

ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES NO TRIPLE HOP TEST POR DINÂMICA INVERSA E OTIMIZAÇÃO ESTÁTICA: UM ESTUDO DE CASO

F. C. Alvim*, P. R. G. Lucareli** e L. L. Menegaldo*

*Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

** Programa de Mestrado e Doutorado em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brasil

e-mail: felipe.alvim@gmail.com

Resumo: Um dos problemas fundamentais da biomecânica é determinar se os músculos trabalham juntos para produzir movimentos coordenados. O objetivo deste estudo é estimar forças musculares durante a preparação para o Single Leg Triple Hop Test (SLTHT), através de um modelo da dinâmica inversa e otimização estática, e comparar os resultados obtidos aos sinais eletromiográficos (EMG) de superfície. Uma voluntária realizou o SLTHT e os dados cinéticos e cinemáticos foram captados. As forças musculares do músculo glúteo máximo, glúteo médio, cabeça longa do bíceps femoral e vasto lateral foram estimadas pela otimização estática e comparadas ao EMG. O comportamento temporal das estimativas de força refletiu algumas características da EMG.

Palavras-chave: *Single leg triple hop test*, Otimização estática, Modelagem computacional, Biomecânica.

Abstract: *A key problem in biomechanics science is estimating muscle synergy that generates coordinated movements. This paper aims at estimating muscle forces in the preparation phase of the Single Leg Triple Hop Test (SLTHT), using an inverse dynamics model, associated to static optimization to solve the redundancy problem. The estimated forces were compared to EMG. Kinematic and reaction force data were collected from a woman performing the SLTHT. Static optimization was used to estimate strength of gluteus maximus, gluteus medius, long head of the biceps femoris and vastus lateralis and compared to EMG. Some features of the EMG signal were reproduced by the estimated forces.*

Keywords: *Single leg triple hop test, Static Optimization, Computer Modeling, Biomechanics.*

Introdução

A modelagem computacional tem surgido como ferramenta adicional na análise do movimento e acredita-se que essa técnica possa fornecer mais explicações a respeito de como os músculos dos membros inferiores trabalham juntos para alcançar objetivos comuns [1,2].

A validação dessas técnicas é difícil uma vez que a mensuração direta da força muscular apresenta implicações éticas óbvias. Alguns estudos têm sido feitos comparando as forças de reação articulares estimadas aos valores obtidos de próteses instrumentalizadas [3]. Apesar de fornecer valores medidos diretamente para avaliação dos valores estimados, essas técnicas também apresentam limitações quanto ao seu custo e abrangência. Desta forma, para que se tenha um parâmetro para comparação do comportamento temporal dos valores estimados de força muscular, são utilizados sinais eletromiográficos (EMG) de superfície.

A dinâmica inversa é um método de análise biomecânica que permite inferir a participação dos grupos musculares na geração dos torques musculares durante o movimento. Entretanto, apenas o torque líquido pode ser obtido, não as sinergias musculares capazes de produzir um padrão coordenado de movimento durante a execução de uma tarefa motora [4].

Atividades como marcha e corrida têm sido as mais usadas em estudos de modelagem por sua natureza cíclica e sua grande utilização no dia-a-dia. Entretanto, as tarefas que impõem maior demanda ao aparato musculoesquelético podem ser vantajosas na avaliação de atletas por alterar a mecânica dos membros inferiores, em decorrência da geração de torques articulares mais elevados [5]. sendo o *single leg triple hop test* (SLTHT) uma dessas tarefas.

Sendo assim, o objetivo deste trabalho foi comparar as forças musculares estimadas pela dinâmica inversa associada à otimização estática durante o SLTHT de uma mulher saudável com sinais EMG de superfície. Para solução do problema de dinâmica inversa e otimização estática foi utilizado o software Opensim [6].

Materiais e métodos

A voluntária deste estudo não deveria apresentar histórico de dor femoropatelar nos últimos três meses; doenças neurológicas; problemas cardiovasculares; histórico de cirurgias nos membros inferiores e no tronco; dismetria real maior que 1 cm, uso atual de analgésicos; ou estar grávida. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de julho sob o número de protocolo 15426/2012 e a voluntária assinou termo de consentimento livre e esclarecido.

Instrumentação – A captação dos dados cinemáticos foi realizada utilizando um sistema com oito câmeras infravermelhas (SMART-D BTS®, Milão, Itália). A frequência de amostragem foi de 100 Hz. Marcadores reflexivos esféricos foram fixados na pele da voluntária nas seguintes posições: manúbrio do esterno, processo xifoide, escápula direita, acrômios, sétima vértebra cervical, décima vértebra cervical, espinhas ilíacas antero-superiores e pósterio-superiores, lateral da coxa, face lateral da borda da patela, epicôndilo femoral lateral, lateral da perna, maléolo lateral, terço medial do pé entre o segundo e o terceiro metatarsos e no calcâneo.

