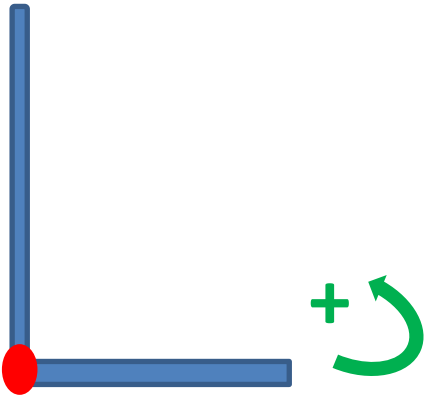


# **Biomecânica do Movimento Humano: Graus de Liberdade, Potência articular e Modelamento Biomecânico**

**Prof. Dr. Guanys de Barros Vilela Junior**

# Conceitos Básicos

## Modelo simplificado da articulação do cotovelo



### **Movimento Progressivo ( $V > 0$ )**

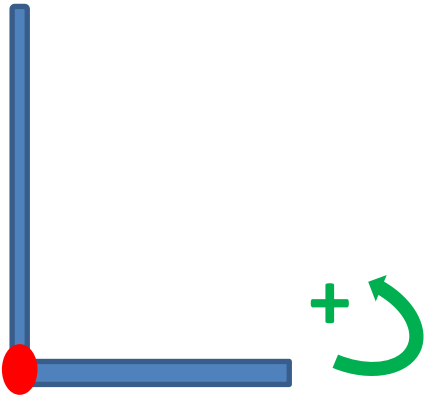
Quando o segmento corporal se movimentar no sentido positivo da trajetória.

### **Movimento Retrógrado ( $V < 0$ )**

Quando o segmento corporal se movimentar contra o sentido positivo da trajetória.

# Conceitos Básicos

## Modelo simplificado da articulação do cotovelo



**Movimento Acelerado:** ( $|V|$  aumenta)

Quando o segmento corporal se movimentar no sentido positivo da trajetória.

**Movimento Retardado:** ( $|V|$  diminui)

Quando o segmento corporal se movimentar contra o sentido positivo da trajetória.

# Tipos de Movimentos Articulares

- **MPA** – Progressivo Acelerado ( $V > 0$ ;  $|V|$  aumenta)
- **MPR** – Progressivo Retardado ( $V > 0$ ;  $|V|$  diminui)
- **MRA** – Retrógrado Acelerado ( $V < 0$ ;  $|V|$  aumenta)
- **MRR** – Retrógrado Retardado ( $V < 0$ ;  $|V|$  diminui)
- **MPU** – Progressivo Uniforme ( $V > 0$ ;  $|V|$  é constante)
- **MRU** – Retrógrado Uniforme ( $V < 0$ ;  $|V|$  é constante)

# Grandezas Angulares e Lineares

$$\frac{\text{Grandeza Linear}}{\text{Grandeza Angular}} = \text{Comprimento do segmento corporal (Raio)}$$

Obs: na flexão, extensão, adução, abdução

$$\frac{\text{Grandeza Linear}}{\text{Grandeza Angular}} = R$$

$\Delta\varphi$  Espaço angular

$\omega$  Velocidade angular

$\alpha$  Aceleração angular

$$\frac{\Delta s}{\Delta\varphi} = \frac{v}{\omega} = \frac{a}{\alpha} = R$$

# Movimentos Lineares e Angulares

Variável	Linearmente	Angularmente
Espaço percorrido	$\Delta S$	$\Delta \varphi$
Velocidade	$v; S' ; dS/dt$	$\omega; \varphi' ; d\varphi/dt$
Aceleração	$a; \Delta S'' ; dV/dt$	$\alpha; \Delta \varphi''; \Delta \omega'; d\omega/dt$
Força ; Torque (Momento da força)	<b><math>F = m.a</math></b>	<b><math>\tau = r \times F = I.\alpha</math></b>
Momento Linear ( <b>p</b> ) ou Q	$p = m.v$	
Momento Angular (ou Cinético)		<b><math>M_{ang} = r \times p = I.\omega</math></b>
	Massa (m)	Momento de inércia (I)
Potência (P)	$P = F .v$ $P = \int F dv$	$P = \tau . \omega$ $P = \int \tau d\omega$

