

ÂNGULO DE OCORRÊNCIA DO PICO DE TORQUE EXTENSOR E FLEXOR DO JOELHO NAS POSIÇÕES SENTADA E SUPINA

Moisés Costa do Couto^{1,2}, Rafael Moreira Sales¹
 Marco Aurélio Benedetti Rodrigues¹, Alberto Galvão de Moura Filho¹

RESUMO

O ângulo de ocorrência do pico de torque (âPT) fornece subsídios para a elaboração de protocolos de treinamento muscular. Poucos estudos têm avaliado o âPT sob diferentes angulações do quadril e a grande variabilidade de amplitude de movimento entre os indivíduos dificulta essa comparação. O objetivo deste estudo foi verificar a influência das posições sentada e supina no ângulo de ocorrência e na magnitude do pico de torque (PT) dos músculos extensores e flexores do joelho considerando a amplitude de movimento articular individual. Quinze homens (idade: 23,07 ± 3,08 anos; peso: 72,28 ± 7,66 quilogramas; altura: 1,78 ± 0,05 metro;) realizaram dez contrações isocinéticas concêntricas de extensão e flexão do joelho nas posições sentada (85° de flexão do quadril) e supina (10° de flexão do quadril) a 60°/s. Os dados foram relativizados de acordo com a amplitude máxima de flexão do joelho. O PT extensor do joelho foi maior na posição sentada em comparação a posição supina: 194,87 ± 34,84N.m e 169,13 ± 32,23N.m, respectivamente ($p=0,045$). O PT flexor do joelho também foi significativamente maior na posição sentada em relação à posição supina: 117,07 ± 21,08N.m e 92,07 ± 14,63N.m ($p=0,001$). O âPT extensor foi atingido a 41,35 ± 7,54% e 33,61 ± 7,40% ($p=0,008$) da amplitude total do joelho, nas posições sentada e supina respectivamente. Enquanto o âPT flexor foi alcançado a 32,50 ± 7,29% e 24,94 ± 6,39% ($p=0,005$) da amplitude do joelho, em ambas as posições. Conclui-se que a posição supina proporcionou uma antecipação do âPT extensor e flexor do joelho, e a posição sentada favoreceu uma maior magnitude do pico de torque extensor e flexor do joelho.

Palavras-chave: Dinamômetro Isocinético. Força muscular. Amplitude de movimento.

1-Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Recife-PE, Brasil.

ABSTRACT

Angle of occurrence of the torque extensor and flexor of the knee in the sitting and supina positions

The angle of occurrence of the peak torque (aPT) provides subsidies for the development of protocols for muscle training. Few studies have evaluated the aPT under different angles of the hip and the high variability of range of motion between individuals complicates this comparison. The aim of this study was to investigate the influence of sitting and supine positions in the angle of occurrence and magnitude of the peak torque (PT) of extensor and flexor muscles of the knee considering the individual range of motion. Fifteen men (age 23.07 ± 3.08 years, weight: 72.28 ± 7.6 kg, height: 1.78 ± 0.05 meters) performed ten concentric isokinetic contractions extension and knee flexion in the sitting (85° hip flexion) and supine (10° hip flexion) at 60°/s. Data were relativized according to the amplitude of maximum flexion of the knee. The PT knee extensor was higher in the sitting position compared to the supine position: 194.87 ± 34.84 N.m and 169.13 ± 32.23 N.m, respectively ($p = 0.045$). The PT flexor was also significantly higher in the sitting position compared to the supine position: 117.07 ± 21.08 N.m and 92.07 ± 14.63 N.m ($p = 0.001$). The aPT extensor was reached 41.35 ± 7.54% and 33.61 ± 7.40% ($p=0.008$) of total knee range of motion in the sitting and supine positions respectively. While aPT flexor was reached to 32.50 ± 7.29% and 24.94 ± 6.39% ($p=0.005$) of knee amplitude. It was concluded that the supine position make an anticipation of the aPT knee extensor and flexor and the sitting position make a greater knee extensor and flexor peak torque.

