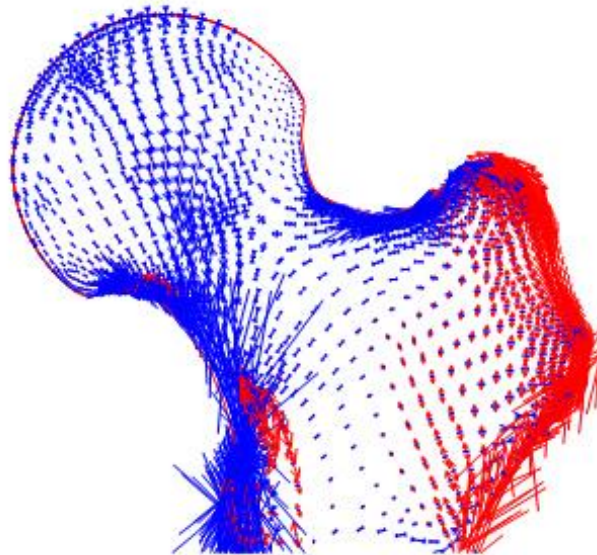


# Modelamento Biomecânico



Prof. Dr. Guanys de Barros Vilela Junior

# O que é um Modelo Biomecânico?

- O Modelamento Biomecânico se refere à construção de um objeto (real ou virtual) a partir de conhecimentos físicos e matemáticos, para que seja possível a simulação do comportamento biomecânico das estruturas locomotoras do corpo humano.
- É comum o uso de softwares específicos como Labview<sup>®</sup>, AutoCAD<sup>®</sup>, MatLab<sup>®</sup>, Simulink<sup>®</sup>, Mathematica<sup>®</sup>, dentre outros.

# Modelos Antropométricos

- Tais modelos assumem que o corpo é uma série de segmentos rígidos articulados.
- Usualmente são bidimensionais, baseados em informações cinemáticas com algum dado dinâmico.
- O objetivo é observar forças, torques e momentos que agem nas várias articulações.
- Tais modelos não fazem previsões de forças internas.

# Modelos Antropométricos

- Chafin (1969) foi o precursor de modelos biomecânicos no mundo do trabalho, nos quais, a partir de 7 ou 8 articulações, são calculadas as forças e torques articulares e o comportamento do corpo todo a partir da cadeia cinesiológica.
- Em tais casos a mecânica newtoniana é aplicada no modelo sob condições de equilíbrio.

# Modelos Antropométricos

- Shultz & Anderson (1981) propuseram um modelo tridimensional que possibilita uma análise do estresse que atua sobre o corpo nas situações de trabalho.
- Tal modelo assume que os músculos antagonistas são inoperantes (o que às vezes pode estar errado!)

# Modelos Antropométricos

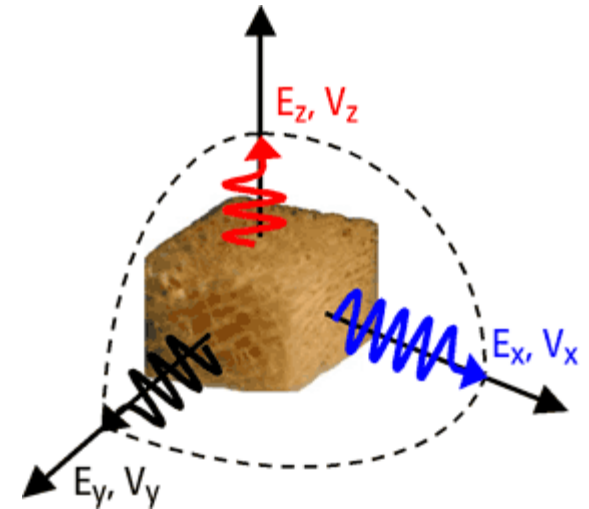
- Diversos modelos biomecânicos tem como objetivo calcular o estresse causado por forças externas durante o levantamento de cargas.
- Entretanto, tais modelos pressupõem que o movimento seja realizado lenta e suavemente, ou seja, as acelerações são pequenas e portanto seu efeito é desprezível.

