



Universidade Federal do ABC

Universidade Federal do ABC
Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas
Princípios de Reabilitação e Tecnologias Assistivas
3º quadrimestre de 2018

LABORATÓRIO 01
CONTROLE POSTURAL

1. Objetivo

Esta aula prática tem por objetivo apresentar os conceitos de controle postural e as formas de análise das variáveis para análise global do centro de pressão.

2. Material para leitura

Duarte, M & Freitas, SMSF (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. Revista Brasileira de Fisioterapia, 14(3):183-192.

dos Santos DA, Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M (2017). A data set with kinematic and ground reaction forces of human balance. PeerJ, 5:e3626.

Base de dados:

https://figshare.com/articles/A_public_data_set_of_quantitative_and_qualitative_evaluations_of_human_balance/3394432

3. Introdução

Desde que nós humanos adotamos a postura ereta bípede, temos sido desafiados pela força de gravidade para manter o equilíbrio do corpo sobre a pequena área de suporte delimitada pelos pés. A atividade postural manifesta-se por diferentes formas no cotidiano, seja através da postura em pé ou sentada. Os atos de caminhar, de correr, de sentar, mesmo o de permanecer em pé exigem altas demandas dos sistemas que controlam a postura e o equilíbrio. Quando permanecemos parados, não permanecemos sem movimento – nós oscilamos. Somente quando a habilidade de controlar a postura ereta se deteriora, como no processo de envelhecimento e em certas patologias, por exemplo, distúrbios do sistema vestibular, lesões encefálicas adquiridas e mal de Parkinson, é que se percebe o quão difícil e crucial esta tarefa é. Não obstante a aparente simplicidade da tarefa, o controle da postura é um grande desafio para o corpo humano. O sistema de controle postural deve ser capaz de regular o equilíbrio em situações instáveis e, por outro lado, deve ser suficientemente versátil para permitir a rápida iniciação do movimento. Talvez, a mais óbvia tarefa realizada pelo sistema de controle postural seja a manutenção da postura ereta bípede, embora este sistema também atue durante o movimento do andar, por exemplo.

A maneira como os seres humanos controlam o equilíbrio na postura ereta não é ainda totalmente compreendida e problemas devidos à deficiência no controle da postura constituem uma preocupação

relevante. Simplificadamente, a tarefa do sistema de controle postural é manter a projeção vertical do centro de gravidade (COG) ou centro de massa (COM) do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. Os limites de estabilidade dependem da área da base de apoio, da projeção vertical do COM, da altura do COM e do peso da massa que será controlada. Os limites de estabilidade também dependem da interação entre a posição e velocidade do COM. Portanto, se o indivíduo estiver muito próximo da borda da base de apoio e a velocidade do COM for alta, é mais difícil recuperar a estabilidade do que se o indivíduo estivesse no centro da base de apoio com velocidade igualmente alta. Um limite real de estabilidade, em sujeitos normais, é determinado por limitações biomecânicas e neuromusculares como força e rapidez da resposta muscular. O controle da postura ereta utiliza informações sobre o monitoramento da posição do centro de massa de cada membro do corpo através de referências de informações sensoriais.

A estabilidade é alcançada gerando-se momentos de força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação em um processo contínuo e dinâmico durante a permanência em determinada postura. Fisicamente, os corpos que interagem para gerar forças são: o apoio (interface pés/chão), as partes do corpo e as estruturas internas como ossos, músculos, articulações e tendões. Para a regulação do equilíbrio, o sistema necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Para tanto, três classes de sensores podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensorial, visual e vestibular. Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano. As propriedades passivas do sistema músculo-esquelético, principalmente a rigidez das estruturas biológicas, também desempenham um importante papel na manutenção do equilíbrio. O controle do equilíbrio postural em uma pessoa é altamente afetado pela natureza da tarefa, pelas condições ambientais e pelas informações sensoriais disponíveis em função destes dois fatores anteriores e das condições da pessoa.

3.1. Modelo biomecânico simples da postura ereta

A vantagem em considerar a postura ereta quieta como um pêndulo invertido é associar ao COP o movimento do COM. A amplitude máxima do COP é a representação da oscilação que o corpo apresenta sem modificar a postura que está sendo mantida. A seguir, é descrito um modelo de um pêndulo simples para representar a dinâmica do sistema músculo-esquelético humano no plano sagital de uma forma bastante simplificada com o intuito de mostrar os conceitos básicos da modelagem físico-matemática. Considere o corpo no plano sagital representado por dois segmentos rígidos; os pés e o resto do corpo, sendo que os pés encontram-se fixos ao chão e o resto do corpo comporta-se como um segmento rígido articulado no pé por uma articulação tipo dobradiça, conforme Figura 1.