Key words: Dynamometer isokinetic. Muscle strength. Range of motion.

2-Faculdade Diocesana de Mossoró (FDM), Mossoró-RN, Brasil.

INTRODUÇÃO

A articulação do joelho é comumente afetada por lesões tanto em esportes profissionais e recreacionais quanto nas atividades diárias e, por isso, tem sido alvo de várias pesquisas que buscam melhorar sua avaliação e tratamento (Chan e colaboradores, 2008).

A maioria dos músculos que atuam no joelho são biarticulares e suas ações influenciam ou são influenciadas por articulações adjacentes (Nonaka e colaboradores, 2002; Zajac, 2002).

A posição do quadril influencia a ação predominante dos músculos anteriores e posteriores da coxa nas articulações do quadril e joelho, como por exemplo, podem potencializar os movimentos de extensão e flexão do joelho através de angulações que favoreçam a atividade de cada músculo (MacFadden e Brown, 2007).

Vários estudos têm analisado as diferenças existentes no torque entre as tarefas de extensão e flexão do joelho com diferentes angulações do quadril em modo isocinético (Bohannon e colaboradores, 1986; Deighan e colaboradores, 2012; Guex e colaboradores, 2012, 2013; Pavol e Grabiner, 2000; Worrell e colaboradores, 1989).

Está bem documentado na literatura que o pico de torque (PT), ou seja, a força máxima alcançada, dos músculos extensores e flexores do joelho sofre influência do posicionamento do quadril. Uma postura que alongue os músculos isquiossurais (flexores do joelho) como a posição sentada, favorece o desenvolvimento de um maior PT flexor (Bohannon e colaboradores, 1986; Deighan e colaboradores, 2012; Guex e colaboradores, 2012, 2013; Worrell e colaboradores, 1989;).

Já em relação ao PT extensor, os resultados são divergentes, alguns estudos relatam valores maiores na posição sentada do que supina (Deighan e colaboradores, 2012; Maffiuletti e Lepers, 2003; Pavol e Grabiner, 2000; Worrell e colaboradores, 1989;) enquanto outros não confirmam esta variação (Bohannon e colaboradores, 1986; Guex e colaboradores, 2012).

O ângulo de ocorrência do pico de torque (âPT) fornece o instante do torque máximo dentro da amplitude articular. Mudanças do comprimento muscular podem alterar o âPT (Aquino e colaboradores, 2007),

o que representa subsídios para a elaboração de protocolos de treinamento muscular.

Poucos estudos têm avaliado o âPT sob diferentes angulações do quadril e a grande variabilidade da amplitude de movimento entre os indivíduos dificulta essa comparação (Kannus e Yasuda, 1992).

Pavol e Grabiner (2000) relataram não haver influência das posições sentada e supina no âPT extensor, enquanto Guex e colaboradores (2013) encontraram variações do âPT flexor entre essas posições, porém, a restrição do arco de movimento adotado por esses estudos pode significar uma limitação importante.

Por isso, são necessários estudos que avaliem o âPT através de mobilizações ao longo da amplitude de movimento total do joelho, permitindo assim a ação muscular em seu comprimento fisiológico. A relativização desses valores é uma alternativa para os tornar comparáveis.

O objetivo deste estudo foi verificar a influência das posições sentada e supina no ângulo de ocorrência e na magnitude do pico de torque dos músculos extensores e flexores do joelho considerando a amplitude de movimento articular individual.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este é um estudo do tipo descritivo e transversal desenvolvido no Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil. Foram incluídos homens, hígidos, com idade entre 20 e 30 anos e considerados ativo ou irregularmente ativo, segundo o IPAQ (*International Physical Activity Questionnaire*), versão curta e validada para a população brasileira (Matsudo e colaboradores, 2001).

Adotou-se como critério de exclusão: incompreensão da atividade a ser realizada, relato de dor no membro avaliado, flexão do joelho $<90^{\circ}$, impossibilidade de estender totalmente o joelho (0°) e apresentar hiperextensão $>5^{\circ}$.