# Modelos Antropométricos

- Ayoub (1980) argumenta que tais modelos 2D e no plano sagital são bons para a compreensão do estresse, mas que são limitados pois poucos consideram o corpo em situações 3D e em situações de movimentos de torsão (rotação + compressão).
- Tais limitações são decorrentes, principalmente, pela falta de infra-estrutura tecnológica na maioria dos laboratórios.

# Modelos de ossos

- O tecido ósseo é não homogêneo e anisotrópico, ou seja, suas propriedades mecânicas mudam de acordo com a mudança da direção das forças que atuam sobre ele.
- Modelos biomecânicos mais sofisticados consideram esta anisotropia óssea.

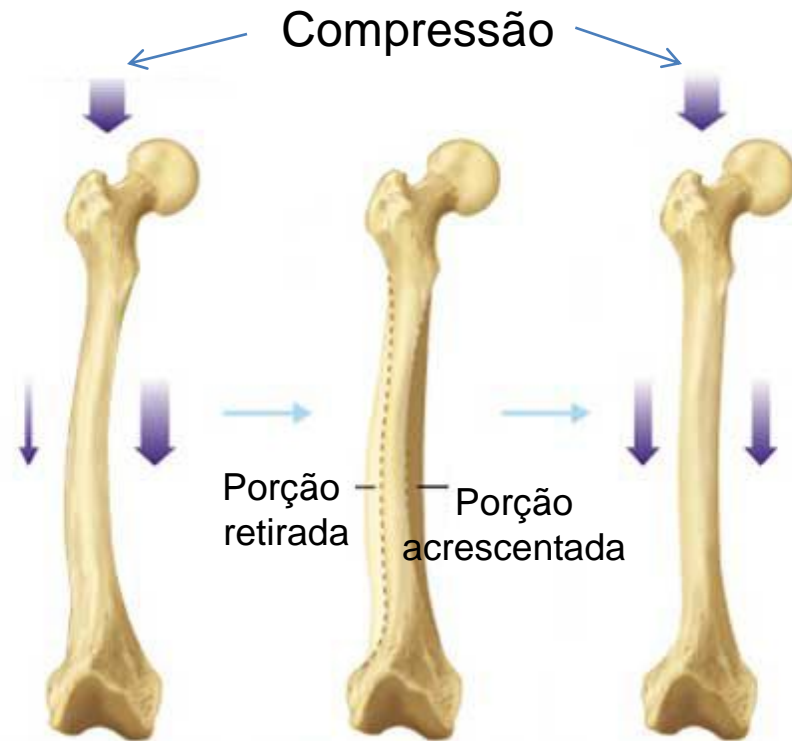




# Modelos de ossos

- Tecido ósseo é piezoelétrico, ou seja, sob estresse mecânico é gerado um campo elétrico que produz força elétrica. Tais forças são fundamentais para a formação do tecido ósseo.

# Remodelamento ósseo

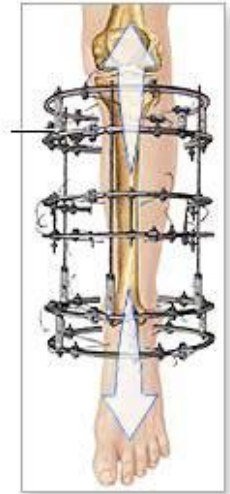


Força compressiva sobre osso com curvatura acentuada. Compressão é maior do lado côncavo.

Esta compressão maior no lado côncavo produz campos elétricos maiores que estimulam a síntese óssea neste lado.

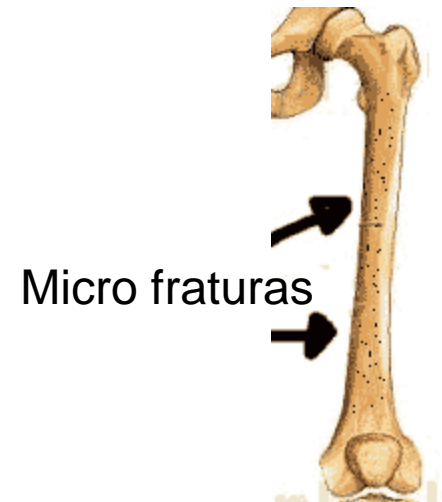
# Porque?

