



**POLITECNICO**  
MILANO 1863

# BIOINGEGNERIA DEL SISTEMA MOTORIO

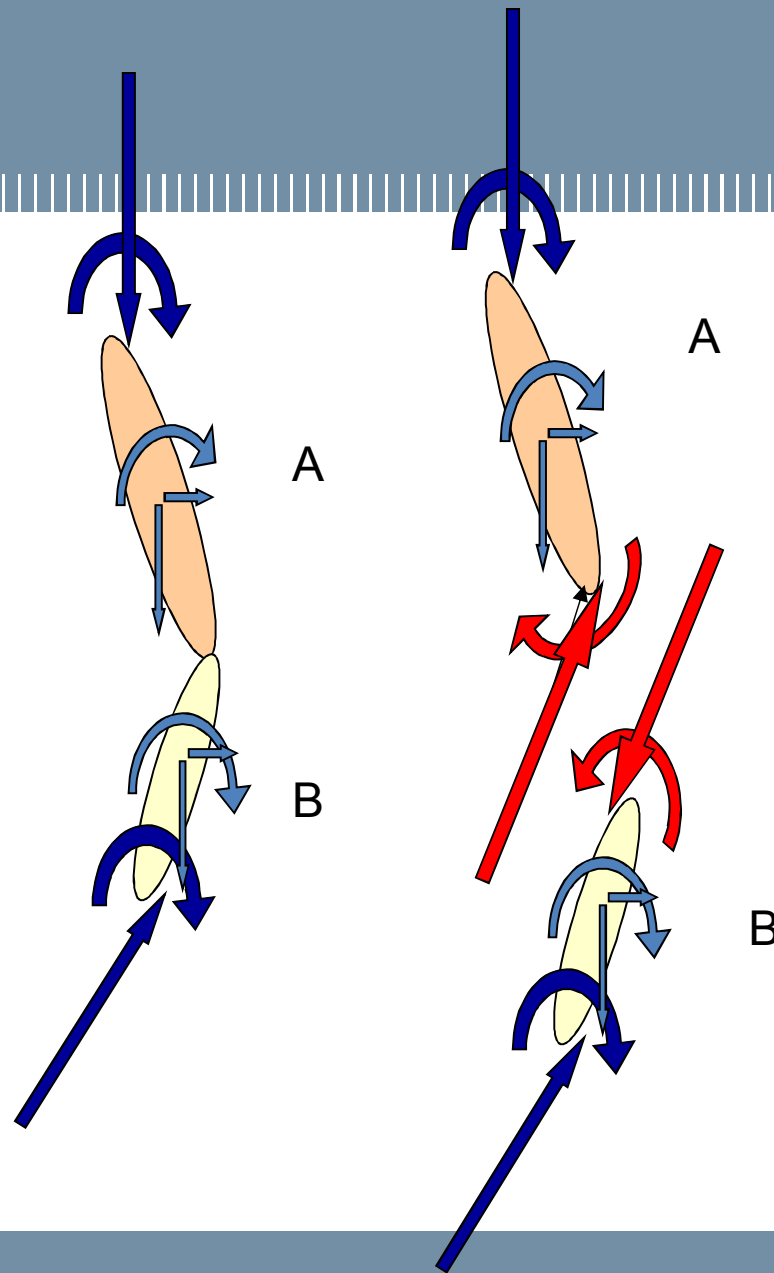
**Sezione: M-Z**

**Modelli e stima forze interne**

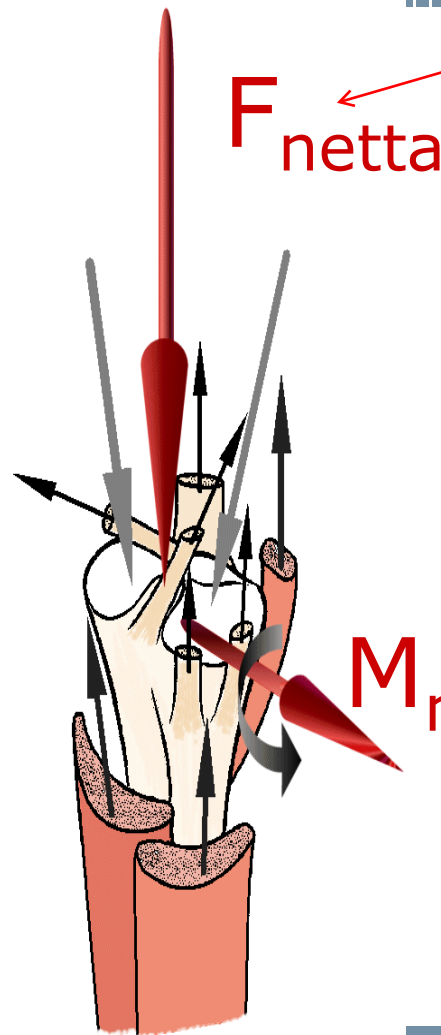
## Stima di forze interne

**Forze interne**  
(generalizzate) =

**reazioni nette**  
**intersegmentarie**



# Il problema della distribuzione delle forze muscolari



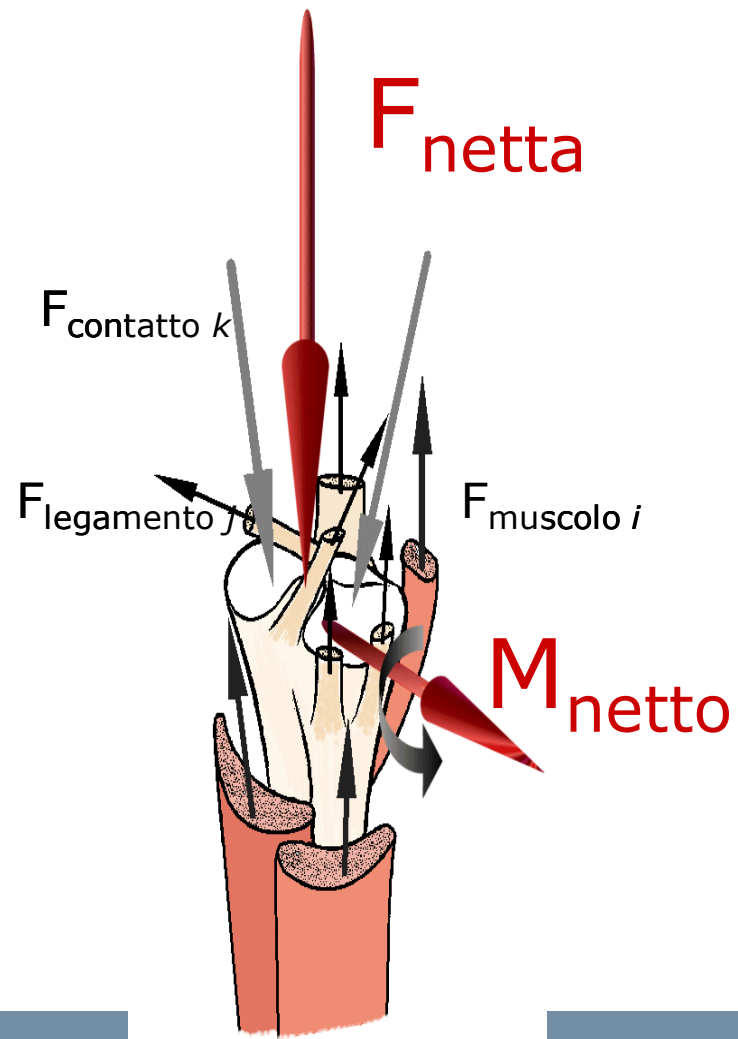
La forza netta determinata dalla soluzione del problema dinamico inverso mi determina in realtà l'insieme delle forze: muscolari, legamenti e di contatto

le reazioni interne 'nette'  
**sono forze e momenti**  
**che si possono**  
**calcolare** a partire da:

- **forze esterne** (forze gravitazionali, forze d'interazione con superfici esterne)

momento delle singole forze per il braccio di applicazione

- **cinematica segmentale** (forze d'inerzia, momenti d'inerzia).



# Equazioni di equipollenza

## Forza di reazione interna netta

$$\mathbf{F} = \sum_{i=1}^N (\mathbf{F}_i^m) + \sum_{j=1}^P (\mathbf{F}_j^l) + \sum_{k=1}^Q (\mathbf{F}_k^c)$$

**Momento** di  
reazione interna  
netto

forze  
muscolari  
interne

forze  
legamentose  
interne

forze  
interne di  
contatto  
osseo

semplicemente  
forze moltiplicate  
per il braccio

$$\mathbf{M}^O = \sum_{i=1}^N (\mathbf{r}_{i/o} \wedge \mathbf{F}_i^m) + \sum_{j=1}^P (\mathbf{r}_{j/o} \wedge \mathbf{F}_j^l) + \sum_{k=1}^Q (\mathbf{r}_{k/o} \wedge \mathbf{F}_k^c)$$

vettori di localizzazione della forza

. Il numero di incognite scalari (SU) nel sistema rappresentato dalle equazioni di equipollenza è pari a

per una articolazione ho:

$$SU = N + P + 3Q$$

ove N è il numero di muscoli, P il numero di legamenti e Q è il numero di aree di contatto per l'articolazione in esame (3 è il numero di componenti incognite delle forze di contatto).

Generalmente il numero di incognite è maggiore del numero di equazioni scalari, ossia:

$$N + P + 3Q > 6$$

numero eq. che  
posso scrivere

Il sistema è dunque indeterminato.

Problema, ottengo variabili con un alto numero di incognite. Perché essendo vettoriale, avrò 3 componenti per ogni forza. In più anche la direzione come incognita, ed il punto di applicazione (oltre al modulo delle stesse). Delle forze muscolari e legamentose il punto di applicazione è determinato da delle misure che possono essere fatte con risonanza magnetica, o comunque nota anatomia, perché in base a come è posizionato il legamento od il muscolo so il punto di inserzione e posso determinare il braccio della forza muscolare e legamentosa. (BRACCIO->CONOSCENZA ANATOMIA) Per la direzione posso determinarla conoscendo la cinematica. Cioè, sapendo com'è la cinematica dell'articolazione posso evidenziare la direzione delle forze. Bracci e direzione conosciuti, incognito il modulo. Per quelle di contatto non ho indicazioni né della direzione, né punto, né modulo. E quindi di queste forze ho la necessità di risolvere la determinazione delle grandezze. Ho quindi più incognite del numero di equazioni usate per risolverle. Ho un sistema indeterminato.

$$N+P+3Q > N_e$$

( $N_e = 6$  per ogni articolazione in 3D)



La quantità di incognite **eccede** il numero di equazioni che descrivere il sistema:  
problema **indeterminato**

Per risolvere il problema si fanno delle approssimazioni. potrei anche fare misure dirette, es forze di contatto a livello dell'anca inserendo degli strain gauge con metodi invasivi, però non sempre è fattibile.

