

# Influência dos Métodos para o Cálculo dos Torques em Sujeitos Normais e Portadores da SDFP

Valdeci Carlos Dionisio, Curso de Fisioterapia - UNAERP, e-mail: [vcdionisio@gmail.com](mailto:vcdionisio@gmail.com), home page: <http://www.unaerp.br>

Luciano Luporini Menegaldo, Departamento de Engenharia Mecânica e de Materiais, Instituto Militar de Engenharia, e-mail: [lmeneg@ime.eb.br](mailto:lmeneg@ime.eb.br), home-page: <http://lmeneg.tripod.com>

Gil Lúcio Almeida, Curso de Fisioterapia - UNAERP, e-mail: [gillucioalmeida@gmail.com](mailto:gillucioalmeida@gmail.com), home page: <http://www.unaerp.br>

## Introdução

O cálculo dos torques articulares por meio da dinâmica inversa é importante para a compreensão das estratégias motoras utilizadas para realizar atividades como subir e descer escadas, agachar e durante a marcha. No entanto, nem todos os centros de pesquisa e centros de saúde possuem plataformas de força, o que dificulta a difusão da técnica. O Objetivo deste estudo foi comparar os torques produzidos nas articulações do joelho e tornozelo durante a tarefa do agachamento em sujeitos saudáveis e portadores da síndrome da dor fêmoro-patelar (SDFP), calculados por meio da dinâmica inversa, utilizando dois métodos diferentes: com e sem a plataforma de força.

## Materiais e Métodos

Foram recrutados 8 sujeitos saudáveis e 8 sujeitos portadores da síndrome da SDFP. Cada grupo foi composto de 4 homens e 4 mulheres, sendo, respectivamente, a média de 21,8 e 24,6 anos (DP=0,61 e 1,62) para os sujeitos saudáveis (NN) e 21,7 e 26,5 anos (DP=0,52 e 2,56) no grupo SDFP. Para o grupo NN, foram selecionados sujeitos que não apresentaram qualquer dor, cirurgia ou disfunção (ortopédica ou neurológica) na coluna vertebral e nos membros inferiores. Para o grupo SDFP, foram selecionados sujeitos com comprovado diagnóstico médico, mas sem queixa de dores no joelho, ao menos por um mês, não havendo presença de um quadro inflamatório, dor ou qualquer tipo de intervenção cirúrgica ou fisioterapêutica que pudesse influenciar o experimento. A média de peso e altura foi respectivamente de 65,12 kg (DP=18,9) 1,68 m (DP=0,09) para o grupo NN e 80,5 kg (DP=21,7) 1,73 m (DP=0,10) para o grupo SDFP. O teste t independente não mostrou diferenças entre os dois grupos para o peso

( $t=1,52$ ;  $p=0,15$ ) e a altura ( $t=0,80$ ;  $p=0,43$ ). Os sujeitos realizaram o agachamento a partir da extensão total ( $0^\circ$ ) até a faixa angular entre  $60^\circ$  e  $80^\circ$  de flexão de joelho (meio-agachamento – MA). Para a análise cinemática foi utilizado um sistema optoeletrônico OPTOTRAK 3020, e uma plataforma de força AMTI OR6-5 para o registro das forças de reação (Figura 1).

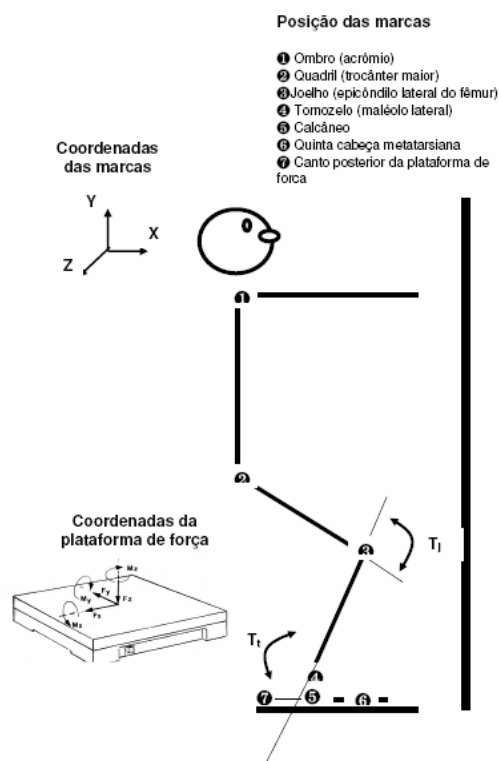


Figura 1: Posição e coordenadas das marcas e da plataforma de força na tarefa. Tj = torque joelho; Tt = torque tornozelo.