- Porque em alguns tipos de fratura são utilizados tais aparatos?
- Pois com tal mecanismo são geradas forças tensivas que pelo efeito piezoelétrico do tecido ósseo geram forças elétricas que estimulam os osteoblastos.



# Questão

- Porque é importante fazer alongamento depois de uma corrida?
- Resposta: durante a corrida são produzidas micro fraturas no tecido ósseo. Ao alongar, é aplicada uma força tensiva sobre o osso, isto determina a geração de campo elétrico e forças elétricas que garantem a rápida (5 a 20 minutos!) recuperação de tais micro lesões.



# Modelos de articulações simples

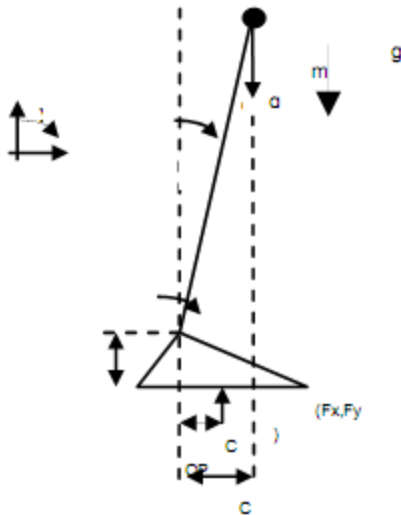
- As forças internas que atuam nas articulações são difíceis de calcular porque tais articulações são envolvidas por vários músculos e ligamentos.
- Tal complexidade determina que o número de incógnitas é maior que o número de equações.
- Dados de EMG, forças e torques máximos e mínimos e energia metabólica são usados para diminuir o número de incógnitas.

# Modelos de articulações simples

- As equações nestes modelos cinéticos usualmente são diferenciais e não-lineares.
- Tais equações são reduzidas a equações algébricas através da solução do “problema da dinâmica inversa” onde dados cinemáticos são utilizados para eliminar derivadas.

# Exemplos de Modelamento Biomecânico

## Um Modelo Biomecânico Simples da Postura Ereta



Músculos considerados:  
Gastrocnêmico e Sóleo

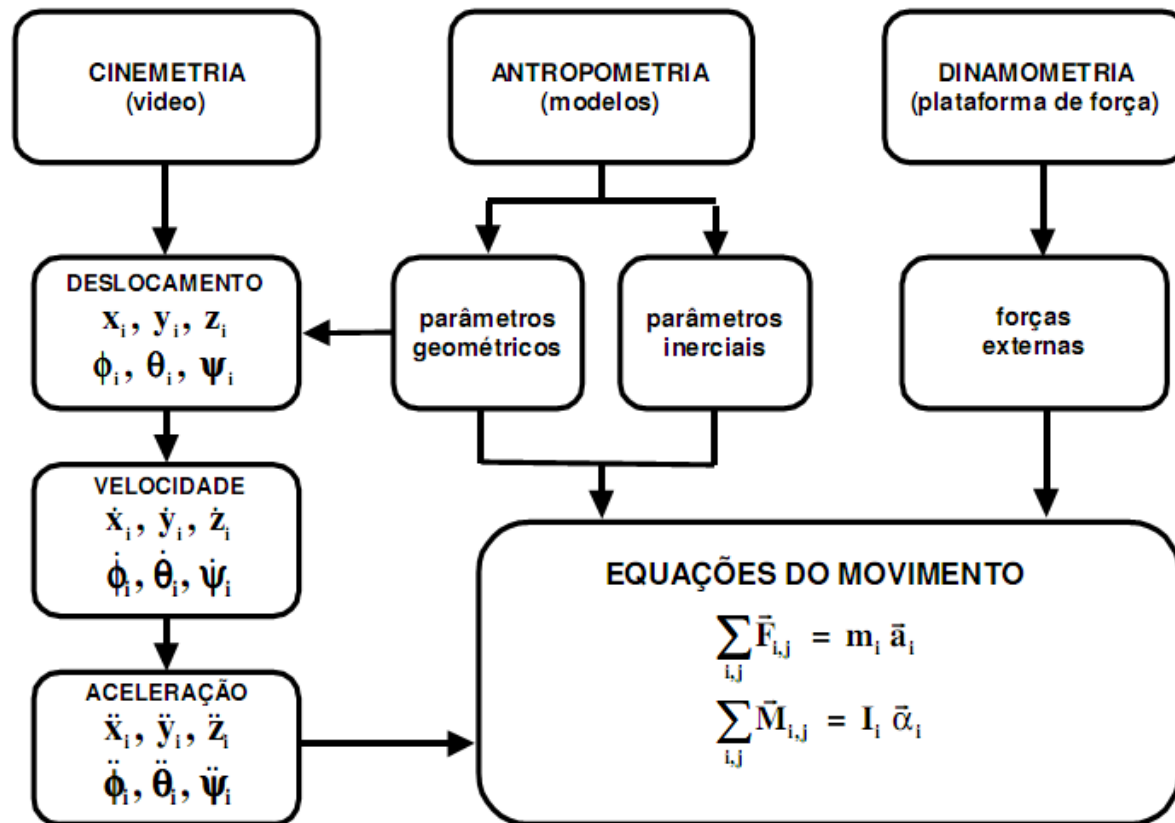
$$M + m \cdot g \cdot d \cdot \text{sen } \alpha - \underbrace{B \cdot \frac{d\alpha}{dt} - K \cdot \alpha}_{\text{Parâmetros de rigidez e Viscosidade}} = I \frac{d^2 \alpha}{dt^2}$$