**Esistono approcci  
per la stima delle  
incognite**

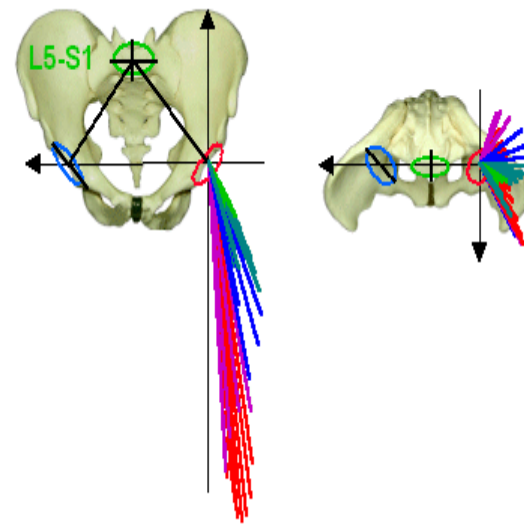
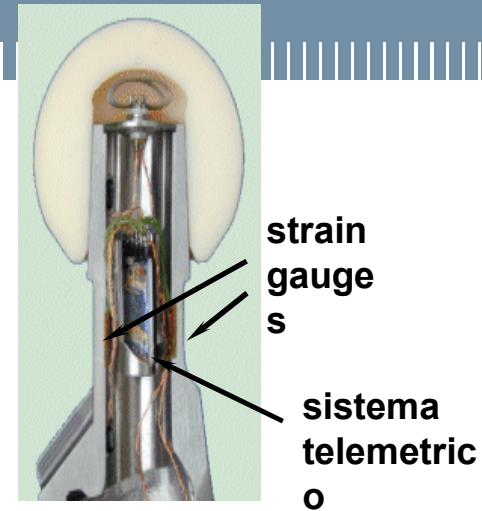
?

Ovviamente posso calcolare solo le forze nette e considerare solo queste, però devo sapere che non sono effettivamente le forze muscolari. Poi ad es. se ho legamenti lassi il ruolo dei legamenti sarà importante.

# Misurazione diretta (invasiva)

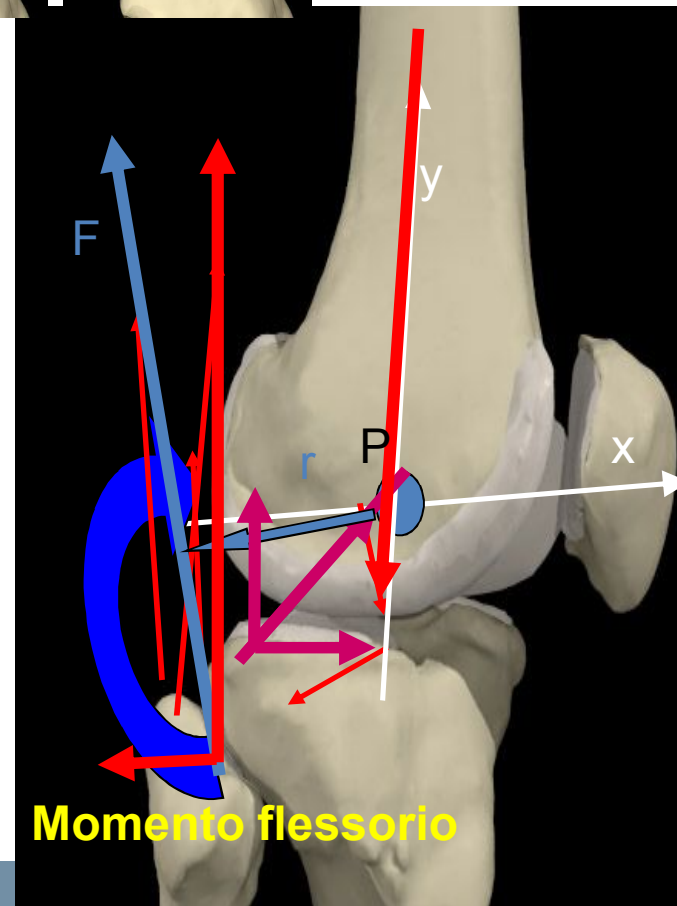
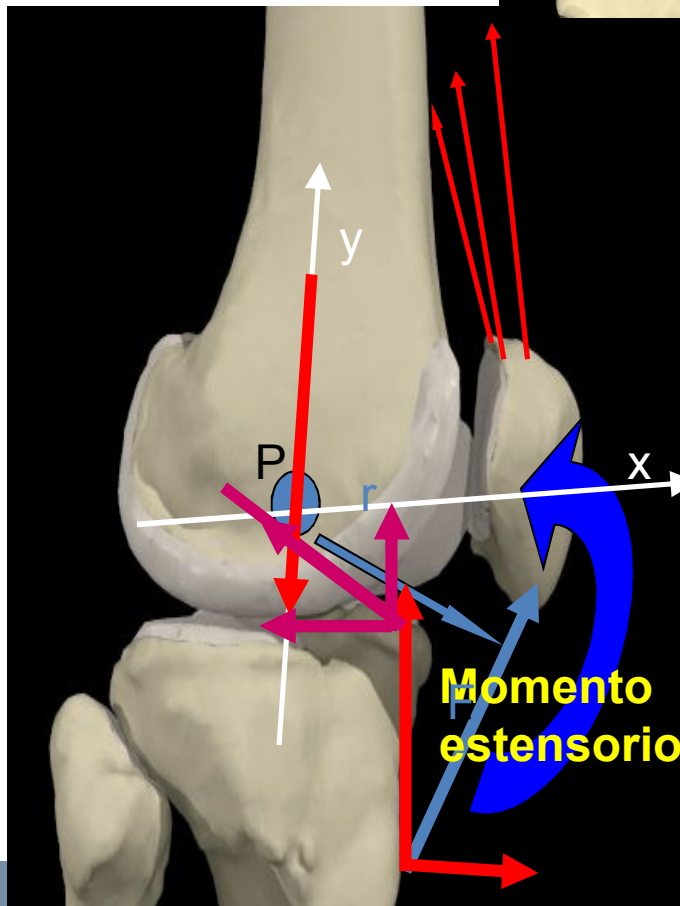
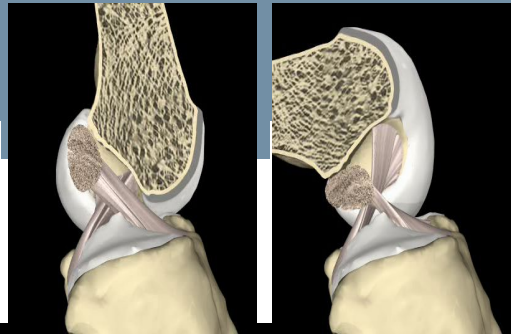


Bergmann, J  
*Biomech* (2001)





# Riduzione di complessità



# Ipotesi sul controllo neuromuscolare:

Definire schemi di reclutamento a priori  
(o inferiti dall'analisi dei segnali EMG)

semplifico il modello determinando all'interno del modello solo i gruppi principali muscolari che intervengono, oppure assumo un criterio che minimizza cifre di merito. Cioè 1) identifico con un singolo muscolo tutto

Assumere un criterio di coinvolgimento dei muscoli che minimizzi una cifra di merito

Esempi:

- energia totale
- indice di affaticamento
- forza totale di compressione
- forze sui tessuti molli, ecc...

en totale di quella articolazione deve essere minimizzata

minimizzazione di questi valori

# Approccio alla minimizzazione di una cifra di merito (funzione di costo, funzione obbiettivo)

1 Definizione della **cifra di merito (o funzione di costo)**

2 Definizione delle **variabili di progetto** gradezze che mi caratterizzano l'articolazione

3 Definizione delle **funzioni di vincolo**

Cose proposte dalla letteratura.

# Funzioni di Costo

*La funzione di costo* è la funzione da minimizzare, e viene in genere scelta in modo che abbia qualche attinenza con un criterio verosimile dal punto di vista biologico, per esempio la minimizzazione dell'energia metabolica consumata

impongo cioè eq di vincolo aggiuntive che mi aumentano il numero delle equazioni

$$J = \sum_{i=1}^N F_i^m$$

Seireg, *J Biomech* (1973)

$$J = \sum_{i=1}^N (F_i^m / PCSA_i)^3$$

Crowninshield, *J Biomech* (1981)

$$J = \sum_{i=1}^N (F_i^m / M_{\max i})^3$$

Herzog, *J Neurosci Methods* (1987)

# Funzioni di Costo

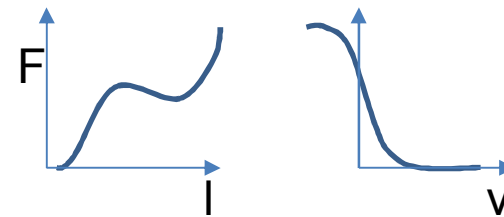
$$J_1 = \sum_{i=1}^N Fdin_i$$

$$J_2 = \sum_{i=1}^N Fdin_i^2$$

$$J_3 = \sum_{i=1}^N Fdin_i / Fdin \max_i$$

$$J_4 = \sum_{i=1}^N (Fdin_i / Fdin \max_i)^2$$

$$Fdin \max_i = f(l_i, v_i)$$



Pedotti, *Math Biosci* (1978)

# Variabili di progetto

*Le variabili di progetto* sono le variabili che sistematicamente vengono fatte variare fino a che la funzione di costo non ha raggiunto il minimo ricercato e fino a che tutte le funzioni di vincolo non sono soddisfatte.

## Variabili di progetto

- forze muscolari
- coefficienti di attivazione
- ...

# Funzioni di vincolo

*Le funzioni di vincolo* restringono la soluzione dell'approccio di ottimizzazione a certe condizioni al contorno.

$$0 \leq F_i^m \leq F_{imax}^m \quad i = 1, \dots, N$$

$$M_o = \sum_{i=1}^N (r_{i/o} \times F_i^m)$$



impongono la  
condizione di  
equipollenza

# Significato delle funzioni obbiettivo

## Risparmio di energia metabolica

$$\delta E = \delta W + \delta Q + \delta U$$

dove:

$\delta E$  = quantità elementare di energia metabolica prodotta dal muscolo

$\delta W$  = lavoro meccanico prodotto

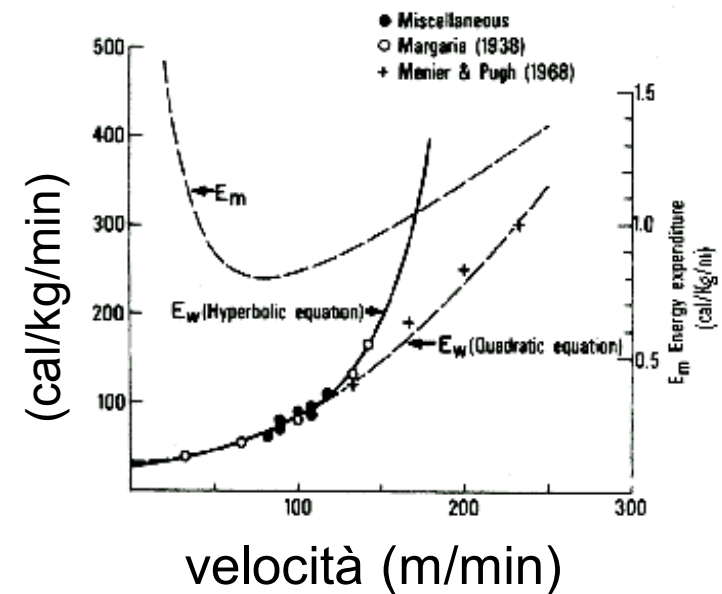
$\delta Q$  = quantità di calore prodotto o assorbito

$\delta U$  = variazione di energia interna

(temperatura, concentrazioni chimiche ecc...)

