

# Estimativa das forças e torques articulares em seres humanos durante o andar em piscina com água rasa

**Maria Isabel Veras Orselli**, Instituto de Física e Escola de Educação Física e Esportes - USP, e-mail: mbebelveras@yahoo.com.br, home page: <http://lob.iv.fapesp.br>

**Marcos Duarte**, Instituto de Física e Escola de Educação Física e Esportes - USP, e-mail: mduarte@usp.br, home page: <http://lob.iv.fapesp.br>

## Introdução

O andar bípede é um eficiente e robusto modo de locomoção utilizado pelos seres humanos nas mais diversas condições. Particularmente, o andar numa piscina com água rasa tem sido muito empregado em recreação, treinamento e reabilitação. A razão para isso do ponto de vista mecânico é que a aparente redução do peso do indivíduo e o aumento do arrasto ao movimento na água podem diminuir a carga mecânica sobre o aparelho locomotor. No entanto, nenhum estudo até hoje quantificou de maneira completa esta carga mecânica para o andar em piscina com água rasa. Esse trabalho tem como objetivo estimar as forças e torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril durante o andar em piscina com água rasa.

## Materiais e Métodos

Para o cálculo das forças e torques articulares, usamos o método da dinâmica inversa, modelando o membro inferior como uma cadeia de segmentos rígidos que podem ser aproximados por sólidos geométricos e estimamos a força de arrasto usando os conceitos da "strip-theory" (Newman, 1992). Obtivemos através de um experimento (com a participação de 10 sujeitos jovens) os dados referentes à força de reação do solo, utilizando uma plataforma de força a prova d'água e os dados cinemáticos através da filmagem subaquática do movimento. Os dados da câmera foram analisados com o software (APAS) e todos os cálculos foram feitos no Matlab.

## Cálculo das forças e torques articulares

Para a aplicação da dinâmica inversa em nosso problema, modelamos o membro inferior por uma cadeia de três segmentos rígidos articulados, sendo eles pé, perna e coxa.

Como o andar ocorre fundamentalmente no plano sagital, realizamos uma análise bi-dimensional do movimento nesse plano,

admitindo que as articulações do tornozelo, joelho e quadril eram do tipo dobradiça.

Os dados inerciais como a massa, momento de inércia e posição do centro de massa (CM), foram obtidos a partir de modelo antropométrico.

Em cada um dos três segmentos consideramos que agem as seguintes forças externas: empuxo (E), peso (P) e arrasto ( $F_{ar}$ ). No segmento pé além dessas três age também a força de reação do solo ( $F_{RS}$ ) durante a fase de apoio.

A ligação entre eles é representada por um par de forças e de torques internos que obedecem à lei da ação e reação: as forças e torques articulares ( $F_a$  e  $M_a$  respectivamente). Consideramos o peso e o empuxo como sendo aplicados no CM e a força de reação do solo no centro de pressão. Calculamos os torques com relação à articulação proximal. Assim as equações da dinâmica inversa ficam:

$$\vec{F}_{aj} = m_i \vec{a}_i - \vec{F}_{Re_{xt}} + \vec{F}_{ai-1}$$

$$\vec{M}_j = I_i \vec{\alpha}_{pe} - \vec{M}_{Re_{xt}} + \vec{M}_{ai-1}, \text{ com } i = j$$

Onde o índice  $i=1,2,3$  representa os segmentos pé, perna e coxa, respectivamente, e o índice  $j=1,2,3$  representa as articulações do tornozelo, joelho e quadril, respectivamente.  $\vec{F}_{Re_{xt}}$  e

$\vec{M}_{Re_{xt}}$  são a força e o torque externos resultante e  $\vec{F}_{ai-1}$  e  $\vec{M}_{ai-1}$  a força e o torque articular no segmento inferior, com  $\vec{F}_{a0}$  e  $\vec{M}_{a0}$  são nulos

Para calcularmos a força de arrasto e seu torque em cada segmento, assumimos as seguintes hipóteses: a água é considerada um fluido incompressível; o fluxo da água é parcialmente turbulento; e, para as faixas de velocidade do movimento, há um domínio do arrasto de pressão, este, devido a uma diferença de pressão nas partes frontal e traseira do segmento, a qual é gerada pelo escoamento do fluido (Newman, 1992).

Assim a magnitude do arrasto é proporcional à velocidade ( $v$ ) ao quadrado, à densidade da água ( $\rho$ ), a área frontal do corpo perpendicular ao vetor velocidade ( $A$ ), e ao coeficiente de arrasto ( $C$ , tal que para o corpo humano  $1.0 \leq C \leq 1.3$ ),

O modelo Hanavan foi usado para representar os segmentos corporais por sólidos. Assim: o pé e a coxa foram representados por sólidos elípticos com uma das bases circular, e a perna por um tronco de cone circular.