Primeiramente foram obtidos os dados de identificação, clínicos e antropométricos dos voluntários, em seguida identificado o membro inferior dominante, que foi aquele que os voluntários relataram preferencialmente usar para chutar uma bola, e por fim aplicado o IPAQ (versão curta) para identificação do nível de atividade física.

Os voluntários aptos foram esclarecidos quanto aos objetivos e procedimentos da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). O estudo foi feito de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFPE (Nº: 05479912.9.0000.5208).

A avaliação foi realizada por um dinamômetro isocinético (HUMAC® CSMi). Os sujeitos foram sentados na cadeira do dinamômetro respeitando as recomendações fornecidas pelo manual do equipamento com inclinação posterior do encosto em 85° de flexão do quadril. Na avaliação em posição supina a inclinação foi de 10° de flexão do quadril.

Para evitar compensações, os voluntários foram estabilizados por cintos de contenção no tronco e coxa do membro avaliado. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao eixo transversal da articulação do joelho (epicôndilo lateral do fêmur) e o braço de alavanca foi fixado no terço distal do membro avaliado, de forma que a articulação do tornozelo permaneceu livre. O membro avaliado foi pesado na posição de total extensão, e os valores utilizados para cancelar os efeitos da gravidade no torque.

Antes de iniciar o procedimento, a amplitude de movimento (ADM) foi mensurada pelo eletrogoniômetro do equipamento para cada posição de teste. A extensão máxima foi limitada a 0°, restringindo a amplitude articular daqueles que apresentassem hiperextensão do joelho, enquanto que a flexão do joelho foi estipulada de acordo com a capacidade máxima do voluntário.

Na posição sentada, os indivíduos realizaram dez repetições de extensão e flexão do joelho com o membro dominante, sendo cinco iniciais para aquecimento e após intervalo de trinta segundos, cinco para análise na velocidade de 60°/s. Após intervalo de três minutos, executaram a mesma tarefa na posição supina.

Durante toda a execução da atividade, os voluntários tinham *feedback* visual na tela do computador da curva de torque produzida e foram encorajados verbalmente a desenvolver força máxima durante toda a amplitude de movimento.

Análise dos dados

O PT foi o máximo valor de torque alcançado dentre as cinco repetições de extensão e de flexão do joelho, e o valor do ângulo articular medido neste momento denominado de âPT. Para a relativização do âPT (âPT%) foi feito o seguinte cálculo:

$$\hat{\text{aPT}}\% = \frac{100 \times \hat{\text{aPT}}^\circ}{\text{ADM}}$$

Onde, âPT° é o valor absoluto do ângulo de ocorrência do pico de torque em graus e ADM é a amplitude de movimento individual.

No cálculo para o movimento de extensão o resultado foi subtraído de 100, pois durante este movimento a medição da amplitude articular é decrescente. Assim, a fórmula de relativização do âPT extensor foi:

$$\hat{\text{aPT}}\% = 100 - \frac{100 \times \hat{\text{aPT}}^\circ}{\text{ADM}}$$

A figura 1 mostra a curva de torque extensão (A) e flexão (B) do joelho fornecida pelo dinamômetro isocinético a uma taxa amostral de 100Hz e o instante de ocorrência do PT na ADM absoluta e normalizada.

Os resultados de PT e âPT foram tabulados e a análise estatística foi feita no programa estatístico SPSS, versão 18. Usou-se o teste de Kolmogorov-Sminorv para verificar a normalidade da amostra, em seguida aplicou-se e o teste t de Student para amostras paramétricas na comparação das variáveis entre as duas posições. Foi considerado o nível de significância $p < 0,05$.

RESULTADOS

A amostra foi constituída por 15 homens jovens. Os dados de caracterização dos voluntários estão expostos na tabela 1.

A média da ADM dos indivíduos foi de 119,06 ± 8,81° na posição sentada e 115,40 ± 9,55° na posição supina ($p=0,284$).