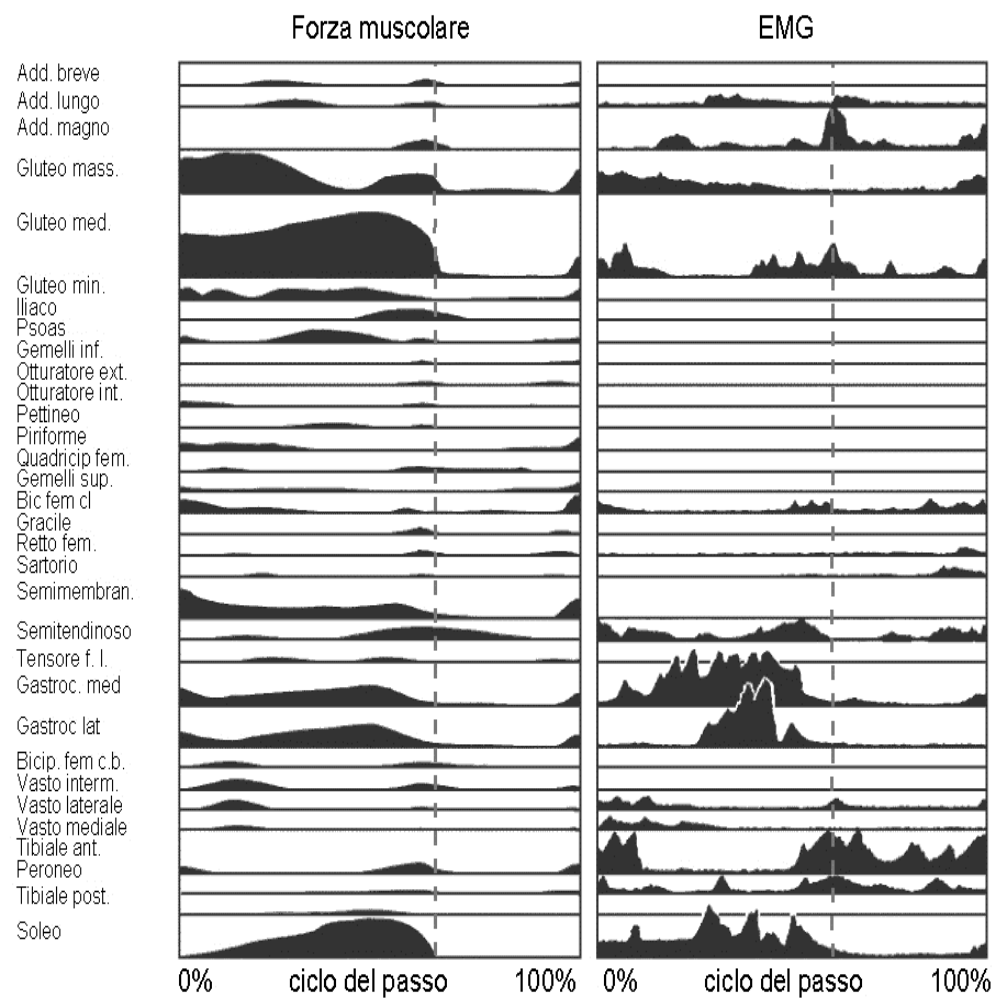
$$\int_0^t \delta E = \int_0^t [F(A + f(x'))\delta x + FK\delta t + \delta U]$$

Consumo energetico durante il cammino



$$\begin{array}{lll} \text{per } \delta x \leq 0 & A=1 & \text{ed } f(x') = f_s(x') \\ \text{per } \delta x > 0 & A=0 & \text{ed } f(x') = f_l(x') \end{array}$$



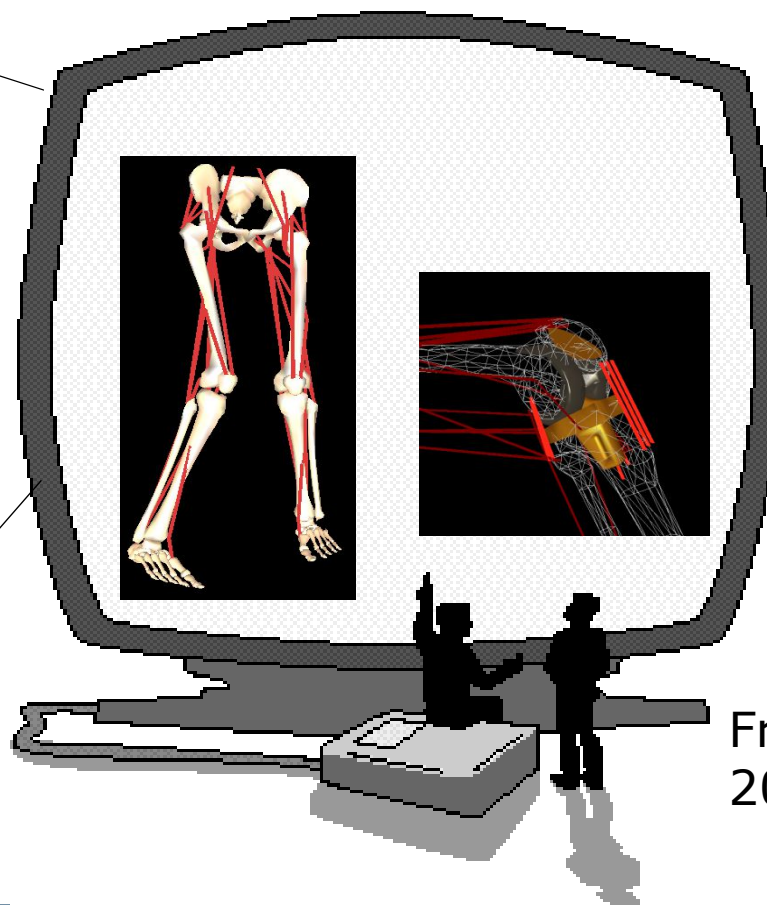


# Modelli muscoloscheletrici (stima di lunghezze di muscoli e legamenti)

## Musculoskeletal modelling



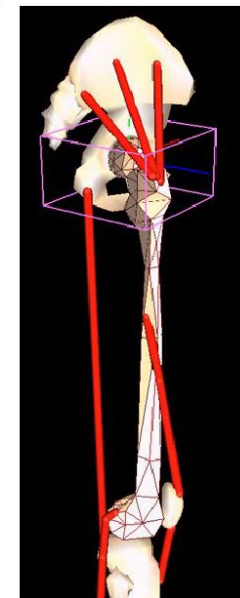
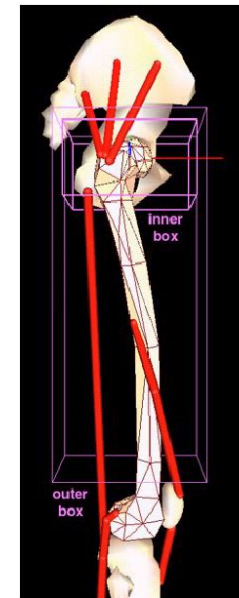
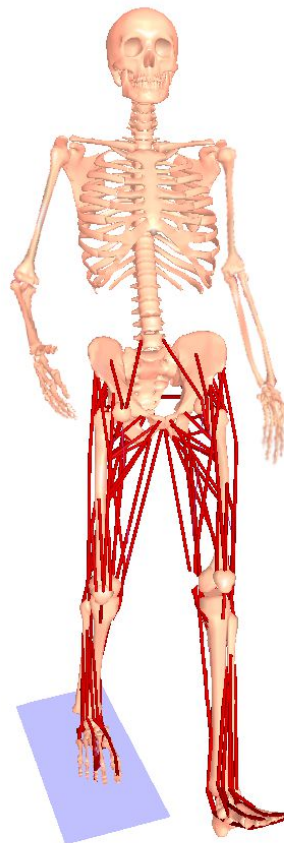
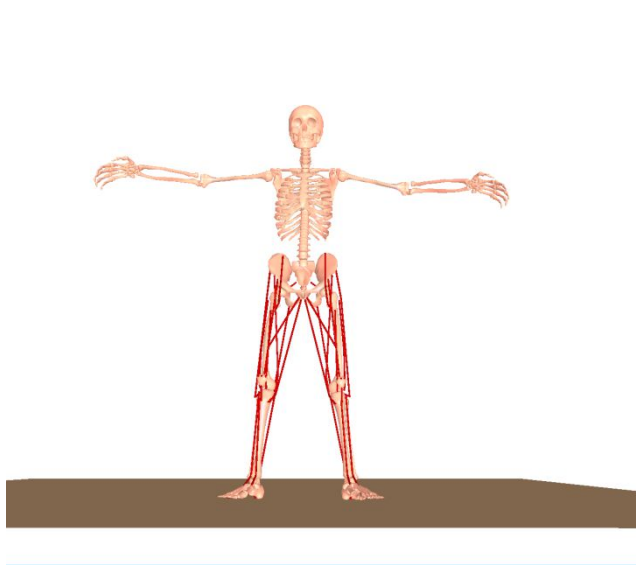
Aimed at surgery simulation and planning



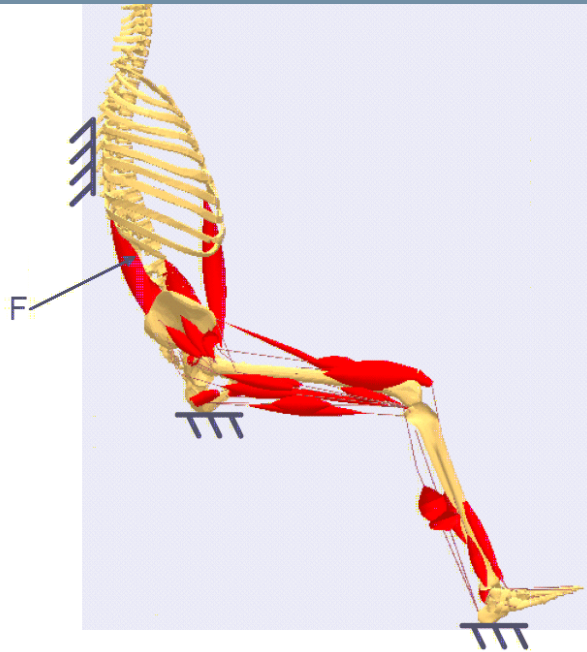
From Scott Delp,  
2001

# Musculographics- SIMM

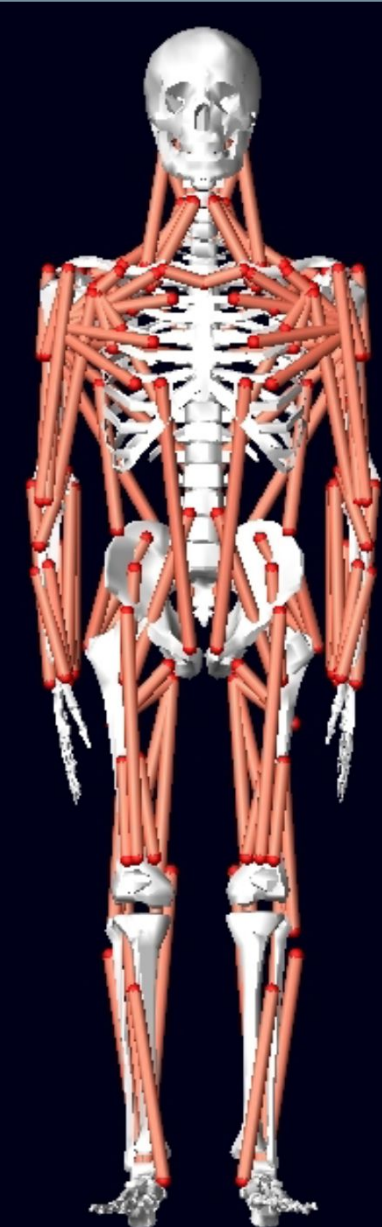
software per valutare da cinematica la situazione articolare

