

CINEMÁTICA INVERSA DO SINGLE LEG THREE HOP TEST NO OPENSIM: EFEITO DOS PESOS PARA OS MARCADORES NA SOLUÇÃO NUMÉRICA

Felipe Costa Alvim, Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, felipe.alvim@gmail.com
Paulo Roberto Garcia Lucareli, Programa de Mestrado e Doutorado em Ciências da Reabilitação
UNINOVE/SP, plucareli@hotmail.com

Luciano Luporini Menegaldo, Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ, lmeneg@peb.ufrj.br

Resumo. *Este trabalho teve como objetivo comparar os ângulos articulares calculados por matrizes de rotação e pela ferramenta de cinemática inversa do OpenSim atribuindo-se diferentes pesos aos marcadores. Dez voluntárias realizaram o Single Leg Triple Hop Test (SLTHT) e os ângulos de flexão, adução e rotação do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo na fase de preparação do primeiro salto foram analisados. Três problemas de cinemática inversa foram solucionados. O primeiro (G1), com todos os marcadores com peso unitário. No segundo (G2), os pesos dos marcadores posicionados em proeminências ósseas foram definidos em dez. E, finalmente, no terceiro (G3) os pesos dos marcadores posicionado em proeminências ósseas definidos em 100. Foram encontradas diferenças entre o valor RMSe do grupo G1 e os demais grupos para o ângulo de flexão do quadril. O aumento dos pesos dos marcadores em uma ou duas ordens de grandeza não reduz os valores do RMSe entre os ângulos articulares analisados neste trabalho calculados por matrizes de rotação e a ferramenta de cinemática inversa do OpenSim.*

Palavras chave: *cinemática inversa, OpenSim, single leg triple hop test*

1. INTRODUÇÃO

A modelagem computacional em biomecânica é uma ferramenta largamente utilizada e auxilia o entendimento de como os elementos do sistema neuromusculoesquelético interagem para gerar movimentos. Um dos softwares mais utilizados para análise de dados em biomecânica é a plataforma *open-source* OpenSim (Delp et al. 2006). Para encontrar o histórico de ativações musculares a partir de dados cinéticos e cinemáticos, que é uma das aplicações típicas do OpenSim, o fluxograma de trabalho compreende uma série de passos. Inicialmente, um modelo genérico é usado como base, o qual é escalado para que tenha os mesmos parâmetros antropométricos do sujeito cujos dados experimentais serão analisados. Na sequência, os ângulos e os torques articulares são determinados pela resolução de problemas de cinemática inversa (CI) e de dinâmica inversa, respectivamente. Então, os torques resultantes são distribuídos entre os músculos existentes no modelo através da otimização estática.

O objetivo de resolver uma CI é encontrar um conjunto de posições do modelo que minimize as distâncias entre marcadores experimentais e virtuais posicionados no modelo. O guia do usuário do OpenSim recomenda aumentar os pesos dos marcadores posicionados sobre proeminências ósseas para melhorar a precisão dos resultados da ferramenta de CI. Entretanto, não são fornecidas informações adicionais.

Este resultado influencia todos os passos subsequentes no fluxograma de trabalho do OpenSim. Assim sendo, o objetivo deste trabalho foi avaliar os resultados da ferramenta de CI aplicando diferentes grupos de pesos aos marcadores posicionados sobre proeminências ósseas. Os ângulos articulares calculados pela técnica tradicional de matrizes de rotação (Winter, 2009) foram utilizados como padrão ouro.