Os dados de força de reação do solo foram coletados utilizando uma plataforma de força (modelo 9286^a, Kistler group®, Winterthur, Suíça) com frequência de amostragem de 400 Hz.

Os dados de EMG de superfície foram capturados usando um sistema sem fio (FREE EMG, BTS Bioengineering®, Milão, Itália) com quatro canais amostrados em 1000 Hz por canal, 16 bits de resolução sincronizados aos dados cinemáticos e cinéticos. Eletrodos diferenciais, bipolares, auto-adesivos e descartáveis de Ag/AgCl medindo 1 cm de diâmetro separados por 2 cm centro a centro, foram conectados a um amplificador portátil com ganho de 1000x e filtro passa banda entre 20 e 500 Hz. Os eletrodos dos quatro canais de EMG de superfície foram posicionados sobre os músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral e vasto lateral esquerdos.

Procedimentos - A voluntária vestiu short e top e permaneceu descalça durante os testes. Antes da coleta de dados, foi realizado um aquecimento numa esteira ergométrica por 10 min na velocidade de 1,5 m/s.

A voluntária foi familiarizada com o procedimento do SLTHT que consiste em três saltos unilaterais consecutivos com o objetivo de se alcançar a maior distância possível [7]. A voluntária foi orientada a permanecer com os braços cruzados na frente do peito durante a realização do SLTHT para minimizar a influência dos membros superiores. Após o período de familiarização a voluntária descansou por dois minutos, foi feita a captura das posições dos marcadores com a voluntária em posição ortostática e então foi realizado o SLTHT partindo do apoio unipodal sobre a plataforma de força. A fase de preparação do SLTHT foi definida como o instante no qual a força vertical de reação do solo diminuiu 10 N em relação ao peso corporal da voluntária e terminou quando a força vertical foi menor que 10 N.

Processamento dos dados – Um modelo genérico do corpo humano contendo 22 corpos rígidos representando os segmentos corporais e 95 atuadores musculotendíneos [8] foi utilizado para a estimativa das forças musculares. Foram acrescentados ao modelo marcadores virtuais aproximadamente nas mesmas posições dos marcadores experimentais. As trajetórias dos marcadores, forças, momentos de reação do solo e o centro de pressão obtidos a partir da coleta de dados foram exportados para arquivos específicos e carregados no Opensim [6].

O modelo genérico foi escalado para obter parâmetros antropométricos semelhantes aos da voluntária. A ferramenta de cinemática inversa foi aplicada ao modelo escalado para definir o posicionamento do modelo que melhor se ajusta aos dados experimentais para cada instante de tempo obtendo, assim, perfis temporais para cada um dos graus de liberdade do modelo (Equação 1).

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{marcadores}} w_i \|x_i^{exp} - x_i(q)\|^2 \right]$$

Onde q é o vetor de coordenadas generalizadas, x_i^{exp} e a posição do marcador experimental i e $x_i(q)$ é a posição do marcador correspondente no modelo.

Finalmente, foi utilizada a ferramenta de otimização estática para estimar as forças musculares necessárias durante a atividade analisada. Essa ferramenta interpola os dados cinemáticos para obter o mesmo número de amostras dos dados de força de reação do solo, resolve a dinâmica inversa do modelo e calcula os torques resultantes em cada um dos graus de liberdade do modelo. Tendo calculado o torque resultante em cada uma das articulações a ferramenta de otimização estática determina a força exercida por cada músculo, de modo que a soma dos torques musculares (força muscular multiplicada pelo braço de alavanca no instante de análise) seja igual ao torque articular total. Considerando que tal problema poderia apresentar infinitas soluções, uma vez que vários músculos atuam em uma única articulação produzindo torque, é necessário formular um problema de otimização, com uma determinada função de custo. Neste trabalho, utilizou-se a soma das ativações musculares para a produção das forças capazes de gerar o torque necessário em cada instante de tempo.

As curvas de força muscular obtidas para os músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral e vasto lateral foram comparadas ao sinal eletromiográfico captados experimentalmente.

O sinal eletromiográfico foi janelado em 150 amostras com sobreposição de 149 para o cálculo do valor RMS (*root mean square*). As curvas obtidas foram normalizadas pelo valor RMS máximo obtido a partir do próprio sinal EMG de cada músculo durante o SLTHT. O perfil temporal do sinal EMG de cada músculo foi, então, filtrado de maneira direta e reversa com um filtro passa-baixas do tipo Butterworth de segunda ordem com frequência de corte em 5 Hz.

