuscular do quadríceps em indivíduos com SDFP, a razão para o sucesso da reabilitação destes pacientes pode estar, também, vinculada à reeducação de aspectos neuromotores^(3,5). Owings e Grabner⁽³⁾ sugerem a presença de uma ruptura no controle do quadríceps para contrações excêntricas. Voight e Wieder⁽⁸⁾ destacam que indivíduos com SDFP podem apresentar um desequilíbrio neuromotor que promove um retardo no tempo de ativação reflexa do VMO em relação ao VL. Estes autores afirmam, ainda, que medidas específicas para reeducação do mecanismo extensor do joelho podem reverter este quadro. Alguns autores preconizam que o plano de tratamento de pacientes com SDFP deva considerar aspectos mecânicos e neuromusculares^(5,15). Outro fator a ser considerado, é a possibilidade das condutas realizadas na reabilitação serem capazes de romper com a inibição reflexa quadricipital, quando esta apresentação clínica estiver presente e, desta forma, obter-se melhora dos sintomas. Grabner et al.⁽⁵⁾ abordam esta questão sugerindo que dada a impossibilidade de reforçar isoladamente o VMO, talvez, o objetivo da fisioterapia deva voltar-se para recuperação ou conquista

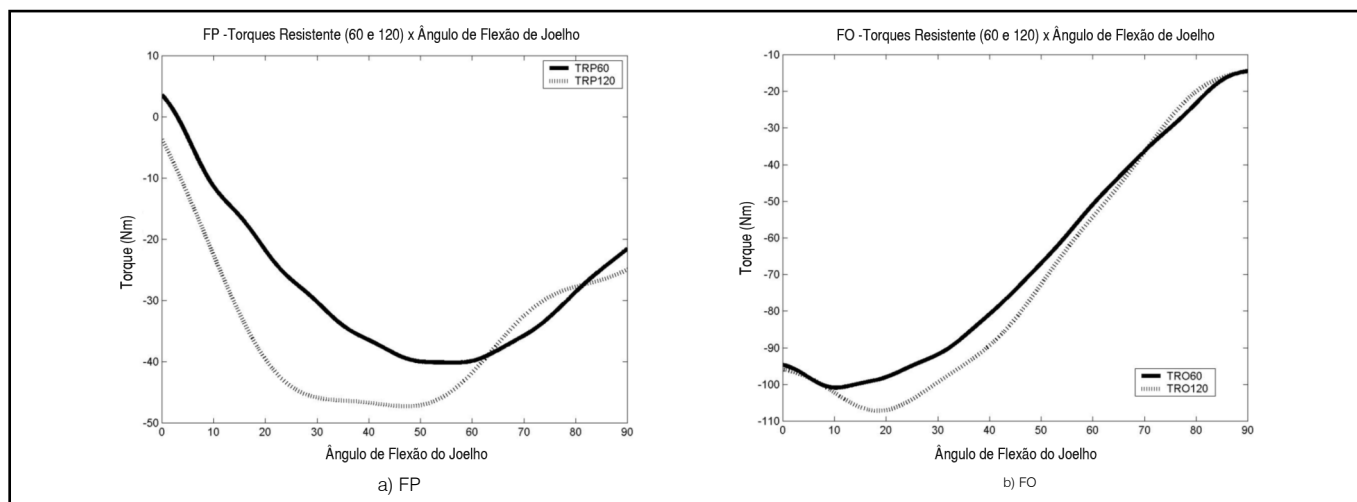
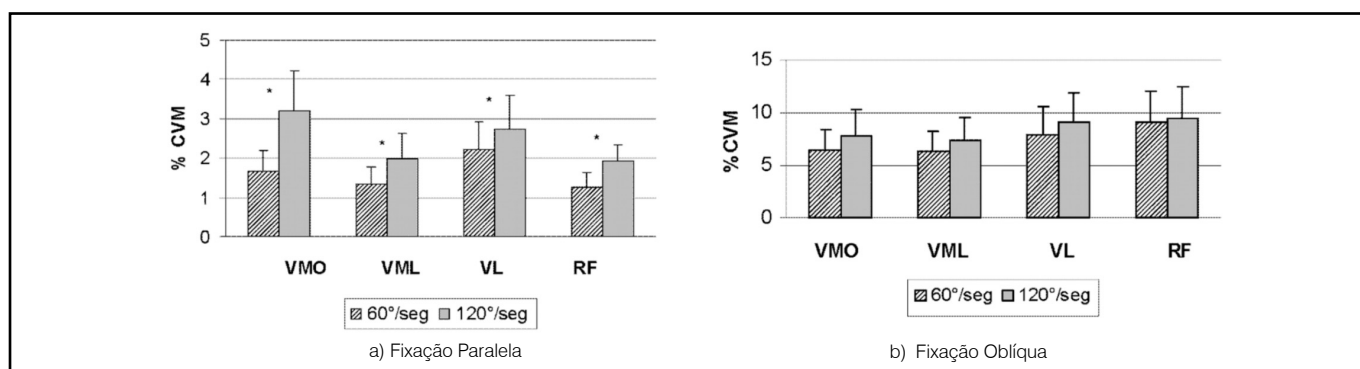


