

ESTIMATIVA DAS FORÇAS MUSCULARES PELO *COMPUTED MUSCLE CONTROL* DURANTE O TRIPLE HOP TEST

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: O objetivo deste estudo foi estimar forças musculares durante a preparação para o Single Leg Triple Hop Test (SLTHT) e comparar os resultados obtidos com 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 pelo algoritmo *Computed Muscle Control*, implementado no software Opensim e comparadas com o EMG. A metodologia utilizada para a redução do erro de estimação da força mostrou-se satisfatória e o comportamento temporal das força calculadas neste estudo foi satisfatório, quando comparado ao EMG.

Palavras-chave: *Single leg triple hop test*, *Compute Muscle Control*, Modelagem computacional, Biomecânica.

Abstract: *The objective of this study was to estimate muscle forces during preparation for the Single Leg Triple Hop Test (SLTHT) and to compare results to the surface electromyography signals (EMG). One volunteer performed the SLTHT and kinetic and kinematic data were collected. Compute Muscle Control, implemented in Opensim, was used to estimate the force produced by the gluteus maximus, gluteus medius, long head of the biceps femoris and vastus lateralis. The methodology used to reduce the force estimation error was effective and the temporal behavior of the estimated muscle forces was in agreement with the EMG.*

Keywords: *Single leg triple hop test*, *Compute Muscle Control*, *Computer Modeling*, *Biomechanics*.

Introdução

A modelagem computacional é uma abordagem de grande utilidade para o entendimento de como o sistema nervoso central interage com o sistema musculoesquelético para produzir movimentos coordenados. Por exemplo, a sinergia entre músculos do membro inferior pode ser estudada na geração de movimentos [1,2].

A validação dessas técnicas é difícil, já que a medição *in vivo* da força muscular durante uma tarefa só pode ser feita de maneira invasiva, com implicações éticas óbvias. Desta forma, utiliza-se frequentemente sinais eletromiográficos (EMG) de superfície a fim de avaliar, ao menos, o comportamento temporal das estimativas.

Atividades motoras tais como marcha e corrida têm sido as mais estudadas utilizando-se modelos biomecânicos, por sua natureza cíclica e importância em atividades da vida diária. Entretanto, atividades que impõem maior demanda ao aparato musculoesquelético podem ser vantajosas na avaliação de atletas, por gerar padrões biomecânicos não-usuais, em decorrência da geração de torques articulares mais elevados [3]. O *single leg triple hop test* (SLTHT) é uma dessas tarefas de demanda elevada, podendo ser utilizada na avaliação da capacidade da musculatura em estabilizar a articulação do joelho.

Sendo assim, o objetivo deste trabalho é estimar as forças musculares desenvolvidas durante o SLTHT pelo *Computed Muscle Control* e comparar os resultados obtidos aos sinais EMG de superfície.

Materiais e métodos

Foi selecionada uma voluntária para participar do estudo, que não cumpria nenhum dos critérios de exclusão: 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 selecionada assinou termo de consentimento livre e esclarecido.

Instrumentação – Dados cinemáticos tridimensionais foram obtidos como um sistema com oito câmeras infravermelhas (SMART-D BTS®, Milão, Itália). A frequência de amostragem foi de 100 Hz. Vinte e cinco marcadores reflexivos esféricos medindo 1,5cm de diâmetro foram fixados na superfície da pele da voluntária com fita dupla-face nas seguintes posições: manúbrio do esterno, processo xifoide, escápula direita, acrômios, sétima vértebra cervical, décima vértebra

cervical, espinhas ilíacas ântero superiores e póstero 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 bit de resolução sincronizados aos dados cinemáticos e cinéticos. Eletrodos diferenciais 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. Antes da colocação dos eletrodos, foi realizada preparação usual da pele. Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral e vasto lateral.

Procedimentos - A voluntária 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 [4]. 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. Foi feita a captura das posições dos marcadores com a voluntária em posição ortostática e então 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, terminando 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 foi utilizado para a estimativa das forças musculares [5]. Foram acrescentados ao modelo marcadores virtuais nas mesmas posições dos marcadores experimentais. As trajetórias dos marcadores foram suavizadas [6] e, juntamente com as forças e momentos de reação do solo e o centro de pressão foram exportados para arquivos específicos e carregados no Opensim [7].