Parâmetros antropométricos (comprimento do pé, perna, coxa, etc.), centro de massa e momento de inércia foram calculados com base no peso e sexo do sujeito, de acordo com o modelo de Zatsiorsky, modificado por De Leva (1996). Os torques articulares foram calculados pela dinâmica inversa a partir de

um modelo de pêndulo duplo com mensuração da força de reação no pé (Dionísio et al., 2006), e com um modelo de pêndulo triplo (PT) sem a força de reação (Menegaldo, 1997) Os torques no joelho e tornozelo (e quadril, no caso do pêndulo triplo) foram normalizados pelo peso e sua média foi calculada em oito fases, baseadas na velocidade angular do joelho e do tornozelo (Dionísio et al., 2006). Foi realizada a estatística descritiva, testes T e análises da variância (ANOVAs) com nível de significância ajustado em 0.05. O teste pos hoc de Tukey foi utilizado para análise dos efeitos principais.

## Resultados

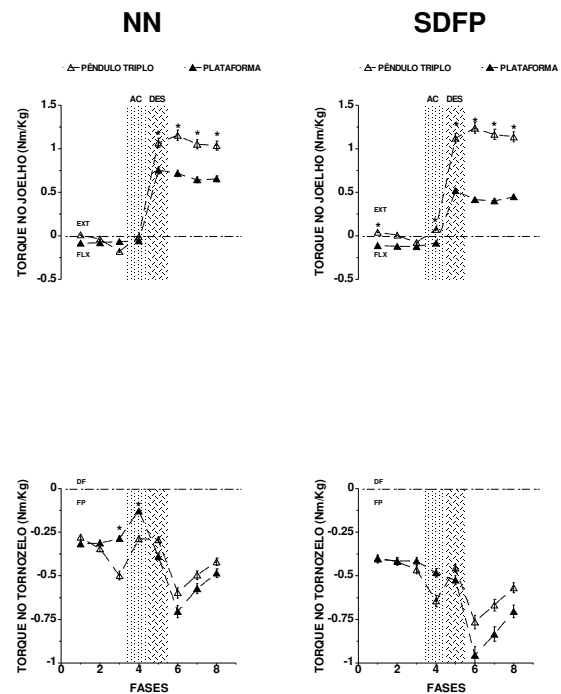
O torque no tornozelo (Figura 2) não mostrou diferença entre os métodos para o grupo NN ( $p=0.97$ ) e para o grupo SDFP ( $p=0.65$ ). O pos hoc mostrou que para o grupo NN apenas as fases 3 e 4 foram diferentes entre os grupos ( $p<0.05$ ) e para o grupo SDFP nenhuma fase apresentou diferença entre grupos ( $p>0.09$ ). No entanto, para o torque no joelho o método do pêndulo triplo forneceu valores superiores de torque quando comparado com o que utilizava os dados da plataforma, tanto para o grupo NN ( $p<0.05$ ), como para o grupo SDFP ( $p<0.01$ ). O pos hoc mostrou que no grupo NN apenas as fases 5, 6, 7 e 8 apresentaram diferenças entre grupos ( $p<0.01$ ), enquanto que no grupo SDFP as fases que apresentaram diferenças entre grupos foram 1, 4, 5, 6, 7 e 8 ( $p<0.02$ ).

Quando os torques foram comparados entre grupos NN e SDFP com a mesma forma de cálculo, não foi observada diferença para o torque do joelho ( $p=0.40$ ) e tornozelo ( $p=0.17$ ), com diferença apenas na fase 4 ( $p<0.03$ ) no método do PT. Por outro lado, foi observada diferença entre grupos para o torque do joelho ( $p<0.05$ ), sendo que os efeitos principais foram nas fases 5, 6, 7 e 8 ( $p<0.05$ ) e tornozelo ( $p<0.03$ ), sendo que o efeito principal foi na fase 4 ( $p<0.03$ ).

## Discussão

Verificou-se a existência de diferenças entre os métodos propostos. O torque gerado no joelho apresentou diferença nas fases de desaceleração (fases 5) e nas fases posteriores, quando o sujeito está posicionado junto ao alvo (fases 6, 7, e 8). A diferença entre os métodos poderia ser explicada pelo fato de que nas 4 fases finais

do movimento, onde requer uma vigorosa contração muscular excêntrica do quadríceps (fase 5) e posteriormente uma contração isométrica para manutenção da posição junto ao alvo (fases 6, 7 e 8).



**Figura 2: Torques no joelho e tornozelo nos grupos NN e SDFP. EXT = extensor; FLX = flexor; DF = dorsiflexor; e FP = flexor plantar.**

No método do PT, em ambos os grupos, NN e SDFP, o torque do joelho tem magnitude similar, enquanto que no método utilizando a plataforma, o grupo SDFP apresenta uma magnitude menor comparado ao grupo NN. A menor capacidade de gerar torque no joelho e a menor atividade eletromiográfica nos portadores da SDFP tem sido mostrada na literatura como uma estratégia protetora da articulação fêmoro-patelar.

Deste modo, a dinâmica inversa utilizando dados da plataforma de força parece refletir melhor o comportamento dos torques gerados no membro inferior.

## Referências bibliográficas

- Menegaldo, L.L., Modelagem Matemática, Simulação e Controle Artificial da Postura em Seres Humanos, Dissertação de Mestrado, FEM - UNICAMP, 1997.
- Dionísio VC, Almeida GL; Duarte M; Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J electromyog Kinesiol, Epub, oct, 5, 2006.
- De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. J. Biomechanics 1996; 29:1223-1230.