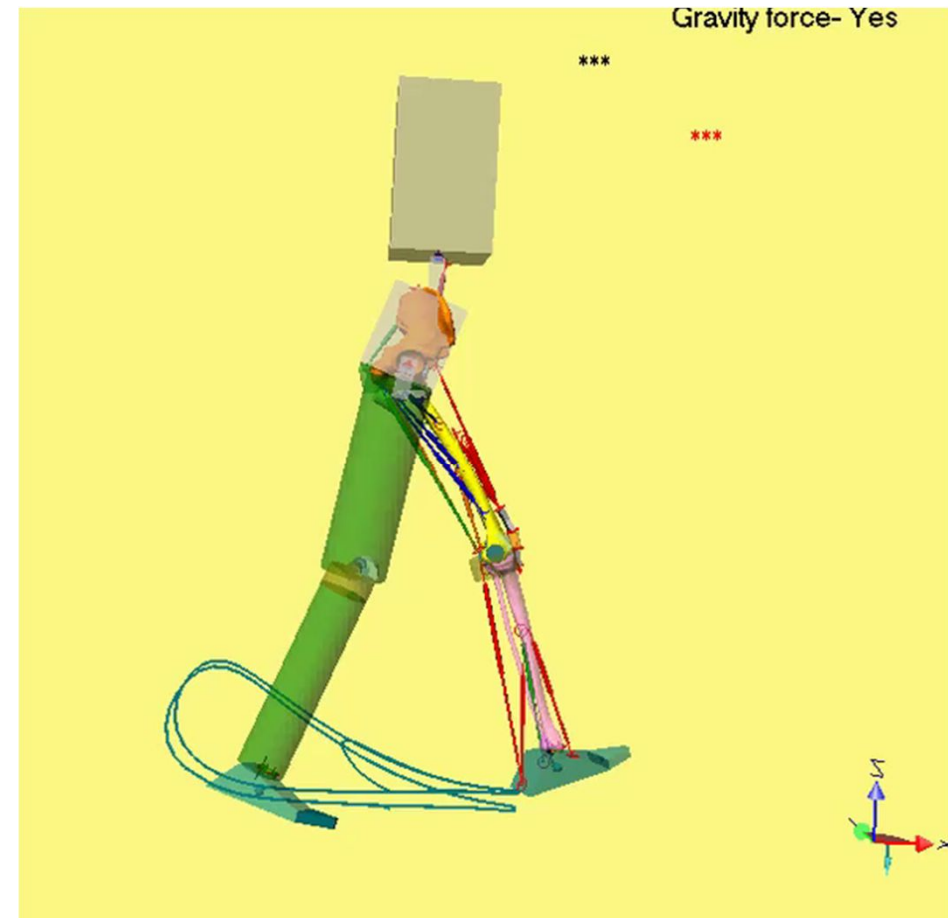
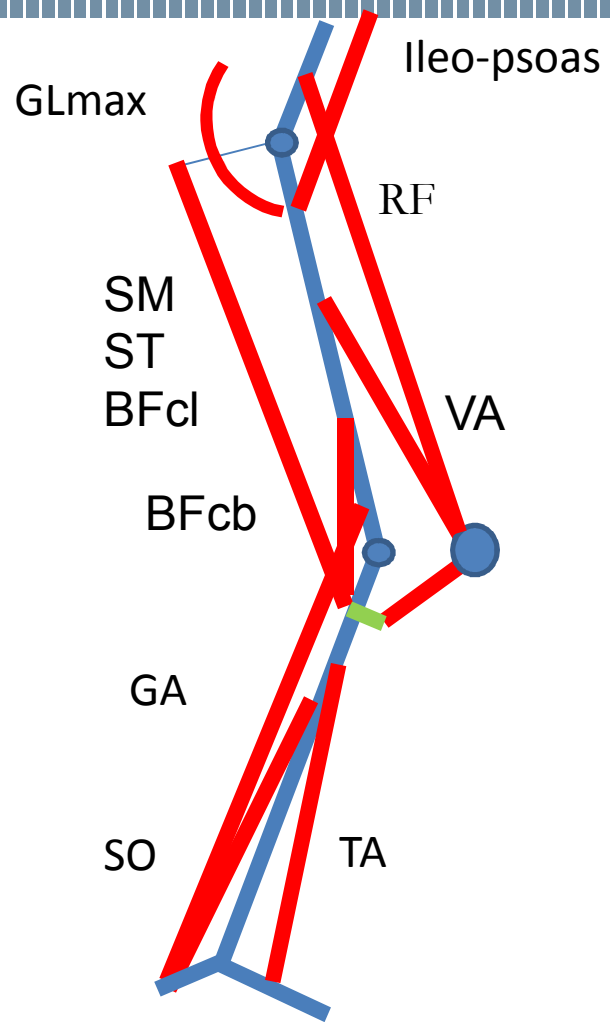


Lifemod- BRG



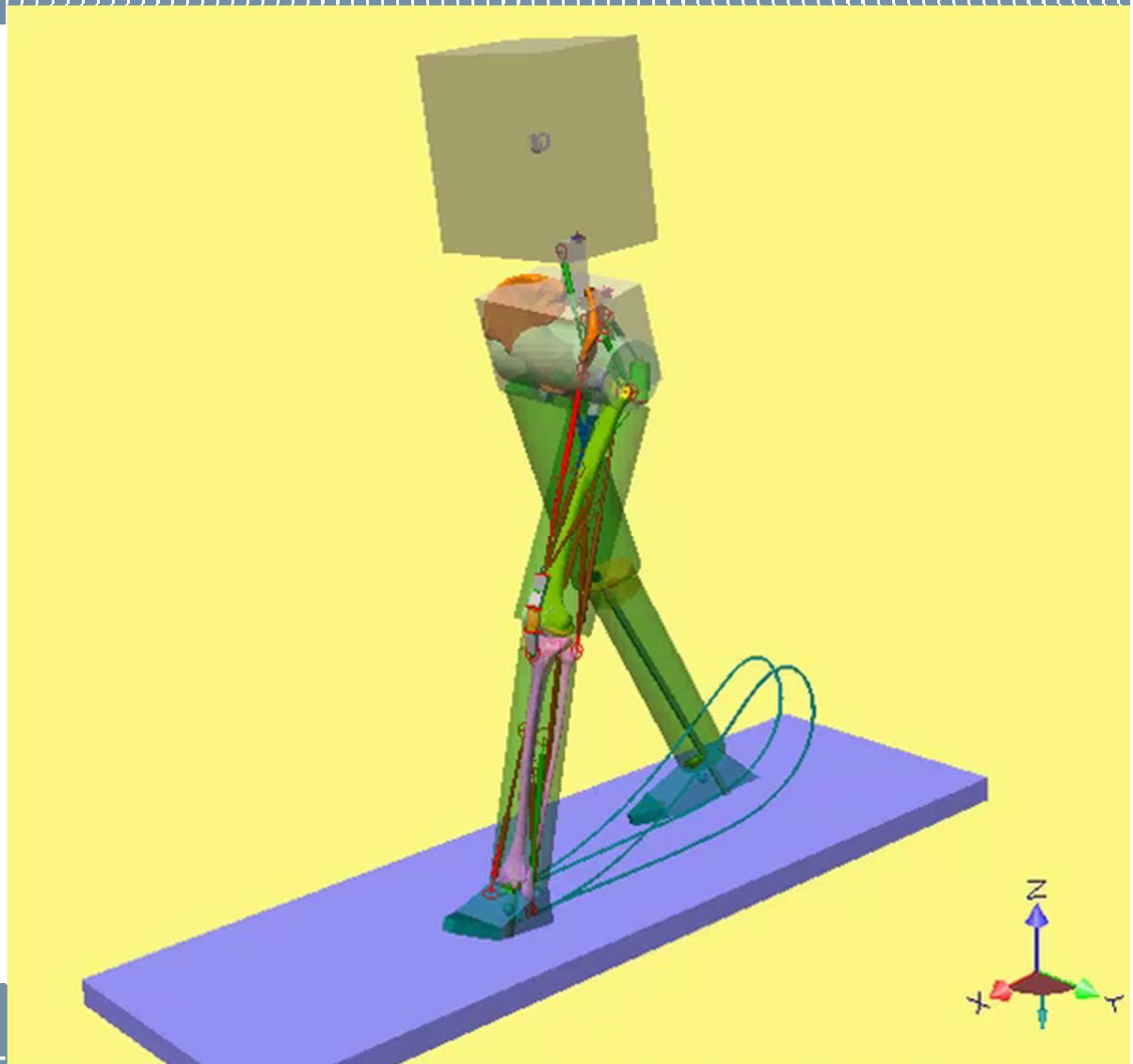
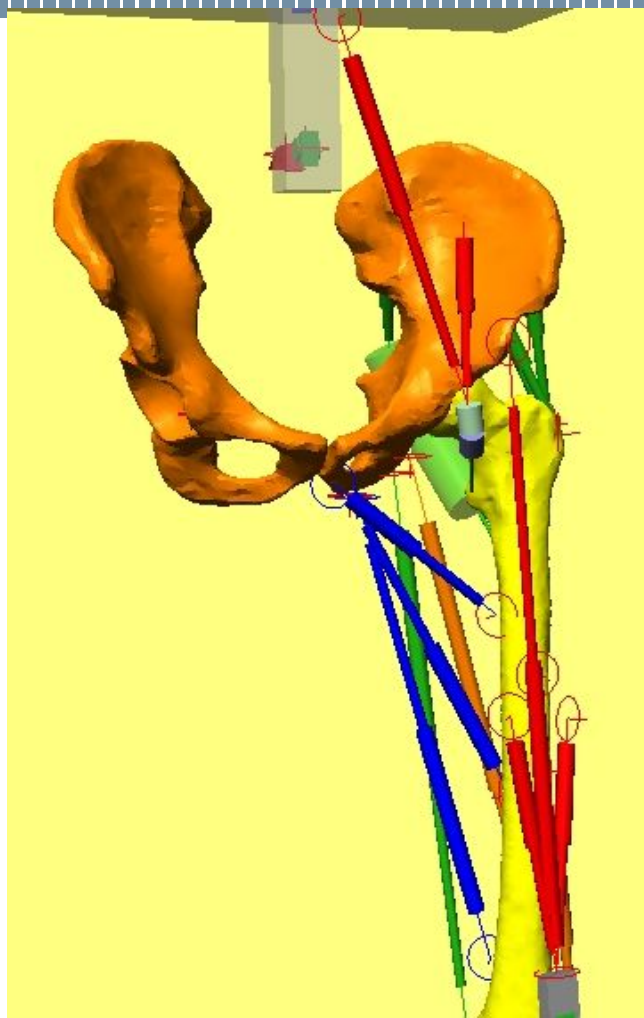
AnyBody Model  
AnyBody Group