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. Após a definição da cinemática do modelo, foi aplicado um algoritmo para minimização dos erros inerentes ao processo de modelagem, como possíveis erros na

colocação dos marcadores virtuais, por exemplo. Esses erros podem levar a forças compensatórias de magnitudes elevadas, chamadas resíduos. O algoritmo de redução de resíduos [8] (RRA) altera o posicionamento do centro de massa do tronco do modelo e permite que a cinemática varie, a fim de ser mais consistente com os dados de força de reação do solo.

Finalmente, foi definida uma série de excitações musculares necessárias para levar o modelo ajustado a seguir a cinemática desejada na presença das forças externas. Para tanto utilizou-se o método *Computed Muscle Control* (CMC), disponível no Opensim. Inicialmente o CMC, utilizando derivadas proporcionais, determina as acelerações do modelo que farão as coordenadas generalizadas do modelo coincidentes com as coordenadas experimentais. Posteriormente, as ativações musculares são determinadas por otimização. Durante a otimização estática uma função do somatório das ativações dos atuadores mais o somatório dos erros na aceleração é minimizada. Finalmente, o CMC utiliza as ativações musculares determinar as próximas variáveis cinemáticas do modelo no próximo instante de tempo. Esses passos são repetidos até o fim do intervalo de análise.

Para este trabalho as curvas de força muscular obtidas para os músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral e vasto lateral foram comparadas ao sinal eletromiográfico capturados 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

Os erros da ferramenta de cinemática inversa foram de 0,009 m para o erro quadrático total, 0,022 m para o erro RMS dos marcadores e 0,048 m foi o maior erro para um marcador (marcador lateral da coxa esquerda). A Tabela 2 mostra as forças e os momentos residuais após a aplicação do RRA.

Tabela 2: Forças e os momentos residuais após a aplicação do RRA.

	Eixo x	Eixo y	Eixo z
Forças (N)	-0,44	14,73	6,57
Momentos (N/m)	-22,68	4,93	-41,52

A Figura 1 mostra os ângulos e torques articulares ao longo do movimento. Na Figura 2 pode-se observar as curvas de força muscular estimadas pelo CMC comparadas com o EMG.

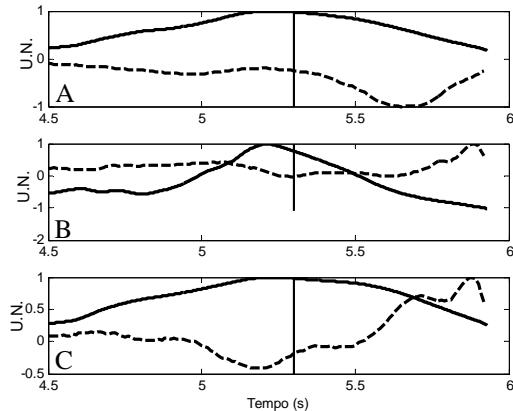


Figura 1: Valores de ângulo articular (linha cheia) e torque articular (linha tracejada) para a articulação do quadril no plano sagital (A) e no plano frontal (B) e para a articulação do joelho no plano sagital (C). Todas as variáveis foram normalizadas em relação ao seu valor máximo. A linha vertical representa a transição da fase descendente para a fase ascendente da preparação para o SLTHT.

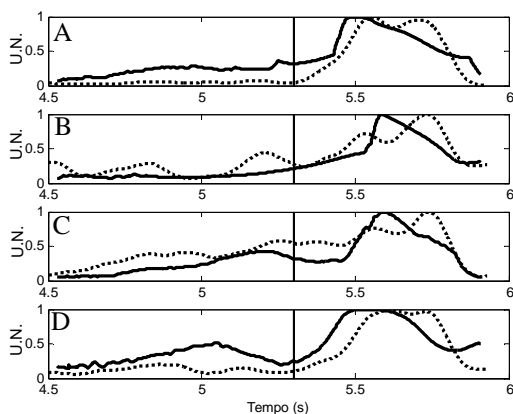


Figura 2: Comparação entre as curvas de força muscular estimadas pelo *Computed Muscle Control* (linha cheia) e o sinal EMG processado (linha pontilhada) para os músculos glúteo máximo (A), glúteo médio (B), vasto lateral (C) e bíceps femoral cabeça longa (D). Todas as variáveis foram normalizadas em relação ao seu valor máximo. A linha vertical representa a transição da fase descendente para a fase ascendente da preparação para o SLTHT.