Resultados

Em função das dimensões antropométricas básicas da voluntária, foram calculados fatores de escala, nos eixos x, y e z, para os parâmetros inerciais (Tabela 1).

Tabela 1: Fatores de escala aplicados ao modelo genérico:

	Eixo x	Eixo y	Eixo z
Pelve	0,99	1,00	1,03
Fêmur direito	1,00	0,89	1,00
Tíbia direita	1,00	0,91	1,00
Tálus direito	1,00	0,91	1,00
Calcâneo direito	1,00	0,91	1,00
Dedos direitos	1,00	0,91	1,00
Fêmur esquerdo	1,00	0,84	1,00
Tíbia esquerda	1,00	0,93	1,00
Tálus esquerdo	1,00	0,93	1,00
Calcâneo esquerdo	1,00	0,93	1,00
Dedos esquerdos	1,00	0,93	1,00
Tronco	1,00	1,00	1,00

Os erros da ferramenta de cinemática inversa do Opensim foram de 0,009 para o erro quadrático total, 0,022 para o erro RMS dos marcadores e 0,048 foi o maior erro para um marcador (marcador lateral da coxa esquerda).

O modelo utilizado neste estudo possui, além dos atuadores musculotendíneos, 6 ‘atuadores reserva’, entre a pelve e o solo. Esses atuadores acrescentam forças e momentos residuais nos três eixos para garantir a coerência dinâmica entre o modelo, a cinemática e a força de reação do solo. A Tabela 2 mostra os valores máximos das forças e dos momentos residuais após o cálculo da dinâmica inversa.

Tabela 2: Valores absolutos máximos das forças e dos momentos residuais após o cálculo da dinâmica inversa.

	Eixo x	Eixo y	Eixo z
Forças (N)	54,69	306,75	68,08
Momentos (N.m)	120,24	12,58	162,87

A Figura 1 mostra o comportamento dos valores de cinemática e de torque durante o intervalo de tempo analisado. A Figura 2 mostra a comparação entre as curvas de força muscular estimadas durante o intervalo analisado e o sinal EMG.

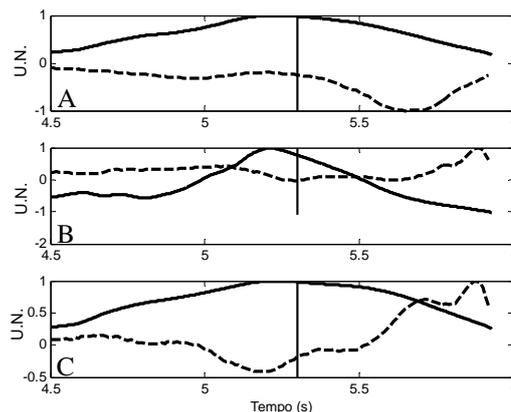


Figura 1: Valores de ângulo articular (linha cheia) e torque articular (linha pontilhada) para a articulação do quadril no plano sagital (A) e no plano frontal (B) e para a articulação do joelho no plano sagital (C). Todas as variáveis foram normalizadas em relação ao seu valor máximo.

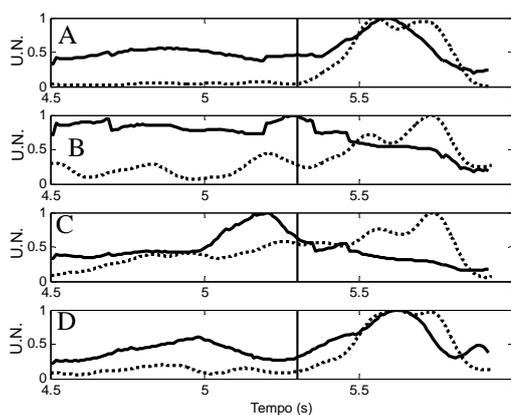


Figura 2: Comparação entre as curvas de força muscular estimadas pela otimização estática (linha cheia) e o sinal EMG processado (linha pontilhada) para os músculos glúteo máximo (A), glúteo médio (B), vasto lateral (C) e bíceps femoral cabeça longa (D). Todas as variáveis foram normalizadas em relação ao seu valor máximo.

Discussão

De acordo com os fatores de escala apresentados, podemos verificar que o escalamento do modelo gerou dimensões inferiores às nominais. As características antropométricas da voluntária são menores que os valores médios do grupo de homens, utilizado para a definição dos parâmetros antropométricos do modelo original [9]. Isso explicaria os valores obtidos para os fatores de escala. Entretanto, neste estudo o tronco não foi escalado. Isso pode ser considerado uma fonte de erro na estimativa de força muscular.