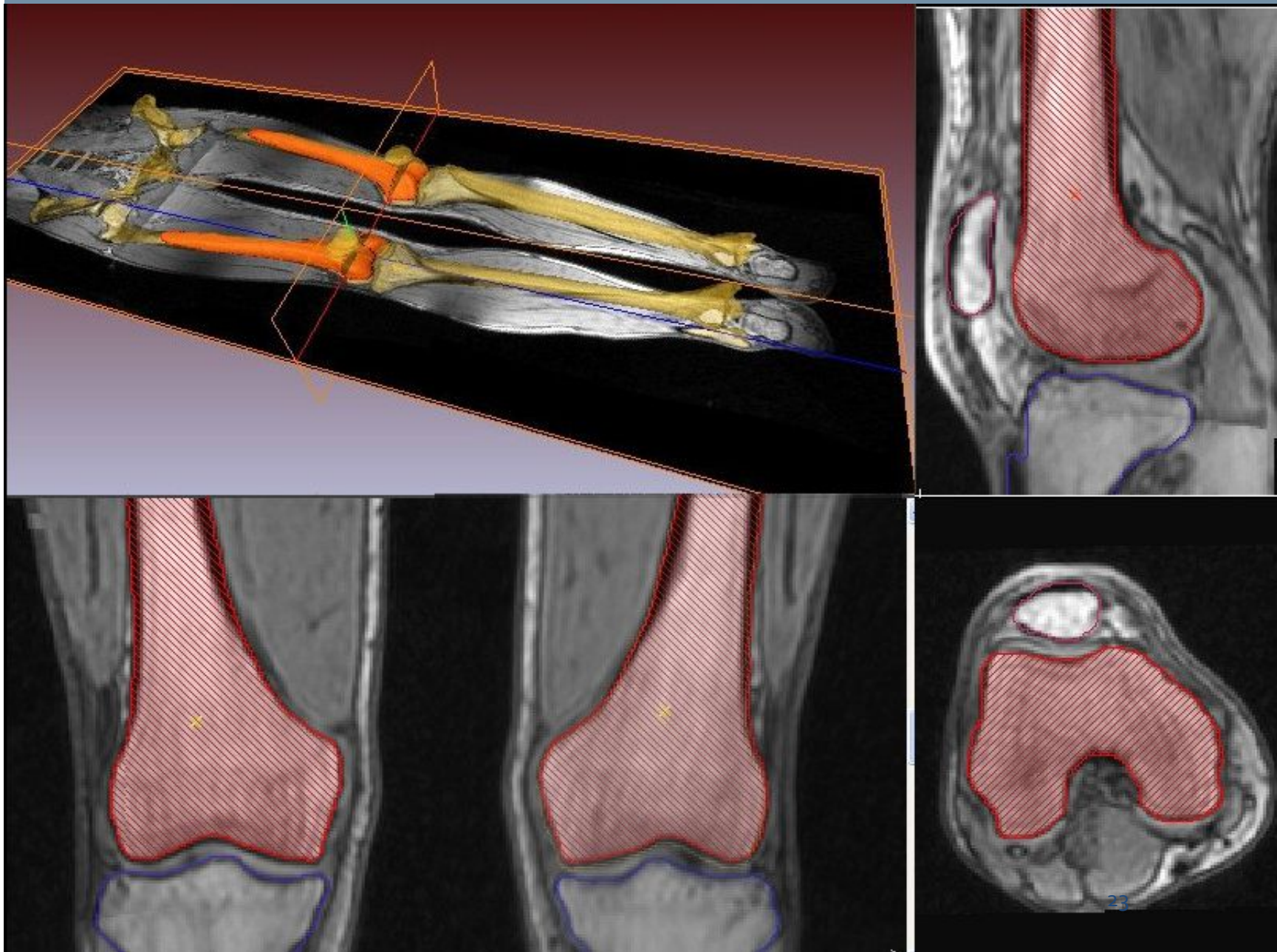




# Simulazioni

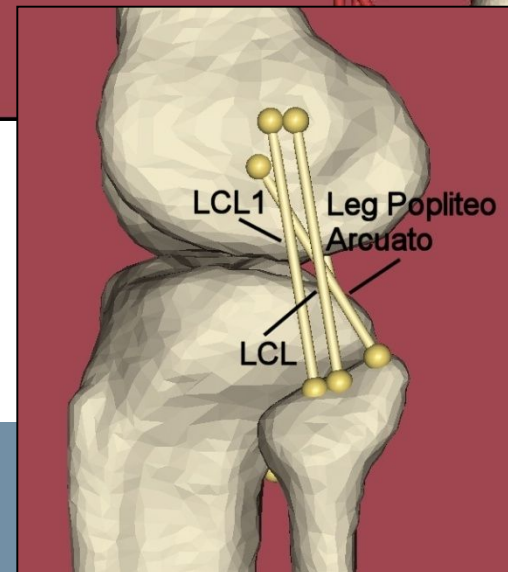
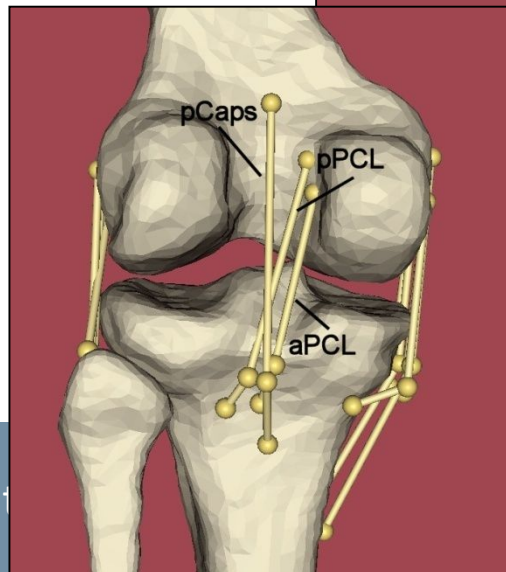
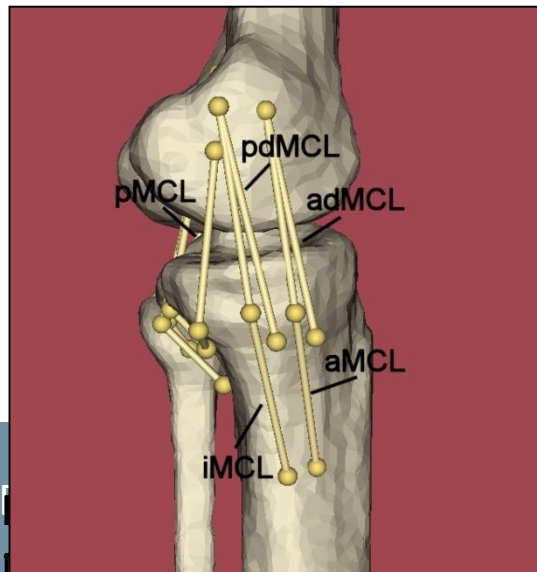
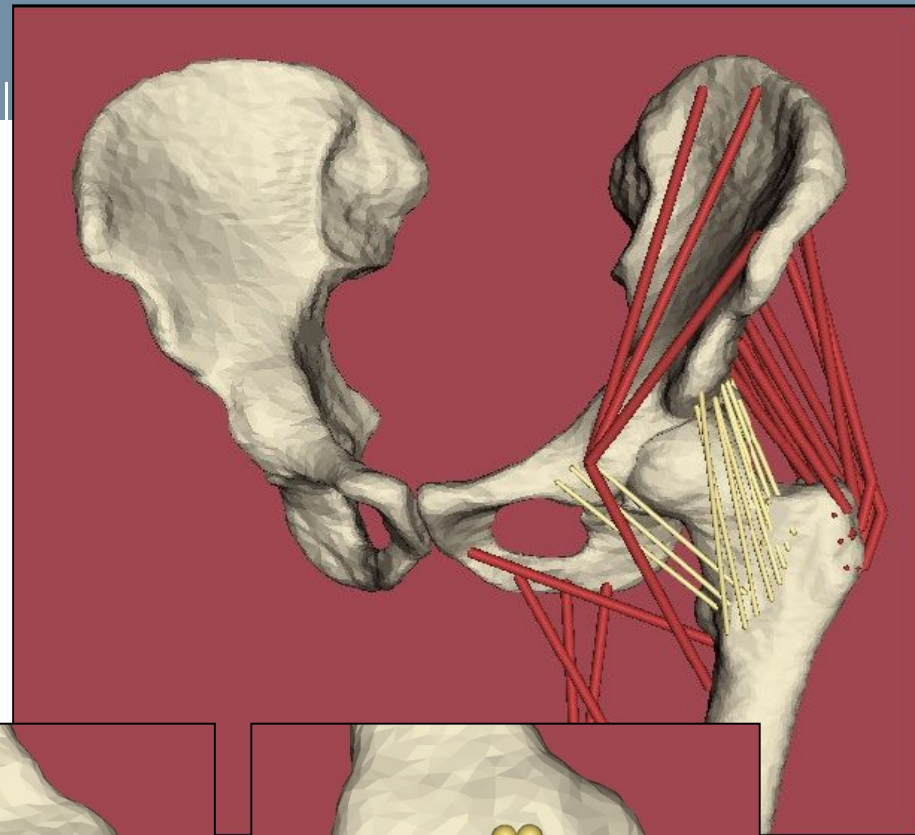
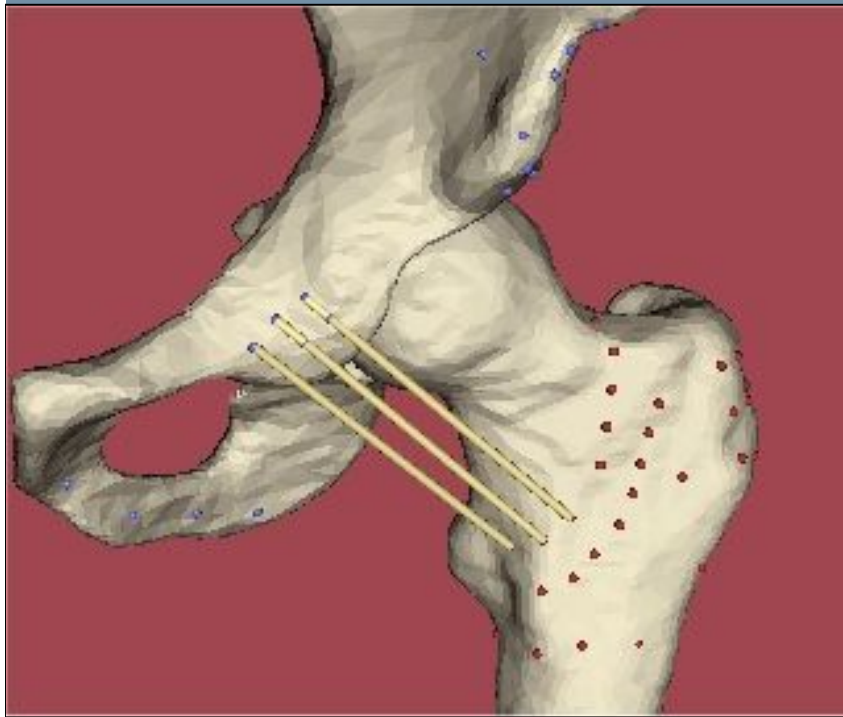