**Onde:** **r** é o vetor posição; **p** é o momento linear;  **$\tau$**  é o torque; **I** é o momento de inércia;  **$\alpha$**  a aceleração angular;  **$\omega$**  a velocidade angular

# Modelamento Biomecânico do Músculo

- Modelos biomecânicos podem ser classificados em “**estruturais**” (utilizam estruturas semelhantes às reais) e “**fenomenais**” (não se preocupam com a estrutura, mas sim com o *fenômeno* que querem explicar, no caso, a ***ação muscular***).
- Existem modelos de vários níveis de complexidade. É evidente que quanto maior a complexidade do modelo, maior será o número de ***graus de liberdade*** que o mesmo terá que controlar.

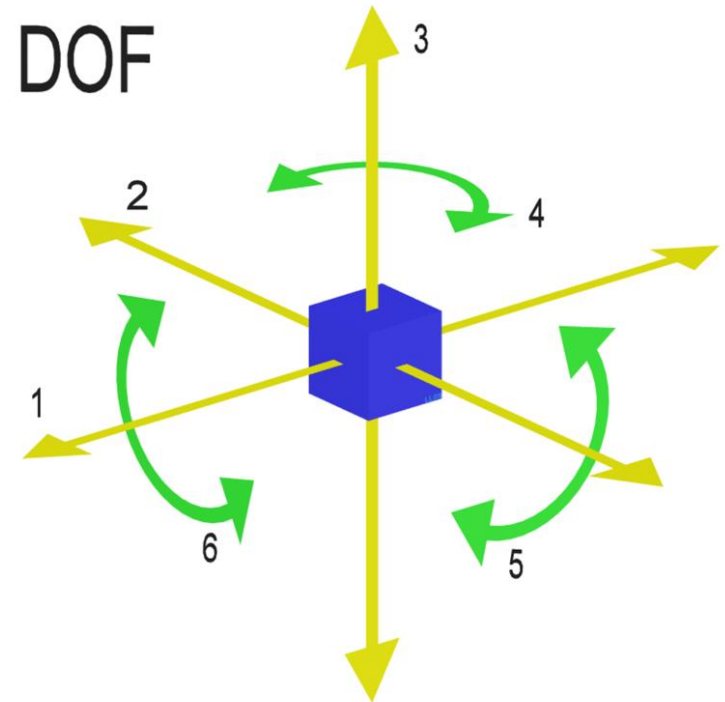
# Graus de Liberdade (GL)

- GLs são utilizados para descrever o número de parâmetros necessários para especificar as condições de mobilidade de uma articulação.
- O sistema ósseo ***ainda*** é amplamente utilizado, dado que considerar os GLs dos músculos que passam por uma articulação aumentam em muito a complexidade do sistema.
- Se considerados as miofibrilas de cada músculo, o número de GLs aumenta exponencialmente.