A média do PT extensor do joelho foi maior na posição sentada quando comparada com a posição supina: 194,87 ± 34,84 N.m e 169,13 ± 32,23 N.m, respectivamente ($p=0,045$).

O PT flexor do joelho também foi significativamente maior na posição sentada

em comparação a posição supina, $117,07 \pm 21,08$ N.m e $92,07 \pm 14,63$ N.m,

respectivamente ($p=0,001$). Dados expostos na Figura 2.

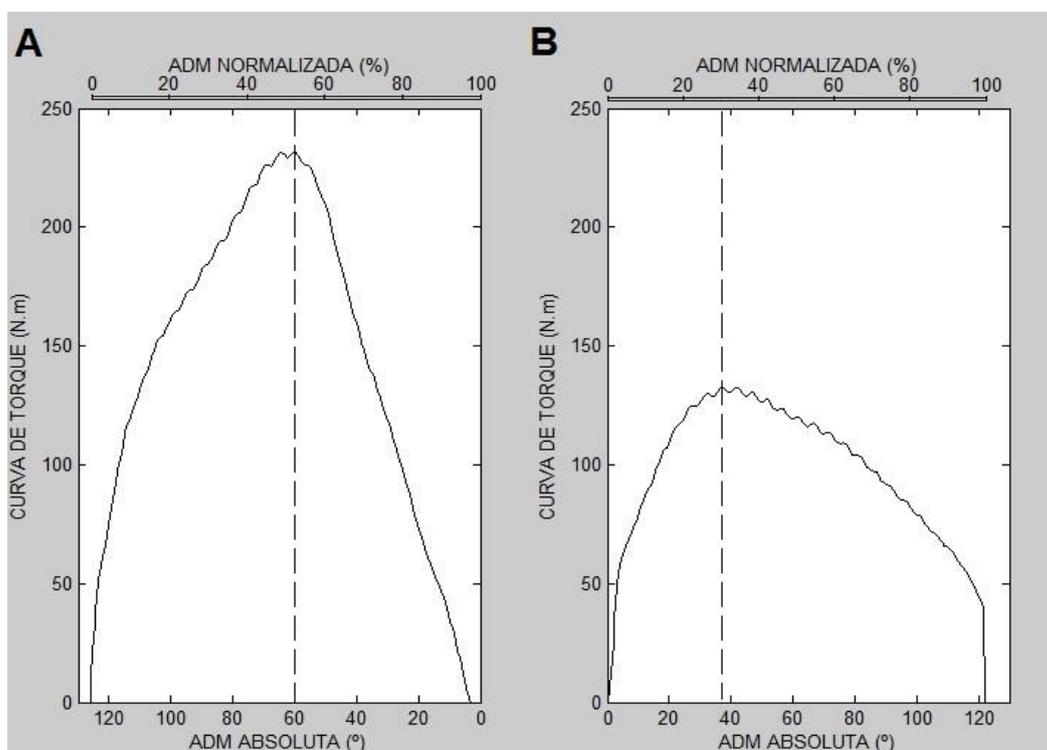


Figura 1 - Curvas de torque de extensão (A) e flexão (B) e o pico de torque dentro da amplitude articular absoluta e normalizada.

Tabela 1 - Dados de caracterização da amostra.

| | Média ± Desvio Padrão |
|--------------------------|------------------------------|
| Idade (anos) | 23,07 ± 3,08 |
| Peso (kg) | 72,28 ± 7,66 |
| Estatura (m) | 1,78 ± 0,05 |
| IMC (kg/m ²) | 22,65 ± 1,95 |

