

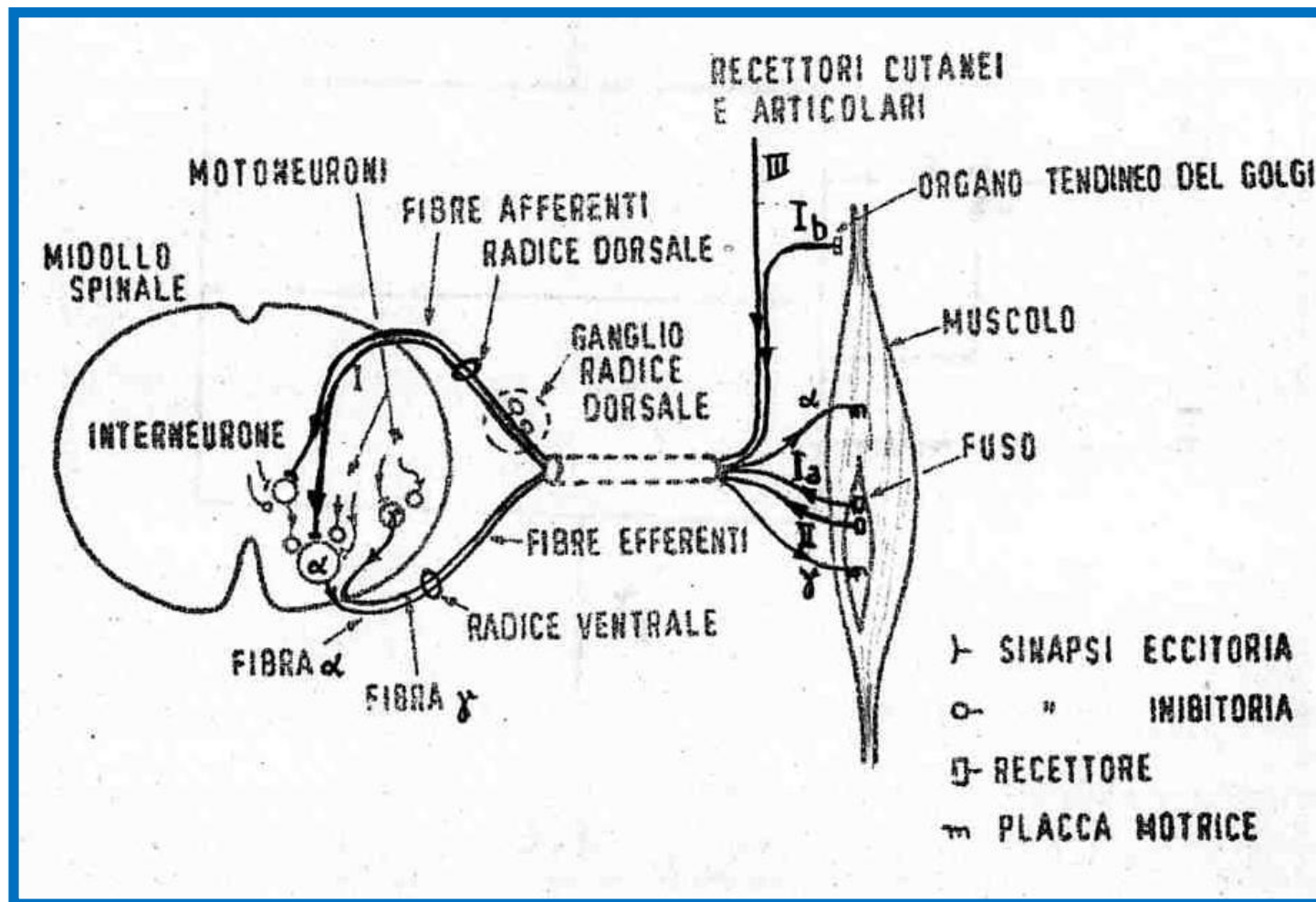


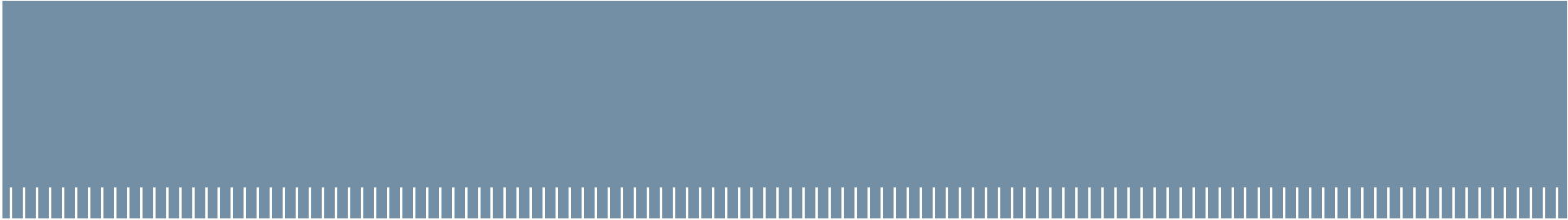
**POLITECNICO**  
MILANO 1863

# BIOINGEGNERIA DEL SISTEMA MOTORIO

**Sezione: M-Z**

**Modelli dei meccanismi di controllo motorio.**





L'individuo è in grado idealmente di controllare qualunque variabile connessa al movimento: angoli articolari, momenti (forze), velocità, accuratezza, ecc...