Parâmetros de rigidez e Viscosidade

Um modelo de um pêndulo simples é utilizado 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 mostra o desenho ao lado.

# Exemplos de Modelamento Biomecânico



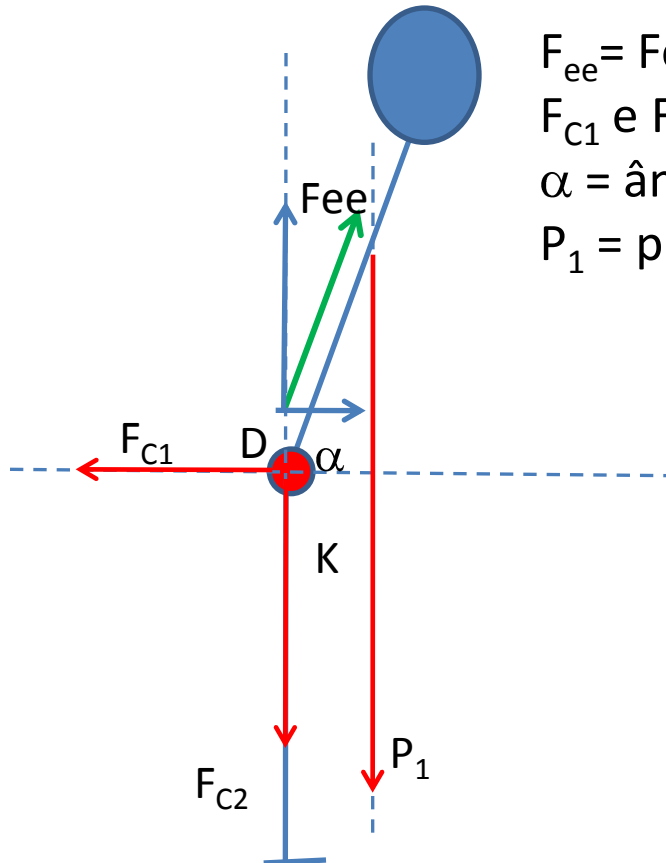
Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizados para a definição das equações do movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa.



# Modelo Biomecânico para Determinação da Força Resultante na cabeça do fêmur

- **Consideraremos neste modelo:**
- Fêmur (cabeça, no acetábulo).
- Massa corporal acima do acetábulo (68% da massa corporal total).
- Ângulo de inclinação do tronco à frente ( $\alpha$ )
- As forças e seus braços estão no desenho do próximo slide.