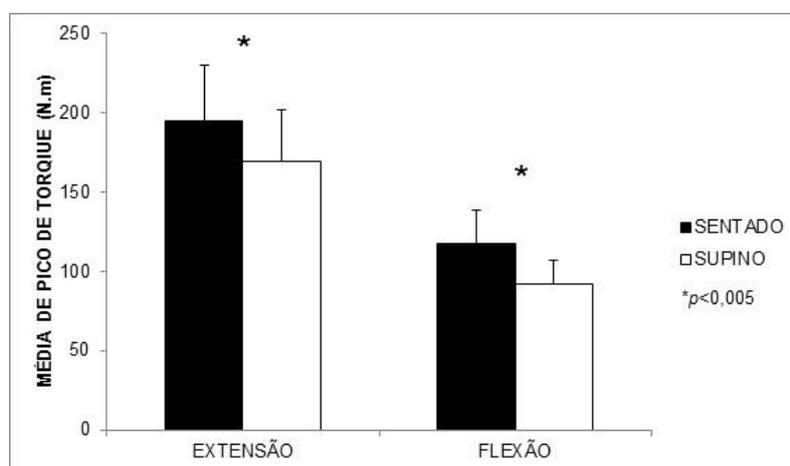


Figura 2 - Médias ± desvio padrão do pico de torque em Newton-metro (N.m) extensor e flexor do joelho entre as posições sentada (barra preta) e supina (barra branca).

Tabela 2 - Média \pm Desvio padrão do âPT extensor e flexor do joelho em valores absolutos ($^{\circ}$) e normalizados (%). * $p > 0,005$.

| Movimento | âPT | Posição | | p |
|-----------|------------|-------------------|-------------------|--------|
| | | Sentado | Supino | |
| Extensão | % | 41,35 \pm 7,54 | 33,61 \pm 7,40 | 0,008* |
| | $^{\circ}$ | 70,07 \pm 11,43 | 76,87 \pm 18,49 | 0,131 |
| Flexão | % | 32,50 \pm 7,29 | 24,94 \pm 6,39 | 0,005* |
| | $^{\circ}$ | 38,67 \pm 9,17 | 28,93 \pm 8,64 | 0,006* |

A média dos valores relativizados do âPT extensor e flexor do joelho foi estatisticamente menor na posição supina quando comparado a posição sentada.

Na análise dos valores absolutos, nota-se uma concordância com os resultados relativizados, no entanto, não houve diferença significativa na comparação do movimento de extensão do joelho. Valores expostos na Tabela 2.

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que a posição supina proporcionou uma antecipação no alcance do pico de torque e a posição sentada apresentou média de pico de torque maior dos músculos extensores e flexores do joelho.

Pico de Torque (Pt)

O resultado do PT corroborou com outros estudos (Bohannon e colaboradores, 1986; Deighan e colaboradores, 2012; Guex e colaboradores, 2012, 2013; Pavol e Grabiner, 2000; Worrell e colaboradores, 1989;).

Com relação ao PT flexor, este fato é justificado pelo princípio do alongamento-encurtamento, uma vez que a posição sentada proporciona um distanciamento das inserções e consequente alongamento dos músculos isquiossurais.

Esse princípio afirma que uma ação muscular concêntrica é intensificada quando precedida de uma ação excêntrica, isso ocorre devido ao armazenamento de energia elástica nos elementos passivos, aumento de pontes cruzadas e ao reflexo de estiramento do fuso muscular (Burke e colaboradores, 1978; Cavagna e colaboradores, 1965; Komi, 2000; Minozzo e Lira, 2013; Trimble e colaboradores, 2000).

O princípio do alongamento-encurtamento não parece explicar totalmente o resultado do PT extensor, desempenhado pelo

músculo quadríceps, pois, os vastos medial, lateral e intermédio que são responsáveis por até 80% do torque extensor do joelho são monoarticulares (Hoy e colaboradores, 1990), portanto sofrem menos influência do quadril para estender o joelho do que o reto femoral (Bohannon e colaboradores, 1986; Guex e colaboradores, 2012; Worrell e colaboradores, 1989).

O fato destes músculos demonstrarem maior atividade eletromiográfica na posição sentada (Hasler e colaboradores, 1994; Kong e Van Haselen, 2010) e a maior familiarização com a realização da tarefa nesta posição (Pavol e Grabiner, 2000) parecem influenciar em uma maior produção de torque extensor.