Sembra improbabile che i livelli elevati del sistema di controllo motorio si occupino di regolare direttamente questi segnali.

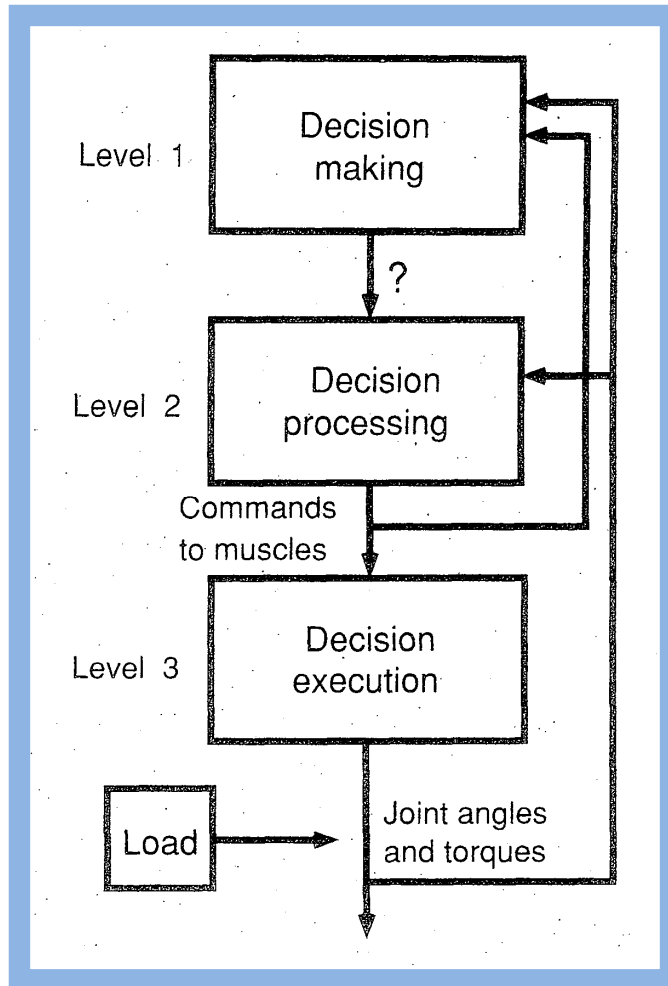
## Bernstein (1926, 1935)

Il suo approccio è quello di analizzare la relazione tra input e output. L'input viene modulato impartendo diverse istruzioni al soggetto, o cambiando le condizioni periferiche in cui si svolge il compito motorio, o entrambe le cose; l'output viene monitorato in termini di cinematica del movimento.