# Modelo Biomecânico para Determinação da Força Resultante na cabeça do fêmur



$F_{ee}$  = Força dos eretores da espinha

$F_{c1}$  e  $F_{c2}$  = Forças compressivas na cabeça no fêmur

$\alpha$  = ângulo do tronco com a horizontal

$P_1$  = peso corporal acima do acetábulo (68% do peso total)

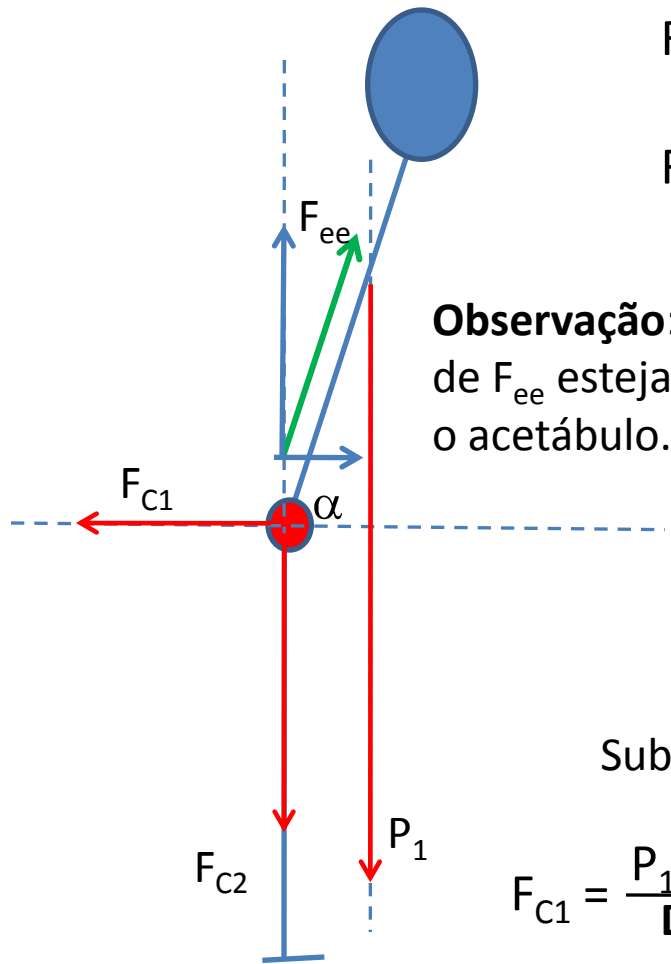
## Condições de equilíbrio:

$$R_x = 0$$

$$R_y = 0$$

$$\Sigma M_F = 0$$

# Modelo Biomecânico para Determinação da Força Resultante na cabeça do fêmur



$$R_x = 0$$

$$R_y = 0$$

$$F_{C1} = F_{ee} \cdot \cos \alpha$$

$$F_{C2} + P_1 = F_{ee} \cdot \sin \alpha$$

**Observação:** Admitamos que a distância entre a componente horizontal de  $F_{ee}$  esteja a uma distância  $D$  do acetábulo e  $K$  é a distância da  $P_1$  até o acetábulo.

$$\sum M_F = 0$$

$$F_{ee} \cdot \cos \alpha \cdot D = P_1 \cdot K$$

Substituindo  $F_{ee}$  nas equações anteriores teremos:

$$F_{C1} = \frac{P_1 \cdot K}{D}$$

$$F_{C2} = P_1 \cdot (K/D \cdot \operatorname{tg} \alpha - 1)$$

$$F_{C1} = \frac{0,68 \cdot P_T \cdot K}{D}$$

$$F_{C2} = 0,68 \cdot P_T \cdot (K/D \cdot \operatorname{tg} \alpha - 1)$$

Os Momentos de todas as forças que passam pelo acetábulo é zero pois  $b = 0$

# Desafios!

- Uma área praticamente intocável no modelamento biomecânico refere-se à inserção de variáveis cognitivas em tais modelos.
- Exemplo:  $H = F.V.P.D$
- Onde F é a força  
V é a velocidade  
P é a precisão  
D é determinação (variável cognitiva)

παξ δομινι σιτι σεμπερ ποβισχωμ