## Costruzione di un modello dettagliato muscoloscheletrico



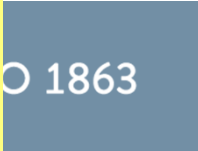


## Modellizzazione di tessuti molli (muscoli legamenti)





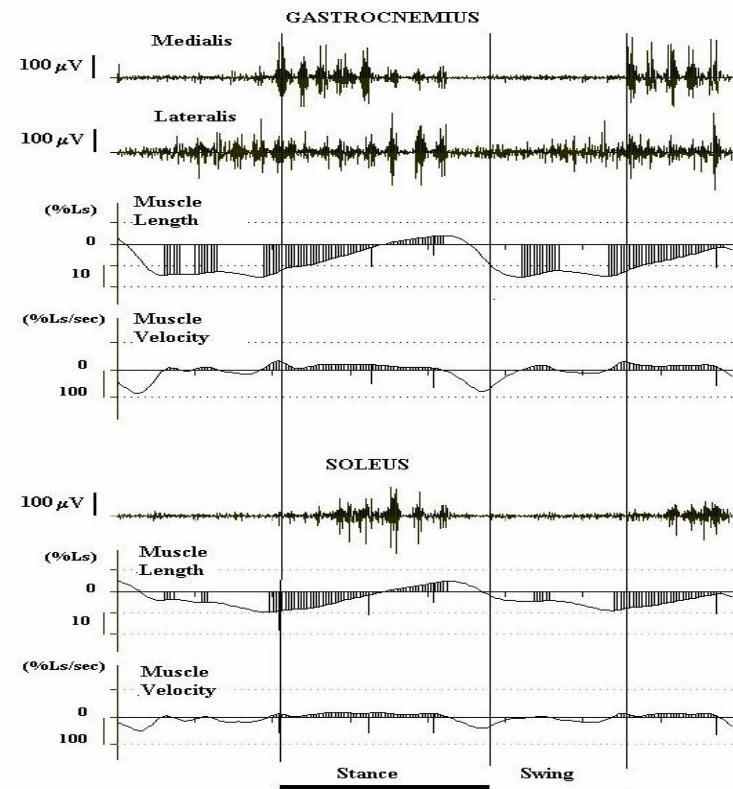
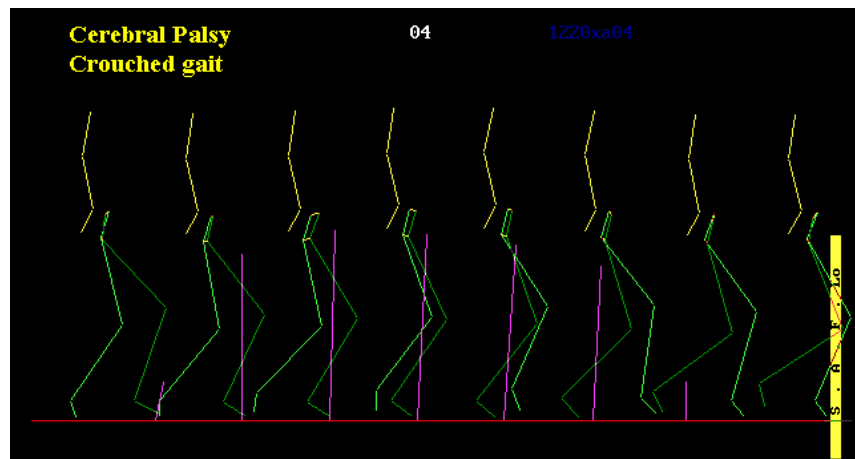
Response	Percentage
Yes, the U.S. should take action to address climate change	85%
No, the U.S. should not take action to address climate change	14%





# Input the actual joint kinematics

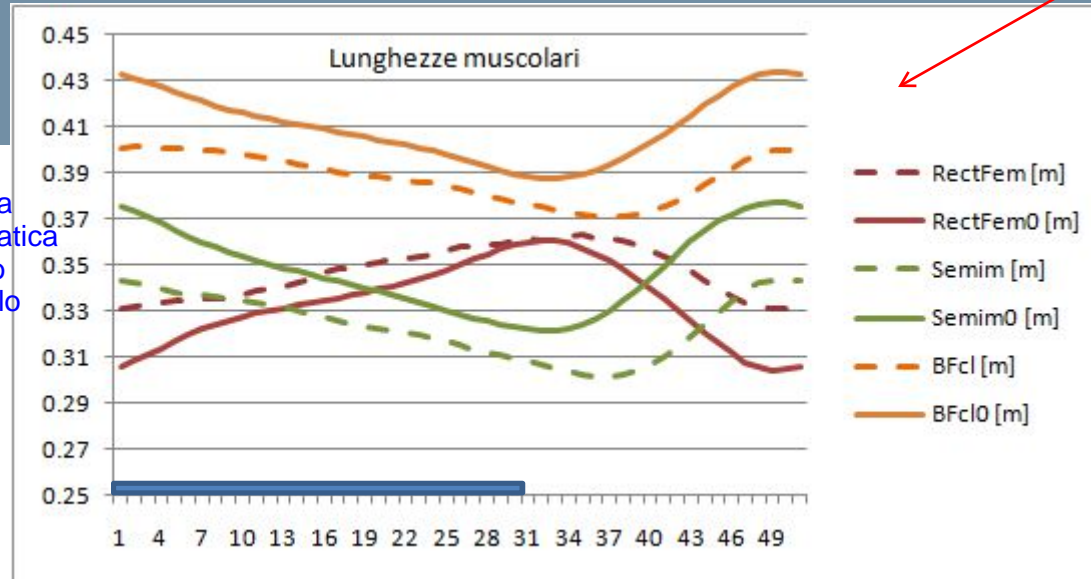
## Example of Joint Analysis of EMG and Muscle Kinematics



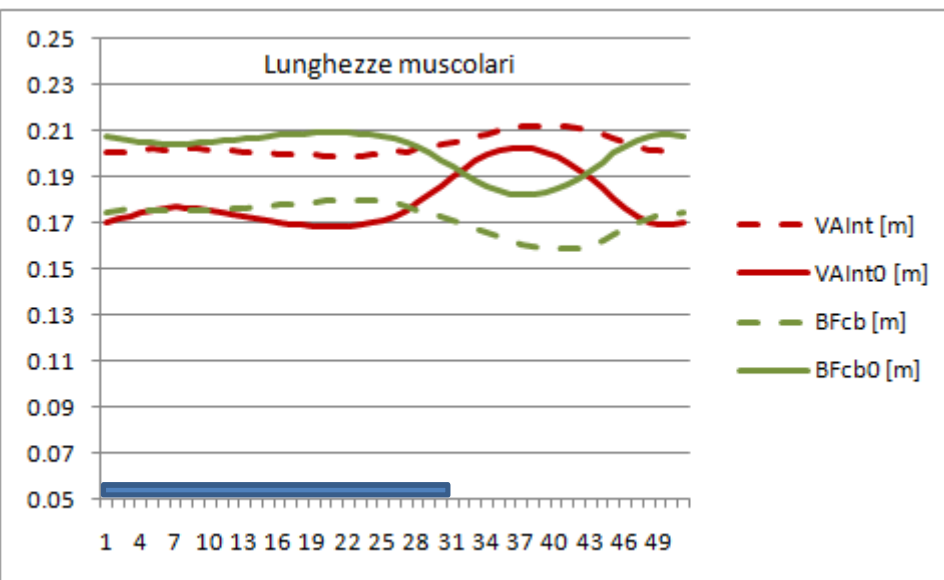
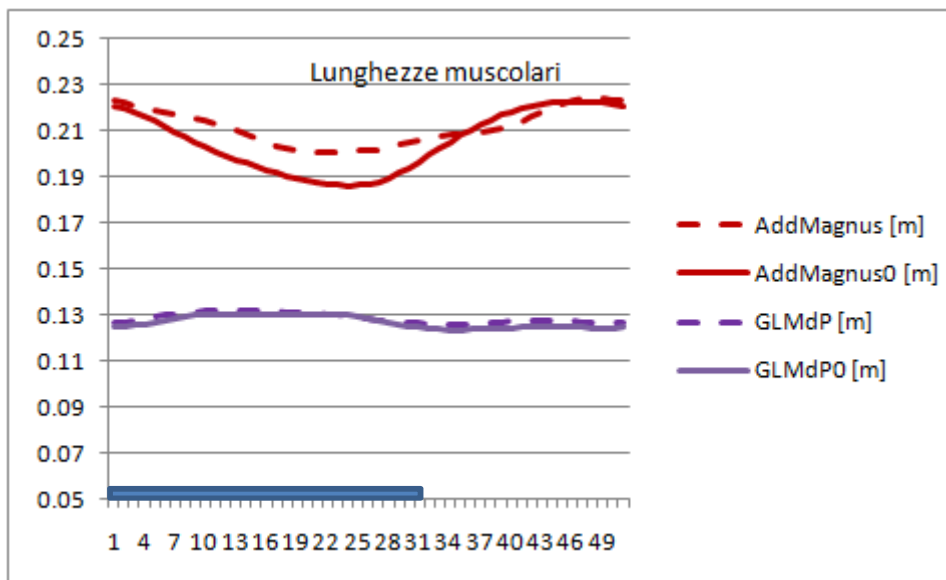
# Confronti lunghezze muscolari

risultati da analisi  
del movimento con  
modelli

elementi di grande importanza per le scelte chirurgiche! se un muscolo ha una lunghezza alterata rispetto alla normalità, cioè la cinematica che vado a misurare è l'output di un muscolo accorciato, allora posso identificare il muscolo da trattare in fase di intervento chirurgico. Così posso intervenire su quello.