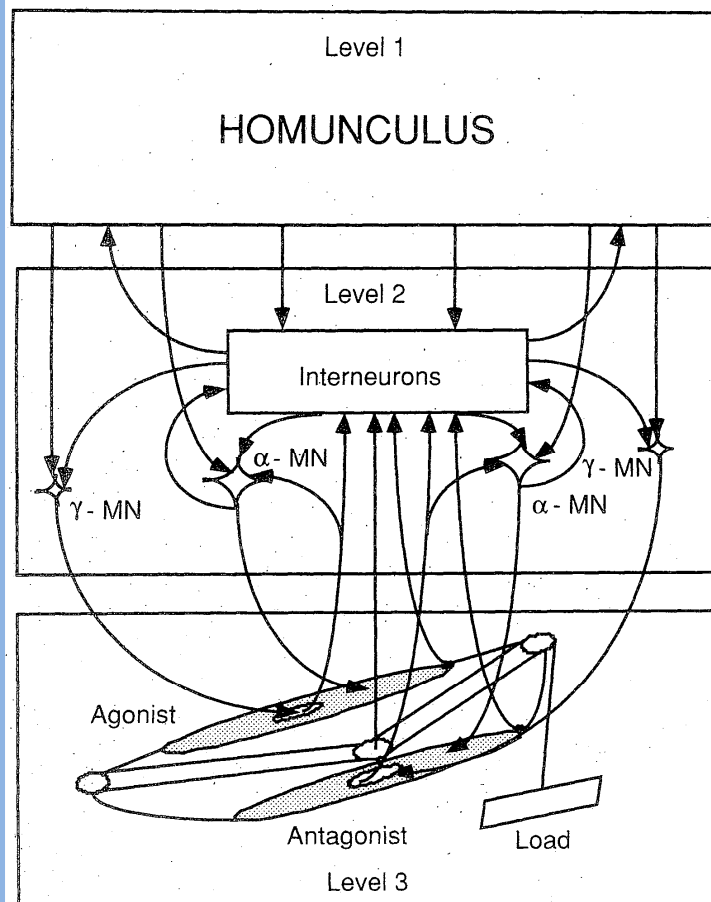


Sistema che controlla un apparato effettore  
composto da molti collegamenti e gradi di  
libertà.

# Schema gerarchico del sistema di controllo neuromuscolare (Bernstein, 1967)



- 1) Il sistema di controllo deve essere rappresentato da una gerarchia a molti livelli
- 2) Ci devono essere anelli di retroazione che connettono i livelli inferiori con quelli superiori per accordare i comandi discendenti
- 3) Inevitabilmente i ritardi temporali negli anelli di retroazione richiedono di combinare opportunamente lo schema feed-back con lo schema feed-forward (predittivo, ad anello aperto)
- 4) Il numero di gradi di libertà in un sistema motorio (inteso come numero di variabili da controllare) è sempre eccessivo, ed il processo di controllo deve superare le ambiguità causate dalla ridondanza di questi gradi di libertà