2. MÉTODOS

Dez mulheres foram convidadas a participar deste estudo que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de julho sob o número de protocolo 15426/2012. Elas realizaram o *single leg triple hop test* (SLTHT) enquanto os dados cinemáticos foram capturados por um sistema com oito câmeras infravermelhas (SMART-D BTS®, Milão, Itália). Os dados foram amostrados em 100 Hz. Vinte e cinco marcadores foram fixados com fita dupla-face sobre o manúbrio do esterno, processo xifóide, escápula direita, acrômios, processos espinhosos da sétima vértebra cervical e da décima vértebra torácica, espinhas ilíacas ântero-superiores e pósterio-superiores, face lateral da coxa, face lateral da base da patela, epicôndilo femoral lateral, face lateral da perna, maléolo lateral, terço médio do pé entre o segundo e o terceiro metatarsos e nos calcâneos, de acordo com o modelo biomecânico Vicon Plug-in-Gait (Kadaba et al. 1990). As trajetórias dos marcadores foram filtradas utilizando um filtro Woltring do tipo passa baixas com frequência de corte em 12 Hz. Para comparação, os ângulos articulares foram calculados a partir das matrizes de rotação baseadas nos ângulos de Euler. A fase de preparação de uma tentativa para cada voluntária foi analisada.

O modelo genérico foi escalado e o modelo resultante foi utilizado na ferramenta de CI do OpenSim. Esta ferramenta procura adequar 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. Para definir a pose do modelo que melhor se ajusta aos dados experimentais é feita uma minimização da distância entre os marcadores virtuais e experimentais para cada frame de coleta (Eq. 1).

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{marcadores}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 \right] \quad (1)$$

Onde q é um vetor de coordenadas generalizadas a ser determinado, x_i^{exp} é a posição do marcador experimental, $x_i(q)$ é a posição do marcador correspondente no modelo (que depende dos valores das coordenadas generalizadas) e w_i é o peso do marcador i . Existem outras possibilidades de montagem do problema de CI, com adição de ângulos articulares previamente calculados, entretanto, a inclusão dessas variáveis não foi objetivo deste estudo.

Para cada tentativa, três problemas de cinemática inversa foram resolvidos. No primeiro (G1) todos os pesos dos marcadores foram definidos como unitários. Para o segundo (G2) todos os marcadores posicionados em proeminências ósseas (sétima vértebra cervical, espinhas ilíacas ântero-superiores e pósterio-superiores, epicôndilos femorais laterais, maléolos laterais terço médio do pé entre o segundo e o terceiro metatarsos e calcâneos) tiveram seus pesos definidos em 10. Finalmente, na solução do terceiro problema de cinemática inversa (G3), todos os marcadores posicionados sobre proeminências ósseas (os mesmos do G2) tiveram seus pesos definidos em 100. Os ângulos de flexão, adução e rotação do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo do membro inferior utilizado para o salto foram analisados. Foi retirada a média dos ângulos articulares calculados pelas duas técnicas para evitar a influência da postura estática sobre os resultados. Posteriormente, foram interpolados em 101 amostras e o erro RMS (RMSe) entre eles foi calculado.

A normalidade da distribuição dos valores de erro foi verificada, bem como a existência de diferença estatística entre os valores de erro dos três grupos de pesos (G1, G2 e G3) nos diferentes ângulos articulares, através do teste ANOVA para medidas repetidas. Foi adotado nível de significância de 5%.