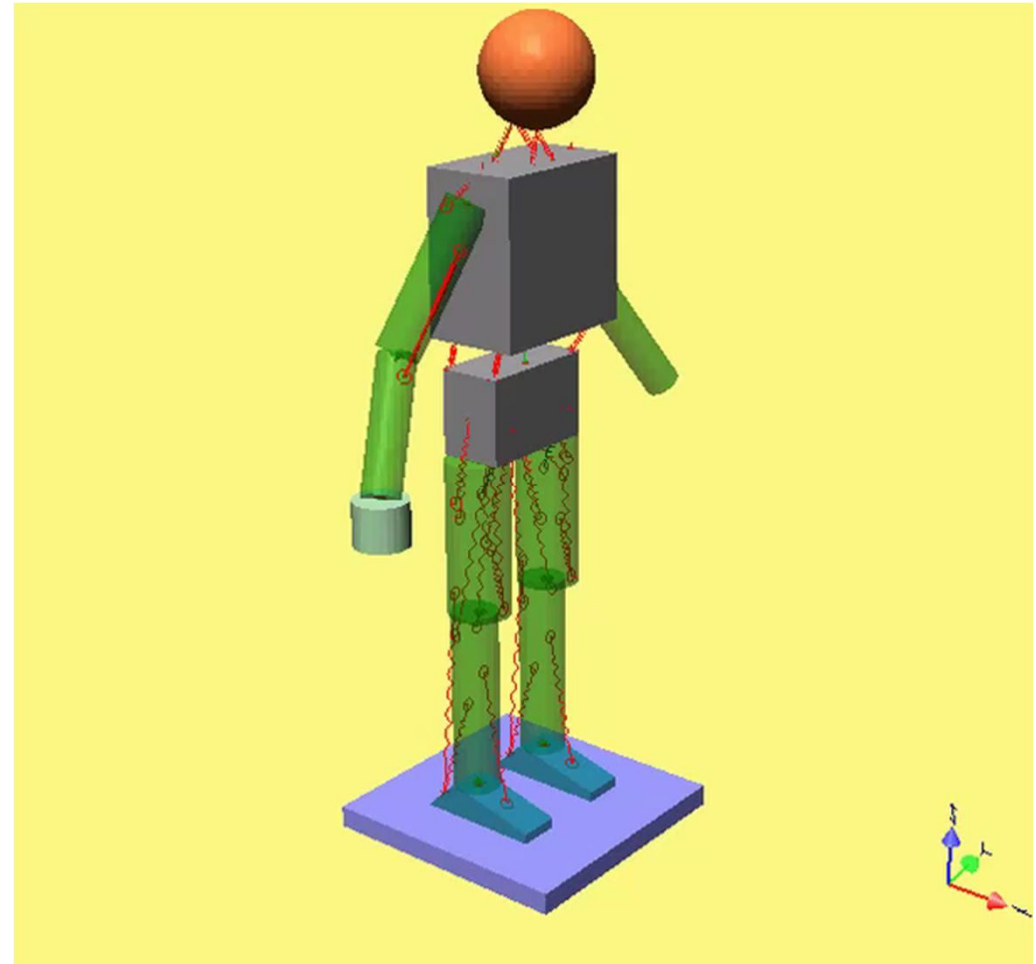
Non è quindi semplicemente il momento o la forza di una articolazione. possiamo dire anche qualcosa sulle lunghezze dei muscoli. Ovviamente dovrò avere un modello fatto bene. Posso simulare l'effetto di un intervento chirurgico



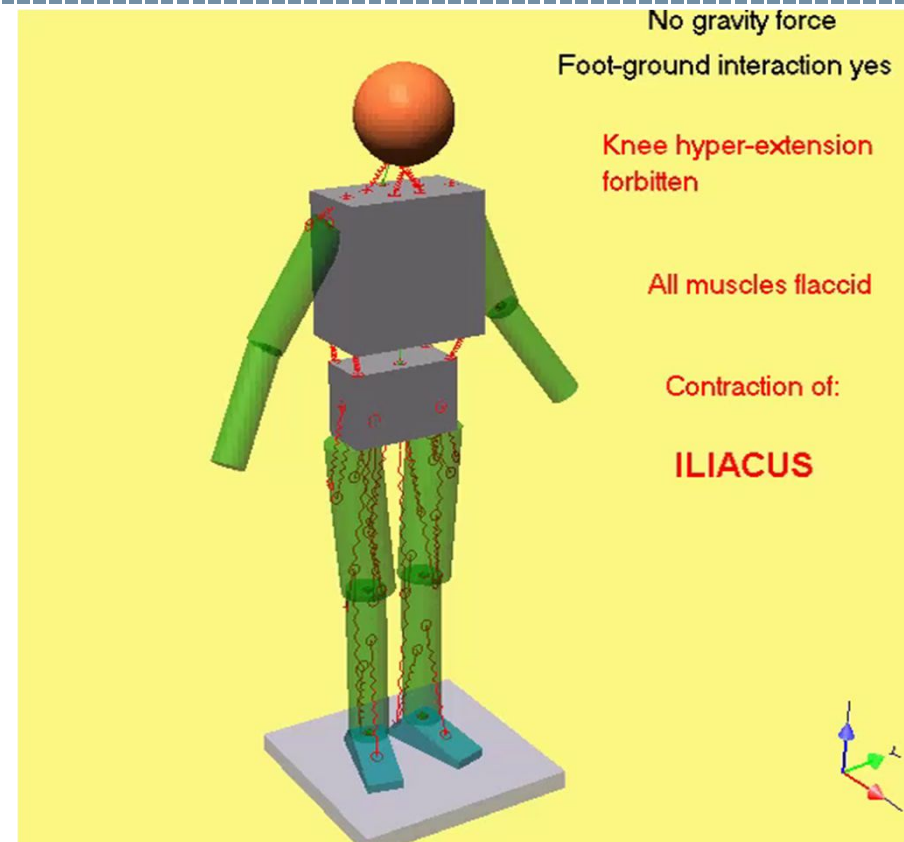
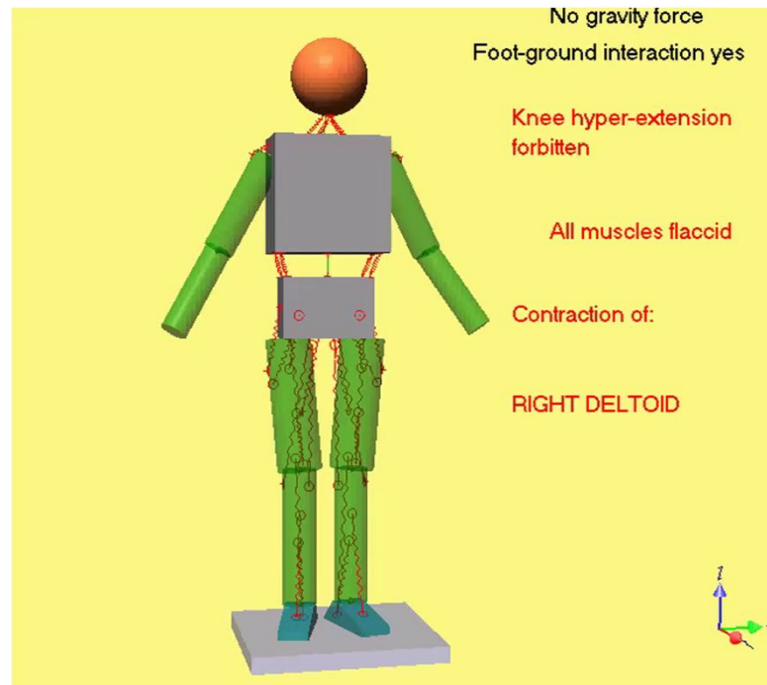
# Modelli multisegmentari dinamici

Offrono la possibilità di  
simulare il movimento

## SINTESI DEL MOVIMENTO

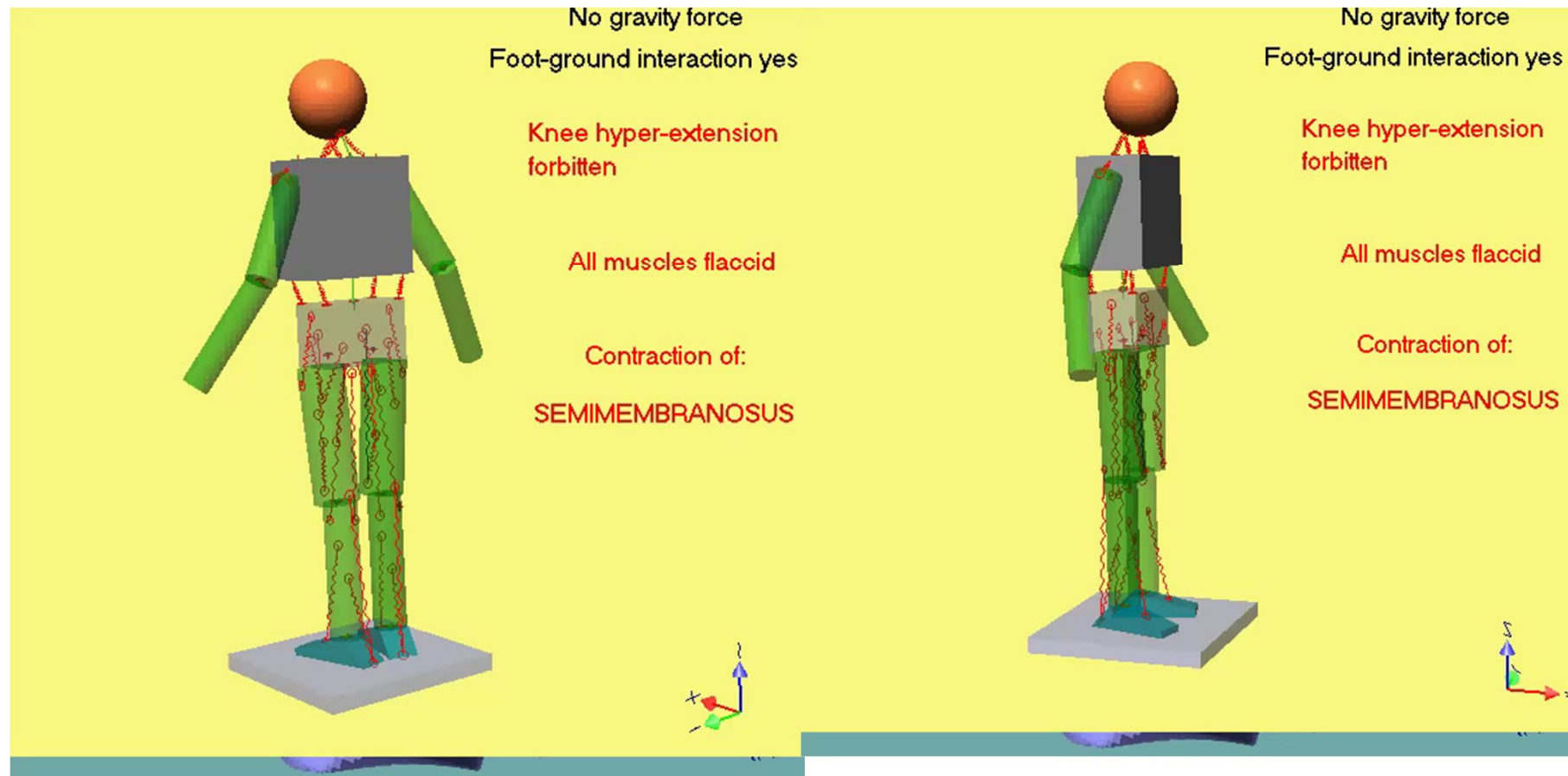


## Simulazione del movimento= soluzione del problema dinamico diretto – forward dynamics



Tutti i segmenti anatomici si muovono in conseguenza di una singola forza applicata (accoppiamento dinamico)