Ambos apresentam um perfil de largura,  $L(x)$ , trapezoidal (no plano perpendicular ao do movimento), que pode ser descrito por:

$$L(x) = \frac{L_p(l-x) + L_d x}{l},$$

onde  $L_p$  e  $L_d$  é as larguras nas articulações distal e proximal,  $l$  o comprimento do segmento, e  $x$  distancia perpendicular de um certo ponto no segmento a articulação distal

A força e o torque em um elemento diferencial do segmento são calculados e então por integração são obtidas a força e torque em todo o seu comprimento. Desta forma os vetores  $\vec{F}_{ar}$  e  $\vec{M}_{ar}$  são descritos por:

$$\vec{F}_{ar} = -\int_0^l \frac{\rho C L(x) |\vec{l} \times \vec{v}_x| |\vec{v}_x|}{2} dx$$

$$\vec{M}_{ar} = -\int_0^l \frac{\rho C L(x) |\vec{l} \times \vec{v}_x|}{2} (\vec{x} \times \vec{v}_x) dx$$

Com  $\vec{l} = \vec{x}_d - \vec{x}_p$  e  $\vec{v}_x = \frac{\vec{v}_p(l-x) + \vec{v}_d x}{l}$ ,

sendo  $\vec{x}$ , com os sub-índices  $d$  e  $p$  a posição das articulações distal e proximal no espaço, e sem sub-índice a posição de um ponto qualquer do segmento com relação a articulação proximal,  $\vec{v}_x$  representa o perfil de velocidades no segmento e  $\vec{v}$  com índices  $d$  e  $p$  as velocidades das articulações distal e proximal.

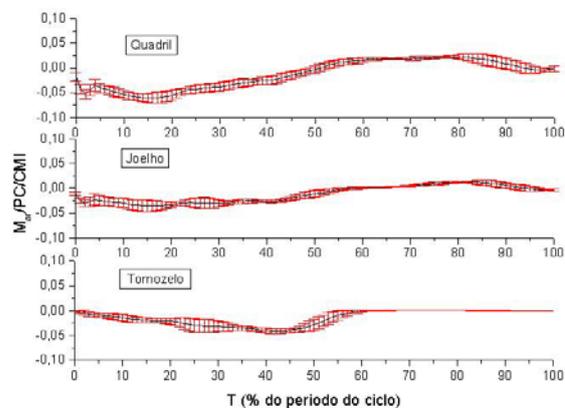
### Resultados e Conclusões

Os resultados preliminares mostram que os valores máximos da força de arrasto ocorrem na fase de balanço (que se inicia em  $57.0 \pm 2.2\%$  do ciclo), pois os picos de magnitude tanto da velocidade linear quanto da angular acontecem nessa fase do andar. A coxa apresenta o valor máximo da força de arrasto aproximadamente no meio da fase de

balanço ( $70 \pm 4\%$  do ciclo), enquanto o pé e a perna apresentam seu valor máximo na segunda metade desta fase ( $81.4 \pm 1.5\%$  e  $86.4 \pm 2.5\%$  do ciclo respectivamente). Isso ocorre porque a coxa precisa ser inicialmente erguida para que a perna e o pé possam se mover.

O valor máximo do arrasto no pé foi em média  $14.0 \pm 2.6$  N, enquanto o da perna e coxa foram respectivamente  $18.7 \pm 3.1$  N e  $21.1 \pm 2.3$  N. Isso sugere que o arrasto no pé não deve ser desprezado como proposto por (Newman, 1992) e (Biscarini, 2005), os quais assumem que o pé e a perna formam um único segmento.

Os resultados acima nos permitem concluir que o método usado para o cálculo da força de arrasto se mostrou satisfatório e produziu resultados coerentes com o evento físico que descreve, o que pôde ser confirmado ao analisarmos o gráfico da figura 1 onde estão apresentados os torques articulares durante um ciclo completo do andar, para um sujeito. O comportamento dessa curva e os valores nela apresentados se assemelham aos resultados obtidos na literatura para os torques na fase de apoio, onde a força de arrasto apresenta valores baixos.



**Figura1: Torques articulares, normalizados pelo peso corporal (PC) e pelo comprimento do membro inferior (CMI), em função do tempo, normalizado pelo período do ciclo.**

### Referências bibliográficas:

- NEWMAN, DAVA. "Human Locomotion and Energetics in Simulated Partial Gravity", Tese de Doutorado, Massachusetts Institute of Technology, 1992.
- BISCARINE, e CERULLI. "Modeling of the knee joint load in rehabilitative knee extension exercises under water", Journal of Biomechanics, acessível on-line desde 20 de fevereiro de 2006