Discussão

De acordo com os fatores de escala utilizados verificou-se que, em geral, todas as dimensões em que o modelo foi escalado foram menores que as dimensões do modelo original. As características antropométricas da voluntária deste estudo já foram descritas e são menores que os valores médios do grupo de homens utilizado para a definição dos parâmetros antropométricos do modelo utilizado [9]. Isso explicaria os valores obtidos para os fatores de escala. Entretanto, não foram definidos fatores de escala para o tronco em nenhuma das três dimensões

e as medidas do tronco do modelo utilizado no estudo foram as mesmas do modelo original. Essas diferenças podem ser consideradas uma fonte de erro nos resultados obtidos para a estimativa de força muscular.

Segundo o manual do Opensim, é recomendável que o erro máximo de um marcador fique entre 0,02 a 0,04 e o erro RMS seja de 0,02 no máximo. Além disso, os valores de força e momento residual máximo recomendados são de 10 N e 50 N.m, respectivamente. Considerando que tais valores se referem a análise de marcha, podemos considerar os resíduos obtidos como satisfatórios.

A Figura 1 mostra que existe uma consistência entre os ângulos articulares e os torques observados nas articulações do quadril e do joelho. Para o quadril, no plano sagital (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. Já 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. No caso do joelho (Figura 1 C), pode-se 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 da estimativa das forças musculares não terem sido foco de nenhum estudo relacionado ao SLTHT, Pandy et al. (1990) realizou um estudo visando estimar as forças musculares durante o salto vertical [2]. Como esperado, durante a preparação para o salto vertical o maior desenvolvimento de força muscular deveria ocorrer na fase ascendente. Tendo em vista a semelhança, do ponto de vista mecânico entre o salto vertical e o SLTHT, apesar dos objetivos serem díspares, espera-se que na preparação para o SLTHT as maiores ativações musculares também ocorram na fase ascendente. Sendo assim, o comportamento temporal das estimativas de força deste estudo foi satisfatório. 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 no plano sagital. A estimativa de força do glúteo médio (Figura 2 B) apresentou diferenças mínimas do comportamento temporal do sinal EMG. Aparentemente, a única diferença a ser observada na estimativa de força deste músculo seria um adiantamento do pico de força em relação ao pico do EMG. De fato, a observação do torque na articulação do quadril no plano frontal mostra um torque abdutor aumentado ao final da fase ascendente, mais condizente com o comportamento temporal do sinal EMG. O mesmo pode ser observado para a cabeça longa do músculo bíceps femoral (Figura 2 C). Apesar de um comportamento muito parecido ao longo do tempo, pode-se ainda observar um adiantamento do pico de força em relação ao pico do EMG. Sendo o bíceps femoral um

músculo biarticular, o pico da força muscular estimada estaria relacionado ao aumento do torque extensor no quadril na fase ascendente da preparação para o SLTHT. O que, de fato, ocorre e é mostrado no EMG. Sendo assim, é possível que a cabeça longa do músculo bíceps femoral contribua mais para a extensão do quadril ao final da fase ascendente do salto horizontal. Finalmente, a força estimada para o músculo reto femoral (Figura 2 D) apresenta um comportamento bastante consistente com a variação da ativação muscular. Neste músculo, tanto a força estimada quanto a ativação máxima ocorrem no final da fase ascendente da preparação do SLTHT, congruente com o aumento do torque extensor no fim desta fase.

No modelo do corpo humano utilizado neste estudo, são acrescentados atuadores reservas entre a pelve e o solo, além dos atuadores musculotendíneos. Esses atuadores acrescentam forças e momentos nos três eixos para fornecer coerência dinâmica entre a cinemática dos corpos, seus parâmetros antropométricos, e a força de reação do solo. Valores elevado nos atuadores reserva podem indicar que o procedimento de escala pode conter erros ou que o processo de derivação da cinemática para obtenção das velocidades e acelerações angulares dos segmentos corporais tenham introduzido erros ao sistema. Desta forma, o RRA funciona modificando parâmetros de massa do modelo e dando flexibilidade a cinemática para que os momento e forças reservas sejam mínimos. Os resultados da redução dos resíduos estão mostrados na Tabela 2. Como implicação prática da redução dos resíduos temos um comportamento temporal das estimativas de força muscular muito próximos ao sinal EMG.

Sendo assim, conclui-se que é possível estimar as forças musculares durante a fase de preparação para o SLTHT utilizando o *Computed Muscle Control* com resultados satisfatórios.

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] 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.
- [4] 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.
- [5] Hamner SR et al. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*.

2010; 43:2709-16.

- [6] Woltring HJ. A FORTRAN package for generalized cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*. 1986; 8(2): 104-13.
- [7] 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.
- [8] Thelen DG, Anderson FC. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39: 1107 – 15.
- [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.