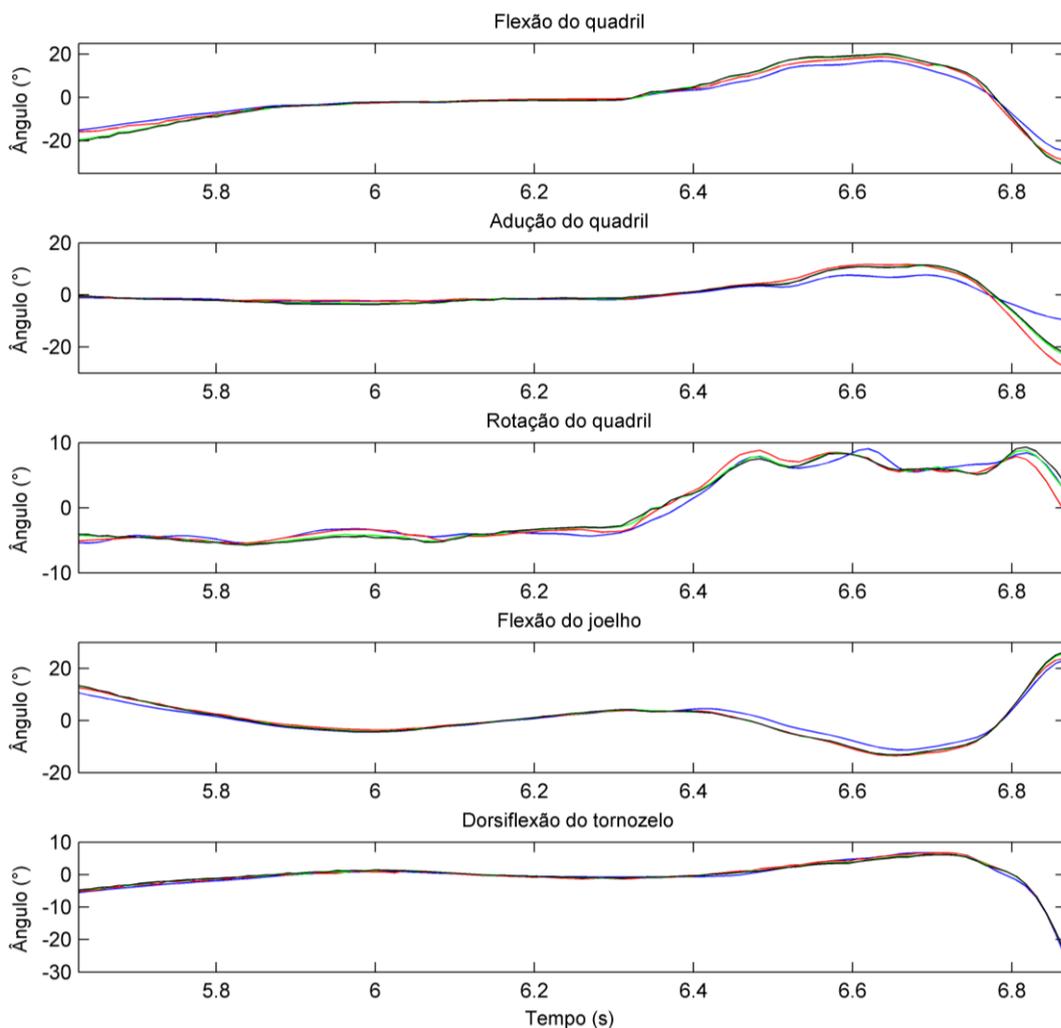


Figura 1: Perfis temporais calculados por matrizes de rotação (azul) e pela ferramenta de cinemática inversa do OpenSim para os grupos G1 (vermelho), G2 (verde) e G3 (preto).

3. RESULTADOS

Os perfis temporais dos ângulos articulares calculados por ambas as técnicas estão mostrados na Fig. (1).

As médias e os desvios padrão dos valores RMSe para cada um dos ângulos articulares e grupos de pesos dos marcadores estão mostrados na tabela 1.

	G1	G2	G3
Flexão do quadril (°)	3,75 ± 2,74	2,66 ± 1,74	2,62 ± 1,58
Adução do quadril (°)	5,37 ± 3,04	3,77 ± 3,00	3,54 ± 3,03
Rotação do quadril (°)	2,65 ± 2,05	2,76 ± 2,05	2,89 ± 2,05
Flexão do joelho (°)	1,86 ± 0,86	1,79 ± 1,28	1,84 ± 1,37
Dorsiflexão do tornozelo (°)	1,78 ± 0,79	2,07 ± 0,92	2,17 ± 0,95

Tabela 1: Médias ± desvio padrão do RMSe (em graus) para cada ângulo articular e grupos de pesos.