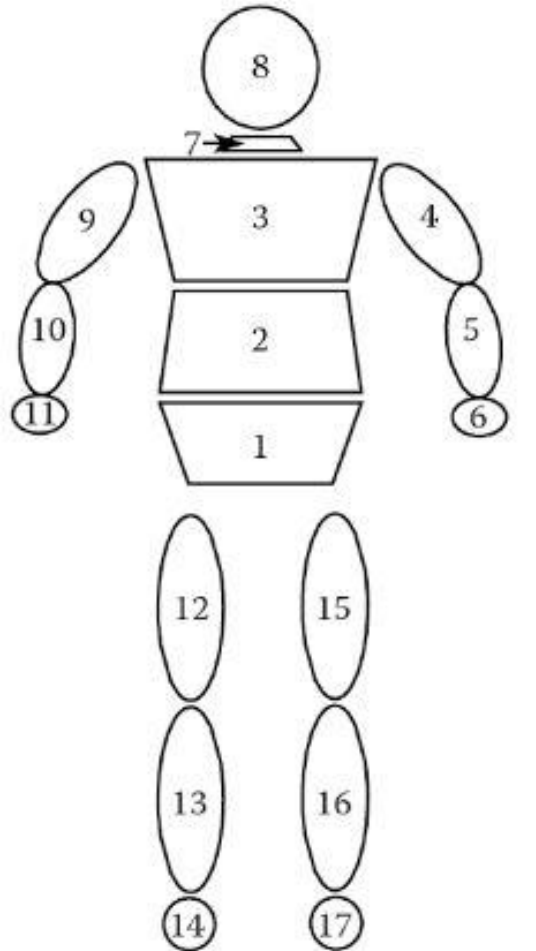


# Graus de Liberdade (GL)

- Os 6 GLs:
- 1) médio – lateral
- 2) ântero – posterior
- 3) para cima / baixo
- 4) *yaw* (zig-zag, no eixo vertical)
- 5) *roll* (girar no eixo A-P)
- 6) *pitch* (girar no eixo M-L)



# Graus de Liberdade (GL)



## Exemplo:

Modelo composto por  
17 segmentos articulados

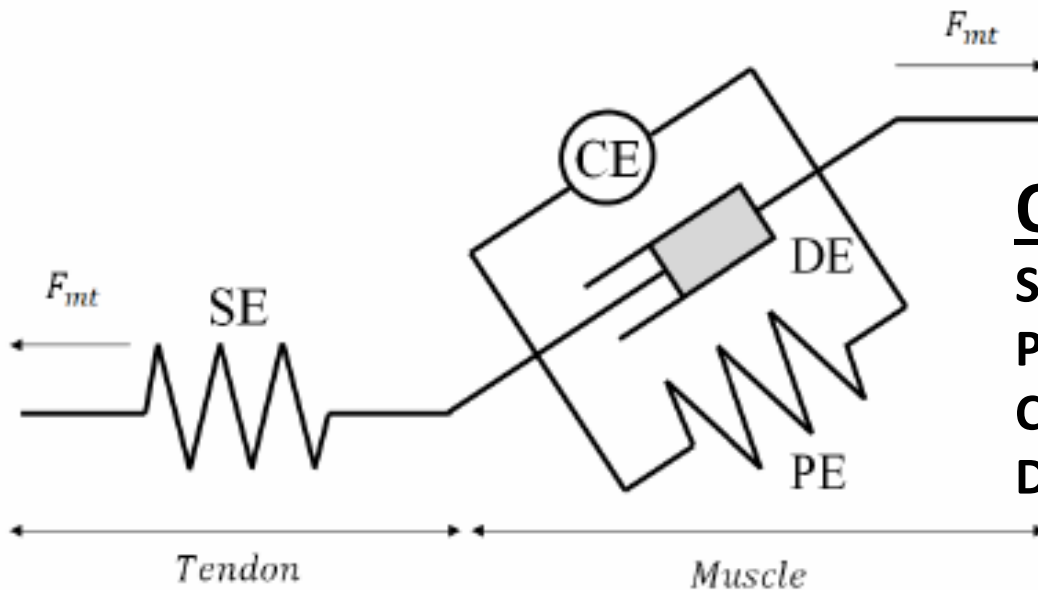
Quantos graus de liberdade podem  
ser identificados neste modelo?