Para análise de marcha, os erros máximos admissíveis da cinemática inversa, segundo o manual do Opensim, são entre 0,02 a 0,04 para o erro máximo de um marcador,

e 0,02 para o máximo erro RMS. Em face de tais valores, é possível considerar o erro obtido aceitável.

Como pode ser visto na Tabela 2, as forças dos atuadores reserva na pelve variaram de 54,69 a 306,75 N e os momentos nesses atuadores variaram entre 12,58 e 162,87 N.m. Considerando que a força reserva na direção vertical foi mais de seis vezes o peso corporal da voluntária, podemos considerar que o cálculo da dinâmica inversa apresentou erro elevado, possivelmente propagado para as forças musculares individuais.

Apesar dos altos valores de força e torque obtidos nos atuadores reserva, podemos observar que existe uma coerência entre os ângulos articulares e os torques nas articulações do quadril e do joelho. No plano sagital do quadril (Figura 1 A), enquanto ocorre uma flexão da articulação na fase descendente da preparação para o salto, há um torque resultante muito próximo de zero, enquanto na fase ascendente do salto, realizada de maneira mais vigorosa, ocorre um torque extensor elevado. No plano frontal (Figura 1 B), o torque foi muito próximo de zero durante toda a fase descendente. O torque modifica-se ao final da fase ascendente, quando ocorre um aumento da abdução e o torque abdutor também se eleva. Finalmente, na articulação do joelho (Figura 1 C), podemos identificar um torque flexor ao final da fase descendente do salto que se eleva muito na fase ascendente, quando ocorre uma extensão rápida da articulação do joelho.

Apesar de superestimar a força muscular do glúteo máximo (Figura 2 A), na fase descendente da preparação do salto os picos de força estimada e ativação muscular ocorreram em instantes de tempo muito próximos e condizentes com o pico de torque na articulação do quadril. Entretanto, a estimativa de força do glúteo médio (Figura 2B) apresentou maior diferença do sinal EMG. Aparentemente, a força neste músculo foi superestimada durante a fase descendente da preparação para o SLTHT e subestimada na fase ascendente. No quadril observa-se um torque abdutor aumentado ao final da fase ascendente. Entretanto, a porção do glúteo médio analisada não contribuiu de maneira efetiva para o aumento desse torque abdutor. Para a cabeça longa do bíceps femoral (Figura 2C) também houve uma inversão entre a força muscular e a ativação. A maior ativação medida ocorreu no fim da fase descendente, enquanto a força calculada ocorreu no fim da fase ascendente. Sendo o bíceps femoral um músculo biarticular, o pico da força muscular estimada poderia estar relacionado a algum aumento de torque flexor do joelho ao final da fase descendente, o que não ocorre na prática. Além disso, o pico de ativação ao final da fase ascendente poderia estar relacionado ao aumento do torque extensor no quadril na mesma fase, que, de fato, ocorre. Sendo assim, é mais provável que a cabeça longa do músculo bíceps femoral contribua mais para a extensão do quadril ao final da fase ascendente do salto horizontal. Os erros na estimativa de força para os músculos glúteo médio e cabeça longa do bíceps femoral na preparação para o SLTHT podem estar relacionados às incongruências dinâmicas já enumeradas. Finalmente, a força estimada para o músculo reto femoral (Figura 2D)

apresenta um comportamento consistente com a ativação. Neste músculo, tanto a força estimada quanto a ativação máxima ocorrem ao final da fase ascendente da preparação do SLTHT, coerente com o aumento do torque extensor no fim desta fase.

Conclui-se que é possível estimar as forças musculares durante a fase de preparação para o SLTHT. Entretanto, precauções devem ser tomadas para reduzir forças e torques nos atuadores reserva a fim de tornar as estimativas mais realistas.

Agradecimentos

Agradecimentos autores agradecem à CAPES, ao CNPq, à FAPERJ e à FINEP pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Pandy MG, Zajac FE. Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*. 1991; 24:1-10.
- [2] Pandy MG et al. An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*. 1990; 23:1185-98.
- [3] Kirking B et al. A multiaxial force-sensing implantable tibial prosthesis. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(9): 1744-51.
- [4] Winter DA, *Biomechanics and motor control of human movement*. 4ªed. Waterloo: John Wiley & Sons, 2009.
- [5] Wilson JD, Davis IS. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23:203-11.
- [6] Delp SL et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007; 54(11): 1940-50.
- [7] Bley AS et al. Propulsion phase of single leg triple hop test in women with patellofemoral syndrome: a biomechanical study. *Plos One*. 2014; 9(5):e97606.
- [8] Hamner SR et al. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*. 2010; 43:2709-16.
- [9] Delp SL et al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990; 37(8): 757-67.