Figura 7 - Torque Resistente e Torque Segmento Perna.



* valores significativos para $p < 0.05$.

Figura 8 - Comparação intra-muscular das diferentes cargas e velocidades, com os respectivo erros-padrão.

de um maior controle neuromuscular associado à hipertrofia do quadríceps e, assim, otimizar a estabilização ativa da patela e reduzir os sintomas clínicos.

CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho evidenciaram que não foi possível sobreativar o vasto medial oblíquo através da variação da velocidade angular média e/ou de diferentes formas de fixação do tubo elástico utilizadas. Não se encontrou um predomínio de ativação muscular, independente da porção muscular em questão. Em

indivíduos assintomáticos e estando o quadril em extensão, a ativação do vasto medial oblíquo apresenta íntima ligação com o restante do músculo quadríceps. Os resultados sugerem uma atuação sinérgica entre o vasto medial oblíquo e as outras porções do quadríceps. A fixação oblíqua promoveu maior resistência para extensão de joelho e sua variação pode ser utilizada como forma de progressão em programas de reforço muscular do quadríceps. A variação da velocidade durante a fixação paralela apresentou diferença significativa nos níveis de atividade eletromiográfica em todas as porções analisadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2002; 30: 447-56.
- Tobin S, Robinson G. The effect of McConnell's vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physiotherapy* 2000; 86:173-83.
- Owings TM, Grabiner MD. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2002; 30: 483-7.
- Grossi DB, Pedro VM, Bérzin F. Análise funcional dos estabilizadores patelares. *Acta Ortop Bras* 2004; 12:99-104.
- Grabiner MD, Koh TJ, Draganich LF. Neuromechanics of the patellofemoral joint. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26:10-21.
- Travnik L, Pernus F, Erzen I. Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J Anat* 1995; 187:403-11.
- Matheson JW, Kernozek TW, Fater DCW, Davies GJ. Eletromiographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33:1713-25.
- Voight ML, Wieder DL. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects with extensor mechanism dysfunction. An eletromyographic study. *Am J Sports Med* 1991; 19:131-7.
- Cerny K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther* 1995; 75: 672-82.
- Simoneau GG, Bereda SM, Sobush DC, Starsky AJ. Biomechanical of elastic resistance in therapeutic exercise programs. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31:16-24.
- Loss JF, Koetz AP, Soares DP, Scarrone FF, Hennemann V, Sacharuk VZ. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. *Rev Bras Cienc Esporte* 2002; 24:61-72.
- Clauser CE, Mcconville JT, Young JW. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- Merletti R, Di Torino P. Standards for reporting EMG data. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, 1999.
- Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological eletromyographic data. *Phys Ther* 2000; 8:485-98.
- Grelsamer RP. Patellar malalignment. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82:11:1639-50.