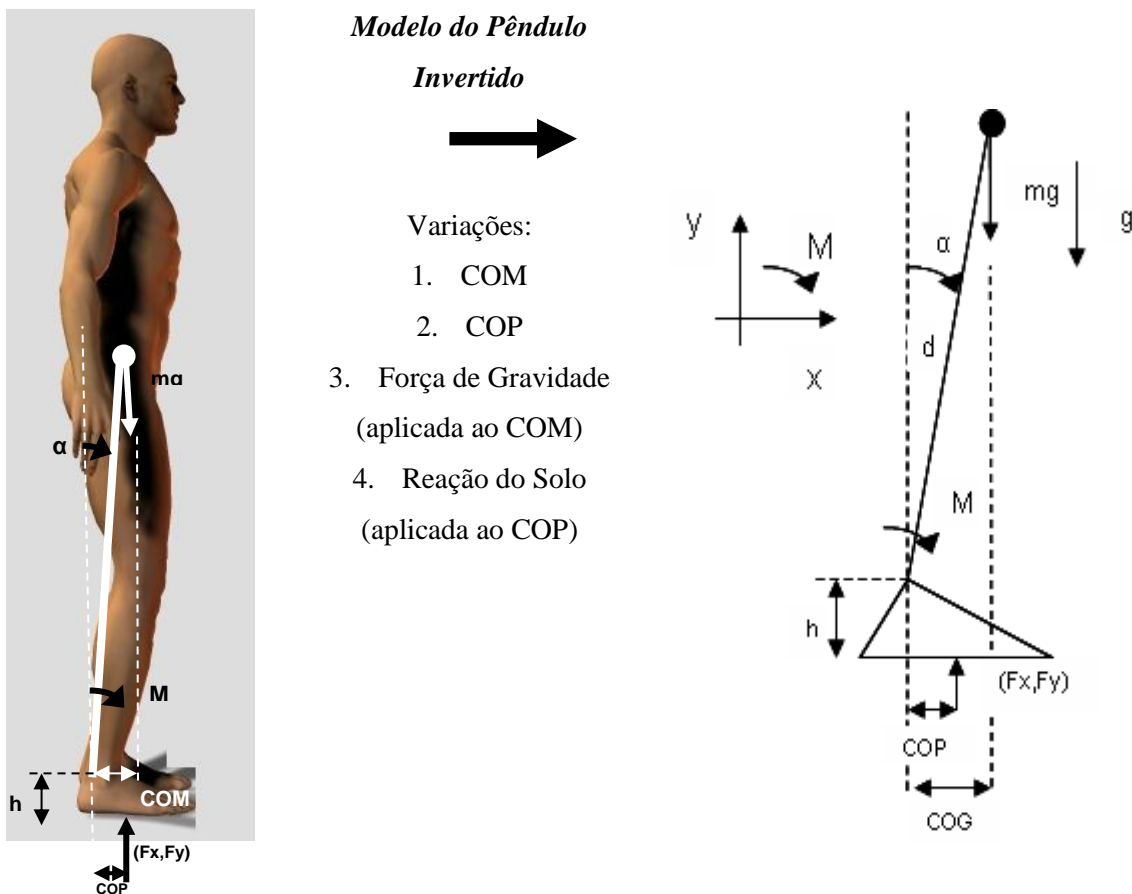


Figura 1 – Esquema representativo do modelo da postura ereta quieta. À esquerda, representação biológica do corpo em seu plano sagital. À direita, sua representação físico-matemática por meio de um simples modelo de pêndulo invertido.

Onde:

- ✓ d é o comprimento do pêndulo, dado pela distância do tornozelo até o COM do corpo;
- ✓ m é a massa do corpo;
- ✓ α é o ângulo entre a vertical e o corpo;
- ✓ h é a altura da articulação do tornozelo;
- ✓ F_x, F_y são as forças na direção a-p e na direção vertical respectivamente;
- ✓ COP é a posição do COP na direção a-p;
- ✓ GL é a posição da projeção horizontal do COM na direção a-p;
- ✓ M é o torque resultante no tornozelo para a manutenção da postura ereta.

O torque atuante no tornozelo para este pêndulo simples invertido é dado pela clássica equação diferencial:

$$M + m \cdot g \cdot d \cdot \text{sen } \alpha = I \frac{d^2 \alpha}{dt^2} \quad (1)$$

Onde I é o momento de inércia do corpo em torno da articulação do tornozelo.