Podemos considerar  
este modelo com **57 GL**

**Controle neuromotor de 57 GL é altamente complexo**

# Modelamento Biomecânico do músculo

## Modelo de Hill



### Onde:

SE: componentes em série

PE: componentes em paralelo

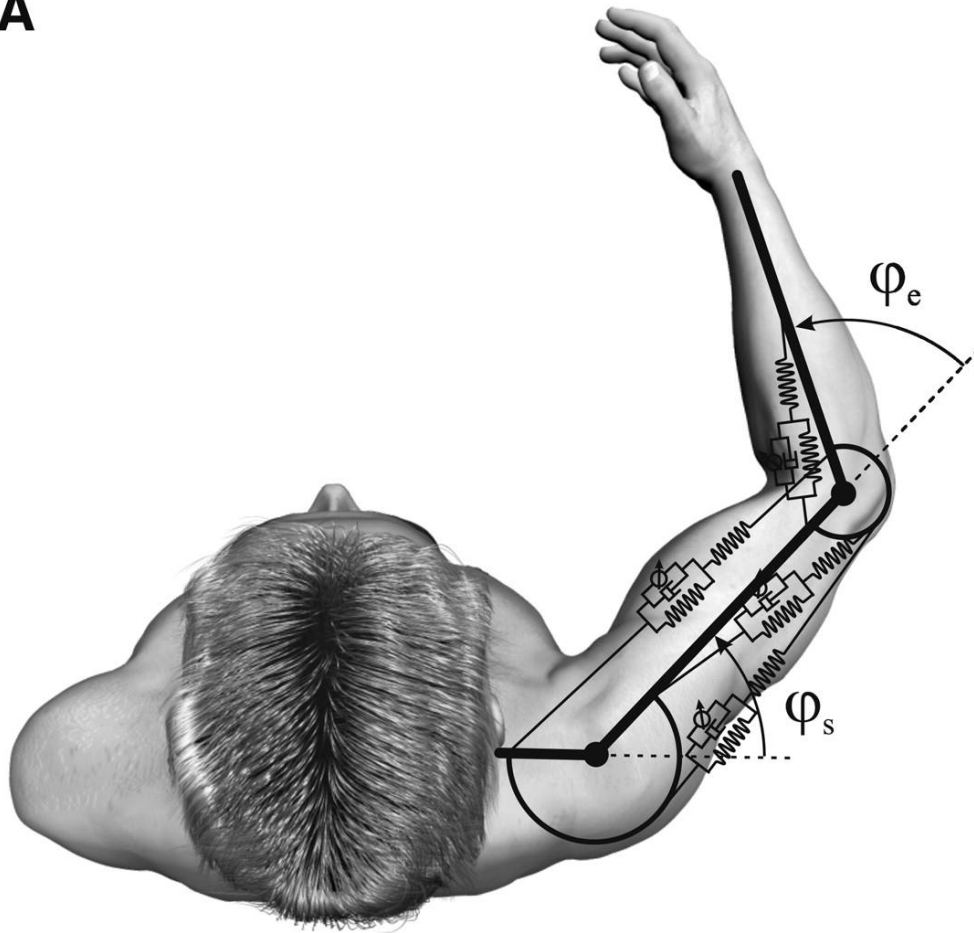
CE: componentes contráteis

DE: componentes de amortecimento

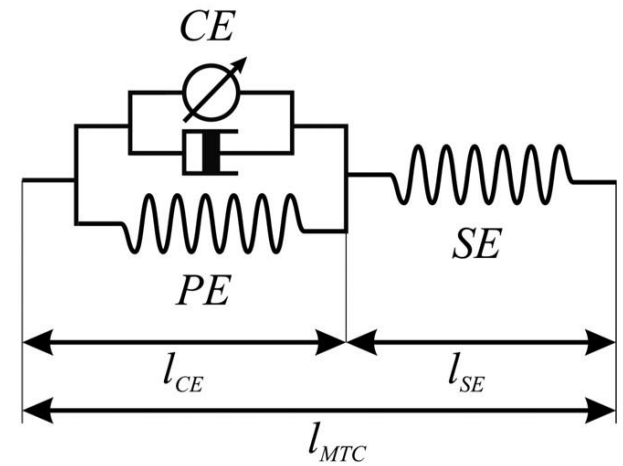
- SE: fibroblastos (elastina e colágeno (I e III))
- PE: colágeno
- CE: actina e miosina