Ângulo de ocorrência do Pico de Torque (âPT)

Diferentemente do presente estudo, Smidt (1973) afirmou que durante contrações concêntricas o pico de torque extensor se encontra entre 35 e 60 $^{\circ}$ e o pico de torque flexor entre 20 e 35 $^{\circ}$ de flexão do joelho (0 $^{\circ}$ extensão total), no entanto, no seu estudo, a amplitude de movimento dos voluntários foi limitada entre 0-90 $^{\circ}$ e a avaliação foi feita em decúbito lateral para atenuar a interferência da gravidade.

Dados ratificados em estudo mais recente por Maffiuletti e colaboradores (2007) que avaliaram homens e mulheres da mesma faixa etária através de dinamometria isocinética a 60 $^{\circ}$ /s, sentados, limitando a ADM entre 10-80 $^{\circ}$ e com valores corrigidos de acordo com efeitos da gravidade.

Sob mesmo procedimento com homens jovens, mas sem limitar a ADM, Cramer e colaboradores (2007) mostraram média do âPT extensor do joelho discretamente superior (61,1 $^{\circ}$).

Bernard e colaboradores (2012) limitaram a ADM entre 0-90 $^{\circ}$ e não corrigiram a influência da gravidade ao avaliar homens atletas na posição sentada e assim como no

presente estudo relataram âPT extensor maior do que o intervalo angular proposto por Smidt (1973). São raros estudos que abordem o efeito da gravidade no âPT.

Winter e colaboradores (1981) sugeriram que a gravidade poderia proporcionar uma antecipação no âPT devido a uma interpretação errônea do "artefato de impacto", fator pouco frequente e atenuado quando se aplica baixas velocidades, como a utilizada neste estudo.

Na comparação do âPT flexor entre as posições realizadas no presente estudo, foi encontrada maior média na posição sentada, o que significa que esta posição favoreceu uma antecipação do PT flexor. Dado corroborado no estudo de Guex e colaboradores (2013), que avaliaram o âPT flexor do joelho dominante a uma velocidade de 180°/s com limitação de amplitude de movimento entre 30-70° de flexão do joelho e encontraram médias de $88,5 \pm 8,5^\circ$ na posição sentada (angulação do quadril: 80°) e $58,6 \pm 14,2^\circ$ na posição supina (angulação do quadril: 0°).

Em supino, os músculos isquiossurais estão mais encurtados do que na posição sentada, assim, o instante de sobreposição "ótima" das pontes cruzadas, isto é, o melhor momento para desenvolvimento de tensão (Gordon e colaboradores, 1966), ocorre de forma mais precoce.

De acordo com essa teoria, esperava-se que houvesse uma antecipação do âPT extensor na posição sentada devido ao maior encurtamento do músculo reto femoral nessa posição, no entanto foi encontrado o resultado oposto.

Pavol e Grabiner (2000) relataram não haver tal diferença em uma tarefa a 30°/s com o arco limitado entre 90-10° de flexão do joelho. Como anteriormente citado, a ação dos vastos, responsável por maior parcela do torque, sofre pouca influência da articulação do quadril o que também parece justificar o achado do âPT extensor.

Ao avaliar o âPT foi visto que a maioria dos estudos restringe a ADM dentro de uma faixa angular idêntica para todos os voluntários, o que pode significar uma limitação importante, pois diminui a geração de torque devido a diminuição de tensão e ativação nervosa dos músculos da coxa (Narici e colaboradores, 1991).

Cramer e colaboradores (2007) foram os únicos que não limitaram a amplitude

articular, no entanto é difícil comparar seus resultados, pois foram analisados apenas os valores angulares absolutos.

Existe grande variabilidade da morfologia muscular que difere a relação ângulo articular e comprimento muscular e que dificulta a comparação do ângulo de ocorrência do pico de torque em indivíduos diferentes (Pavol e Grabiner, 2000).