Esta equação pode ser linearizada para pequenas variações angulares: $\alpha \ll 1 \rightarrow \text{sen } \alpha \approx \alpha$, e por sua vez α pode ser expressa como $\alpha \approx x/d$, onde x é o deslocamento na direção x (a-p) do COM (GL). A equação então pode ser reescrita como:

$$M = \frac{I}{d} \cdot \frac{d^2 GL}{dt^2} - m \cdot g \cdot GL \quad (2)$$

Por outro lado, o torque no tornozelo pode também ser calculado a partir da equação de movimento para o segmento pé. Quando é desprezado o peso do pé e forças inerciais tem-se que $F_y \approx mg$, e o torque será:

$$M = -COP \cdot m \cdot g - h \cdot F_x \quad (3)$$

Finalmente, a aceleração do COM na direção a-p pode ser calculada a partir da força na direção a-p e da massa do corpo:

$$\frac{d^2 GL}{dt^2} = \frac{F_x}{m} \quad (4)$$

Combinando-se as equações anteriores pode-se chegar a uma expressão que engloba as variáveis antropométricas m, L, h, I , as da plataforma de força F_x, F_y, COP e a variável GL :

$$-\left(\frac{I}{d} + m \cdot h\right) \cdot \frac{d^2 GL}{dt^2} + m \cdot g \cdot GL = m \cdot g \cdot COP \quad (5)$$

Ou, correlacionando com F_x :

$$COP - GL = -\left(\frac{I}{m \cdot d} + h\right) \frac{F_x}{mg} \quad (6)$$

As variáveis I, d, h e m são constantes e dada pela escala antropométrica de Patton (1998) e Lafond, Duarte e Prince (2004), contidas na Tabela 1; esta equação final expressa a relação fundamental entre as posições do COP e da GL em relação a F_x : a diferença $COP-GL$ é negativamente correlacionada com F_x ; e quando F_x é nula COP e GL coincidem.

Tabela 1 – Parâmetros Antropométricos do Modelo de Pêndulo Invertido

<i>Propriedade Antropométricas</i>	<i>Valores</i>
Altura do corpo	H
Massa do corpo	M
Massa do pé	$m_p = 2 \cdot 0,0145 \cdot M$
Tamanho do Pé	$h = 0,152 \cdot H$
Tamanho do pêndulo	$d = 0,575 \cdot H$
Massa do pêndulo	$m = M - m_p$
Momento de Inércia na direção Ântero-Posterior	$I_{A/P} = 0,0533 \cdot M \cdot H^2$
Momento de Inércia na direção Médio-Lateral	$I_{A/P} = 0,0572 \cdot M \cdot H^2$

4. Atividade para entregar

- a. Faça o download da base de dados de sinais da plataforma de força do equilíbrio postural de jovens e idosos. Abra o arquivo BDSinfo.xlsx. Nesse arquivo, você irá encontrar informações sobre os sujeitos.
- b. Você deverá escolher 32 arquivos, resultantes da combinação entre 4 (idade: 2 jovens x 2 idosos) x 2 (visão: olhos abertos x olhos fechados) x 2 (superfície: rígida x maleável) x 2 (tentativa: 1ª e 2ª de cada condição experimental).
- c. Calcule as variáveis para análise global do centro de pressão para cada tentativa.
- d. Faça as médias das duas tentativas resultando em uma média e desvio-padrão de cada condição experimental.
- e. Para entregar, escreva um resumo estendido (até seis páginas) contendo:
 - ✓ Título
 - ✓ Autores
 - ✓ Resumo: máximo de 200 palavras.
 - ✓ Introdução: apresente uma breve introdução sobre o tema a ser analisado culminando com o objetivo do trabalho. Uma sugestão para a introdução é iniciar com o macro (por exemplo, controle postural) até o micro (objetivo do seu trabalho).
 - ✓ Métodos: descreva os métodos da análise de seus dados, descrevendo, por exemplo as variáveis analisadas, software utilizado para análise.
 - ✓ Resultados: escreva os resultados da análise de seus dados. Esse texto deve ser semelhante a um capítulo de resultados de um artigo, contendo, por exemplo, uma figura descritiva dos dados, uma figura de síntese dos seus resultados. Não é necessário fazer uma análise estatística.
 - ✓ Discussão: Discuta seus resultados, comentando sobre os efeitos da idade, visão e superfície no controle postural.
 - ✓ Referências Bibliográficas