O teste estatístico não encontrou diferença entre o valor RMSe dos grupos G1, G2 e G3 para todos os ângulos articulares analisados ($p = 0,66$). É possível que sejam necessárias modificações na ferramenta de escala para reduzir o RMSe encontrado. Tais modificações poderiam ser o aumento pesos dos marcadores posicionados em proeminências ósseas para a definição da postura do modelo antes da aplicação da ferramenta de escala. Ou ainda, a introdução de ângulos articulares mantidos pelos voluntários durante a tomada estática e previamente calculados pelo software de captura do movimento. Essas medidas poderiam tornar desnecessária a subtração do valor médio dos perfis temporais antes das comparações bem como reduzir o valor RMSe entre os ângulos articulares encontrados.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho mostrou que o aumento dos pesos dos marcadores em uma ordem de grandeza não reduz os valores do RMSe entre os ângulos articulares analisados neste trabalho quando calculados pela matriz de rotação utilizada normalmente e a ferramenta de cinemática inversa do OpenSim. Também não foram encontrados efeitos com o aumento em dos pesos dos marcadores posicionados em proeminências ósseas em duas ordens de grandeza.

5. REFERÊNCIAS

- Delp, S.L., et al., 2006. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. IEEE Trans Biom Eng. Vol.54, pp. 1940-1950.
- Kadaba M.P., et al., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res. Vol.8 pp.383-392.
- Winter, D.A., 2009. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons, New York.

4. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao apoio financeiro da CAPES, CNPQ, FAPERJ e FINEP.

5. ABSTRACT

This study aimed to compare the joint angles calculated by rotation matrices and the OpenSim's inverse kinematics tool, assigning different weights to bone landmarks placed markers. Ten volunteers performed the Single Leg Triple Hop Test (SLTHT), which includes, in the preparation phase to the first jump, hip flexion, adduction and rotation, knee flexion and ankle dorsiflexion. Three inverse kinematics problems were solved. First (G1), with all markers with unitary weight. Second (G2), bone landmarks placed markers had their weight set as 100. Finally (G3), were bone landmarks placed markers were defined as 100. There were differences between the RMSe value of the G1 group and the other two groups for the hip flexion angle. The increase bone landmarks placed markers weights by one or two orders of magnitude do not reduce RMSe values between analyzed angles calculated by rotation matrices and the OpenSim's inverse kinematics tool.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.

RESPOSTA AO REVISOR:

Obrigado pelos comentários e sugestões. Respondendo:

Ao final do tópico resultados, foi acrescentado um texto explorando as medidas disponíveis e que poderiam reduzir o RMSe encontrado. O texto acrescentado foi o seguinte:

“É possível que sejam necessárias modificações na ferramenta de escala para reduzir o RMSe encontrado. Tais modificações poderiam ser o aumento pesos dos marcadores posicionados em proeminências ósseas para a definição da postura do modelo antes da aplicação da ferramenta de escala. Ou ainda, a introdução de ângulos articulares mantidos pelos voluntários durante a tomada estática e previamente calculados pelo software de captura do movimento. Essas medidas poderiam tornar desnecessária a subtração do valor médio dos perfis temporais antes das comparações bem como reduzir o valor RMSe entre os ângulos articulares encontrados.”

É verdade que o texto limitou-se a três páginas (mínimo recomendado pela organização do evento), entretanto, achamos que o texto contido foi suficiente para evidenciar a metodologia adotada para o comprimento dos objetivos propostos no estudo bem como apresentar os resultados obtidos. Concordamos que uma fotografia mostrando o posicionamento dos marcadores durante a coleta de dados poderia clarear ainda mais a metodologia empregada na elaboração deste estudo, entretanto, na coleta de dados original da qual temos imagens, foram utilizados marcadores adicionais e estes poderiam confundir o leitor. Além disso, a realização de novas imagens mostrando apenas os marcadores utilizados por nós neste estudo ficou impossibilitada pelo feriado recente (carnaval). Para resolver essa questão, nos comprometemos a acrescentar fotos do protocolo de colocação dos marcadores na eventual apresentação deste trabalho (pôster ou oral).

Obrigado pela atenção.

Felipe C. Alvim
Paulo R. G. Lucareli
Luciano L. Menegaldo