Por isso, o desenvolvimento de torque dentro da amplitude máxima de flexão de cada indivíduo e a relativização dos valores realizada neste estudo permite indicar valores que expressam a amplitude de movimento individual, respeitam as diferenças anatômicas entre os sujeitos e possibilita a comparação entre eles, representando uma alternativa para demais estudos. Optou-se por restringir a extensão em 0° devido à hiperextensão representar inerente instabilidade ao joelho. Considerando que nenhum dos voluntários apresentou mais do que cinco graus de hiperextensão, acredita-se que esse fator não tenha influenciado os resultados.

Aplicação clínica

Os resultados deste estudo mostraram que a posição sentada (85° de flexão do quadril) favorece o desempenho de força máxima dos músculos quadríceps e isquiossurais em exercícios de cadeia cinética aberta, representando assim uma alternativa para as intervenções que visam o fortalecimento e a hipertrofia desses grupos musculares.

Enquanto que a posição supina (10° de flexão do quadril), por antecipar o pico de torque, pode ser priorizada quando se deseja desenvolver força máxima nos instantes iniciais da contração muscular. Estes resultados foram obtidos em tarefas no modo isocinético (60°/s), por isso, merecem cautela ao serem extrapolados para atividades de contração isotônica e/ou isométrica.

CONCLUSÃO

A posição supina proporcionou uma antecipação do ângulo de ocorrência do pico de torque extensor e flexor do joelho e a posição sentada favoreceu maior magnitude do pico de torque extensor e flexor do joelho na velocidade de 60°/s.

Esses resultados podem ajudar os profissionais que lidam com o movimento humano nas tarefas de avaliar o padrão funcional e determinar protocolos de exercícios para os grupos musculares extensor e flexor do joelho.

REFERÊNCIAS

- 1-Aquino, C.; Freire, M.; Neves, N.; Ferreira, P.; Fonseca, S. Análise da confiabilidade de um método de mensuração do ângulo do pico de torque ativo dos isquiossurais. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. Vol. 11. Num. 2. 2007. p. 169-175.
- 2-Bernard, P.L.; Amato, M.; degache, F. Reproducibility of the time to peak torque and the joint angle at peak torque on knee of young sportsmen on the isokinetic dynamometer. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. Vol. 55. Num. 4. 2012. p. 2412-51.
- 3-Bohannon, R.W.; Gajdosik, R.L.; Leveau, B.F. Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. *Physical therapy*. Vol. 66. Num. 7. 1986. p. 1083-1086.
- 4-Burke, D.; Hagbarth, K.E.; Löfstedt, L. Muscle spindle activity in man during shortening and lengthening contractions. *The Journal of physiology*. Vol. 277. 1978. p. 131-142.
- 5-Cavagna, G.A.; Saibene, F.P.; Margaria, R. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of applied physiology*. Vol. 20. 1965. p. 157-158.
- 6-Chan, K.M.; Fong, D.T.P.; Hong, Y.; Yung, P.S.H.; Lul, P.P.Y. Orthopaedic sport biomechanics - a new paradigm. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. Vol. 23. Suppl 1. 2008. p. s21-s30.
- 7-Cramer, J.T.; Beck, T.W.; Housh, T.J. Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle - torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *Journal of sports sciences*. Vol. 25. Num. 6. 2007. p. 687-698.
- 8-Deighan, M.; Serpell, B.; Bitcon, M.; Croix, M. Knee joint strength ratios and effects of hip position in rugby players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. Vol. 26. Num. 7. 2012. p. 1959-1966.
- 9-Gordon, A.M.; Huxley, A.F.; Julian, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of physiology*. Vol. 184. Num. 1. 1966. p. 170-192.
- 10-Guex, K.; Degache, F.; Gremion, G.; Millet, G.P. Effect of hip flexion angle on hamstring optimum length after a single set of concentric contractions. *Journal of sports sciences*. Vol. 31. Num. 14. 2013. p. 1545-1552.
- 11-Guex, K.; Gojanovic, B.; Millet, G.P. Influence of hip-flexion angle on hamstrings isokinetic activity in sprinters. *Journal of athletic training*. Vol. 47. Num. 4. 2012. p. 390-395.
- 12-Hasler, E.M.; Denoth, J.; Stacoff, A.; Herzog, W. Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles. *Electromyography and clinical neurophysiology*. Vol. 34. Num. 6. 1994. p. 355-361.
- 13-Hoy, M.G.; Zajac, F.E.; Gordon, M.E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of biomechanics*. Vol. 23. Num. 2. 1990. p. 157-169.
- 14-Kannus, P.; Yasuda, K. Value of isokinetic angle-specific torque measurements in normal and injured knees. *Medicine and science in sports and exercise*. Vol. 24. Num. 3. 1992. p. 292-297.
- 15-Komi, P.V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics*. Vol. 33. Num. 10. 2000. p. 1197-206.
- 16-Kong, P.W.; Haselen, J. V. Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps. *International SportMed Journal*. Vol. 11. Num. 2. 2010. p. 313-323.

Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício

ISSN 1981-9900 *versão eletrônica*

Periódico do Instituto Brasileiro de Pesquisa e Ensino em Fisiologia do Exercício

www.ibpex.com.br / www.rbpfex.com.br

17-Macfadden, L.N.; Brown, N.A.T. Biarticular hip extensor and knee flexor muscle moment arms of the feline hindlimb. *Journal of biomechanics*. Vol. 40. Num. 15. 2007. p. 3448-3457.

18-Maffiuletti, N.A; Bizzini, M.; Desbrosses, K.; Babault, N.; Munzinger, U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical physiology and functional imaging*. Vol. 27. Num. 6. 2007. p. 346-353.

19-Maffiuletti, N.A; Lepers, R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. *Medicine and science in sports and exercise*. Vol. 35. Num. 9. 2003. p. 1511-1516.

20-Matsudo, S.; Araújo, T.; Matsudo, V.; et al. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): Estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. *Atividade física & Saúde*. Vol. 6. Num. 2. 2001. p. 5-18.

21-Minozzo, F.; Lira, C. Muscle residual force enhancement: a brief review. *Clinics*. Vol. 68. Num. 2. 2013. p. 269-274.

22-Narici, M.V; Sirtori, M.D.; Mastore, S.; Mogroni, P. The effect of range of motion and isometric pre-activation on isokinetic torques. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. Vol. 62. Num. 3. 1991. p. 216-220.

23-Nonaka, H.; Mita, K.; Watakabe, M. Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints: a geometrical analysis. *Gait & posture*. Vol. 15. Num. 3. 2002. p. 236-243.

24-Pavol, M.J.; Grabiner, M.D. Knee strength variability between individuals across ranges of motion and hip angles. *Medicine and science in sports and exercise*. Vol. 32. Num. 5. 2000. p. 985-992.

25-Smidt, G.L. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *Journal of biomechanics*. Vol. 6. Num. 1. 1973. p. 79-92.

26-Trimble, M.H.; Kukulka, C.G.; Thomas, R.S. Reflex facilitation during the stretch-shortening

cycle. *Journal of electromyography and kinesiology*. Vol. 10. Num. 3. 2000. p. 179-187.

27-Winter, D.A.; Wells, R.P.; Orr, G.W. Errors in the use of Isokinetic Dynamometers. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. Vol. 46. 1981. p. 397-408.

28-Worrell, T.W.; Perrin, D.H.; Denegar, C.R. The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group ratio values. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. Vol. 11. Num. 3. 1989. p. 104-107.

29-Zajac, F.E. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of biomechanics*. Vol. 35. Num. 8. 2002. p. 1011-1018.

E-mails dos autores:

moiescouth@gmail.com
rafaelsalesfisio@gmail.com
mabrbenedetti@gmail.com
agmoura@ufpe.br

Endereço para correspondência:

Moisés Costa do Couto
 Faculdade Diocesana de Mossoró.
 Praça Dom João Costa, 511
 Santo Antônio, Mossoró-RN.
 CEP: 59611-120.

Recebido para publicação 30/10/2017

Aceito em 01/01/2018