# Modelo de Hill

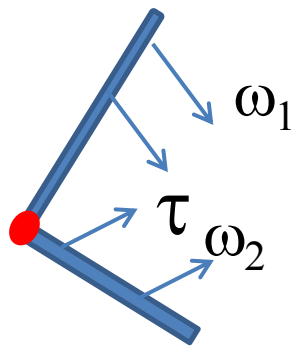
A



B



# Dois segmentos rotacionados em direções opostas

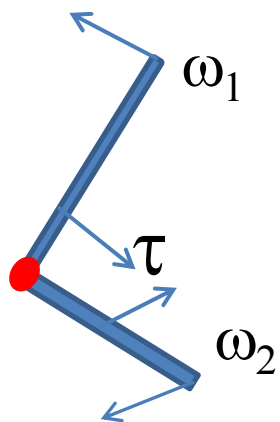


Concêntrica (ângulo articular diminuindo)

Geração de Energia Mecânica

$\tau\omega_1$ , gera energia para o segmento 1.

$\tau\omega_2$  gera energia para o segmento 2



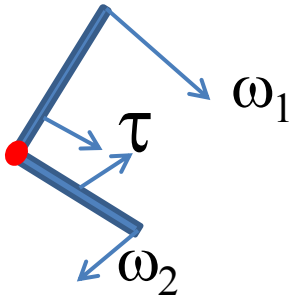
Excêntrica (ângulo articular aumentando)

Absorção de Energia Mecânica

$\tau\omega_1$ , gera energia para o segmento 1.

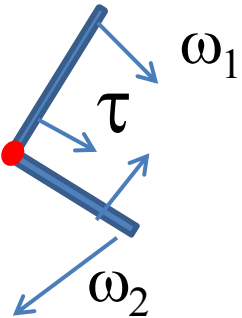
$\tau\omega_2$  gera energia para o segmento 2

# Dois segmentos rotacionados na mesma direção



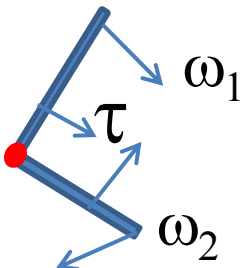
Concêntrica ( $\omega_1 > \omega_2$ )

$\tau(\omega_1 - \omega_2)$ : geração de EM no segmento 1 e transferência para o segmento 2



Excêntrica ( $\omega_2 > \omega_1$ )

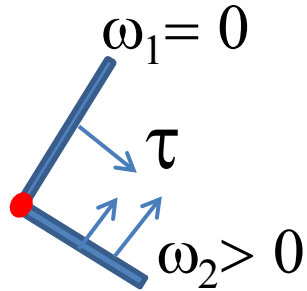
$\tau(\omega_2 - \omega_1)$ : transferência e absorção de EM para o segmento 2



Isométrica Dinâmica ( $\omega_1 = \omega_2$ )

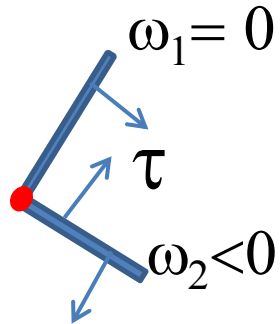
$\tau\omega_2$  : transferência de EM para o segmento 1

# Um dos segmentos está fixo



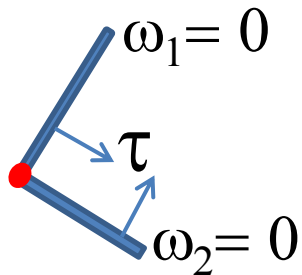
Concêntrica ( $\omega_2 > 0$ )

Geração de EM no segmento 2



Excêntrica ( $\omega_2 < 0$ )

Absorção de EM no segmento 2



Isométrica Estática ( $\omega_1 = \omega_2 = 0$ )

Sem geração e transferência de EM

# Estudo Dirigido III



Na sequência de saltos na figura ao lado, identifique para os complexos articulares do **tornozelo** (perna e pé); **joelho** (perna e coxa) e **quadril** (fêmur e quadril), os tipos de contrações e as transferências de energia mecânica entre os segmentos da situação 1 para a 2 e da situação 2 para a 3.