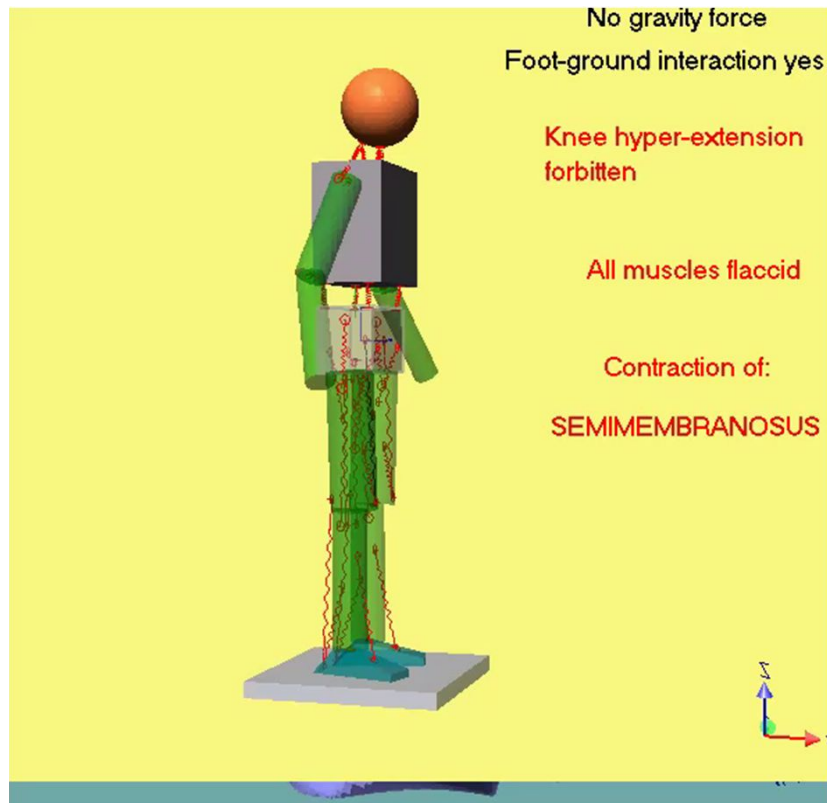
# Ex. Semimembranosus (Ischiocrurale mediale: Estensore di anca e Flessore di Ginocchio)



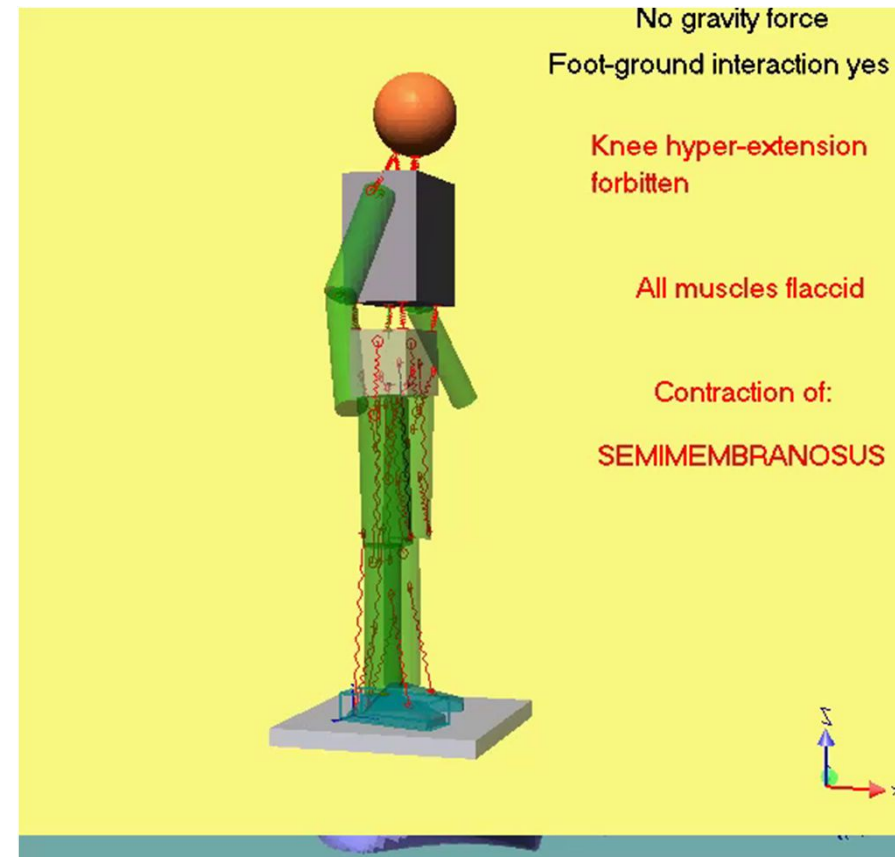


# Il movimento risultante dipende dalle forze esterne (vincoli , condizioni di carico)

Bacino fissato nello spazio

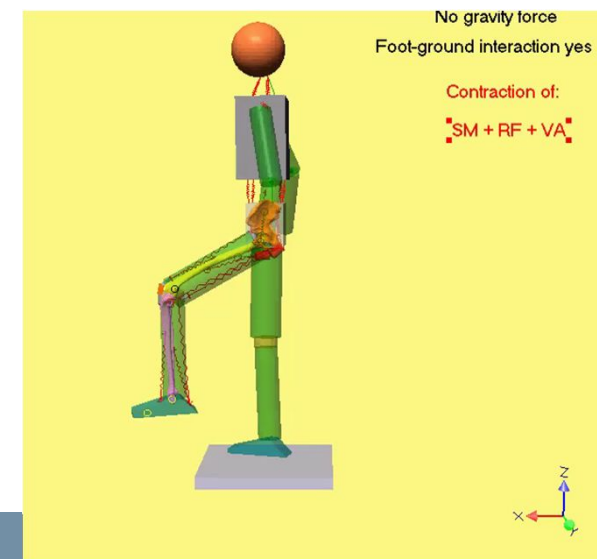
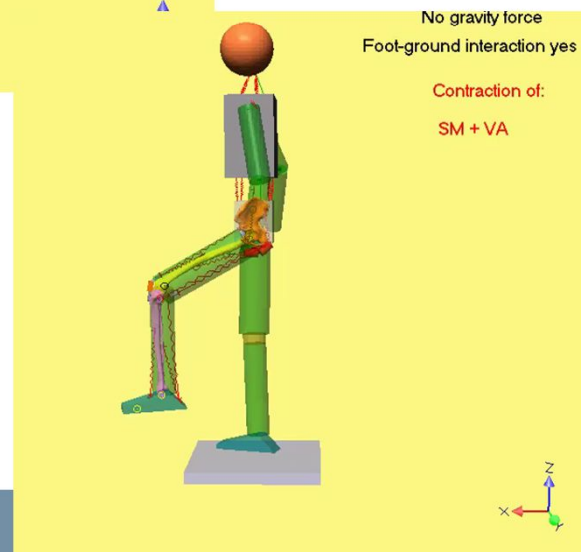
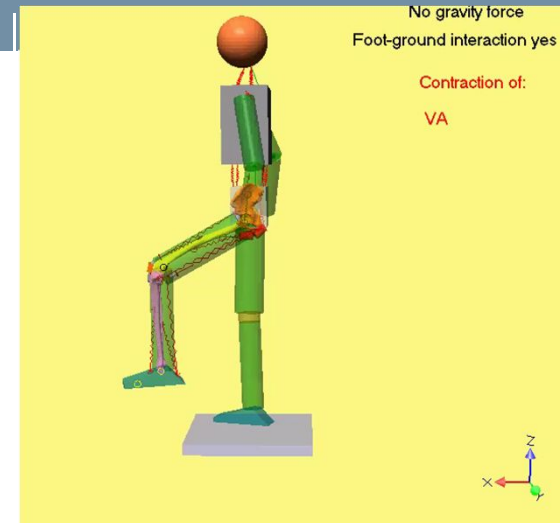
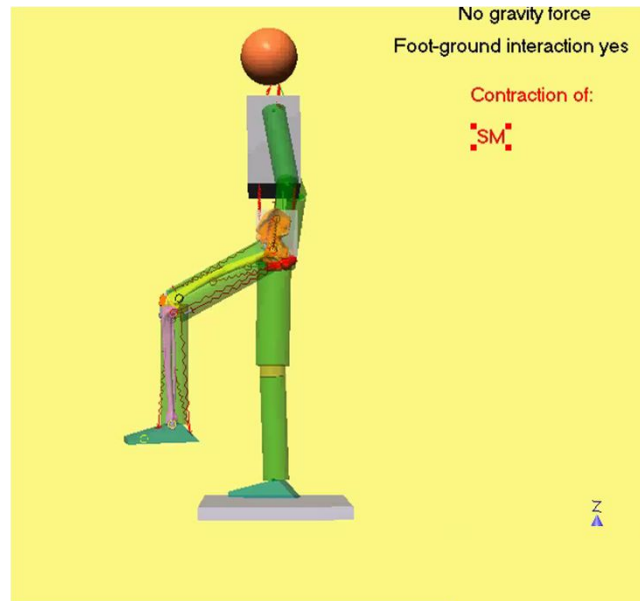


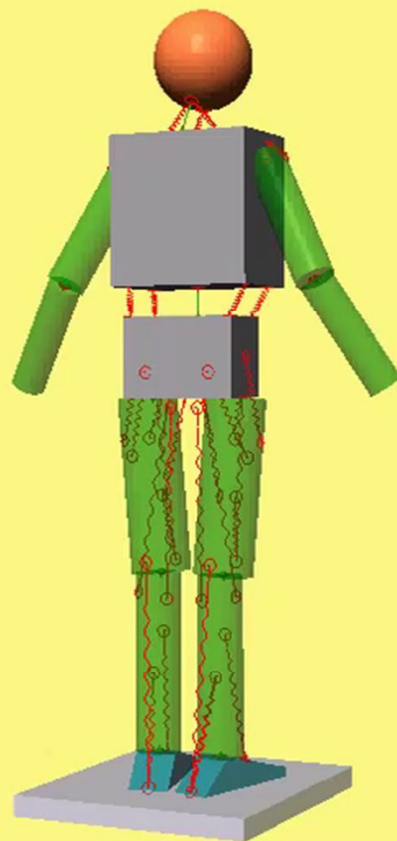
Piede fissato nello spazio (al terreno)





# La co-contrazione influenza il movimento risultante





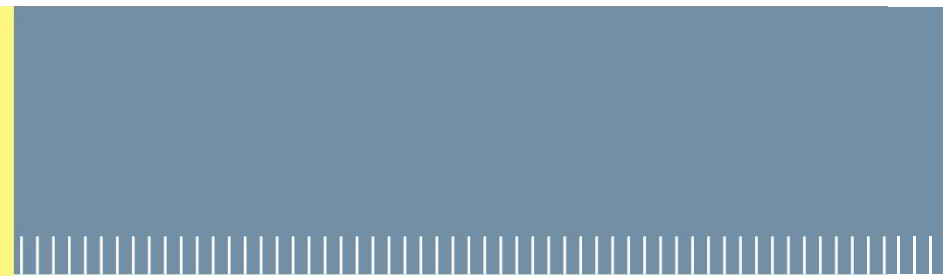
No gravity force  
Foot-ground interaction yes

Knee hyper-extension  
forbidden

All muscles flaccid

Contraction of:

**SOLEUS**



No gravity force  
Foot-ground interaction yes

Knee hyper-extension  
forbidden

All muscles flaccid

Contraction of:

**SOLEUS**