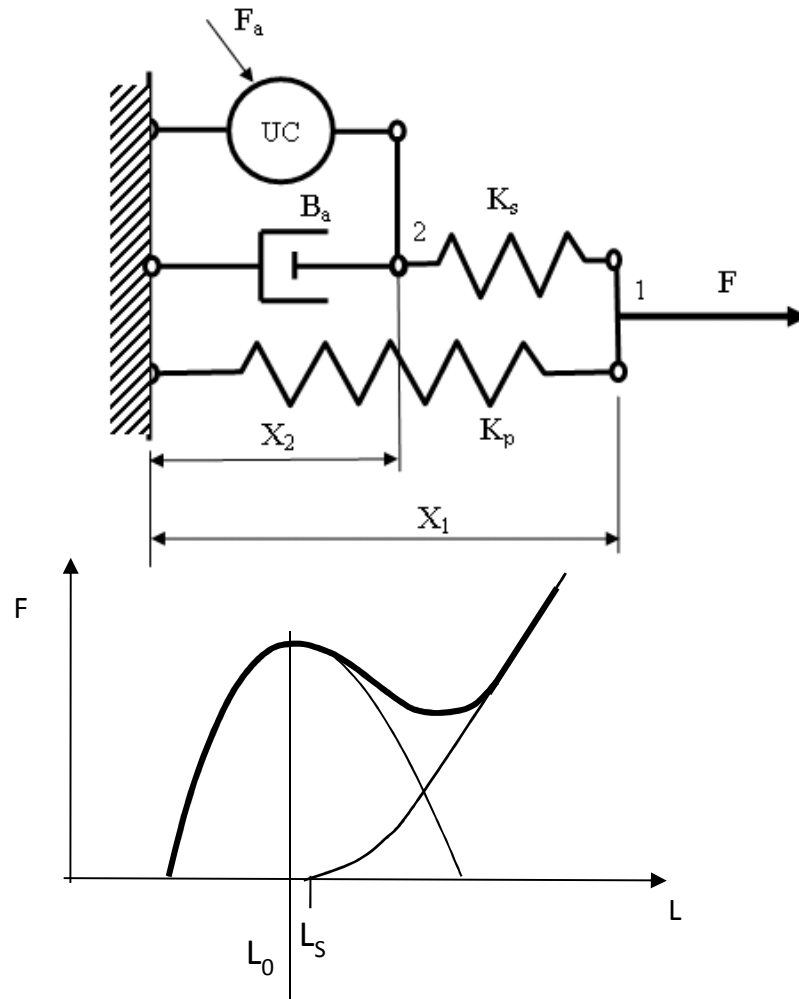
**Livello 1** Homunculus (strutture sopraspinali, gangli della base, cervelletto, aree corticali pre-motorie e motorie, ecc...)

**Livello 2** Interneuroni (nuclei intraspinali, neuroni sensoriali e motori alfa, gamma)

**Livello 3** Attuatori muscolari, leve ossee, articolazioni, recettori, carichi esterni

teoria del punto di equilibrio (equilibrium point hypothesis), o modello lambda ( $\lambda$ ).

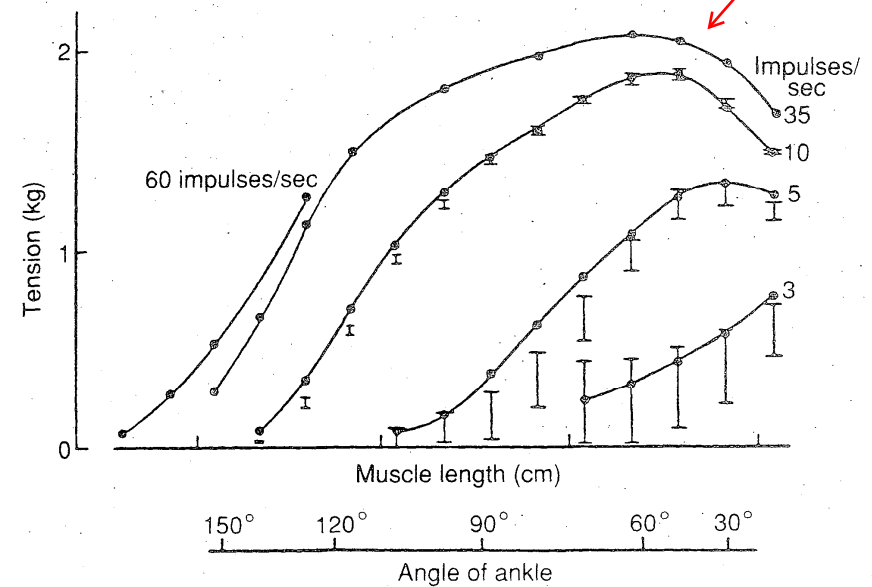
# Proprietà 'simil-molla' del muscolo



## Modello di Hill del muscolo isolato

Comportamento del muscolo deafferentato

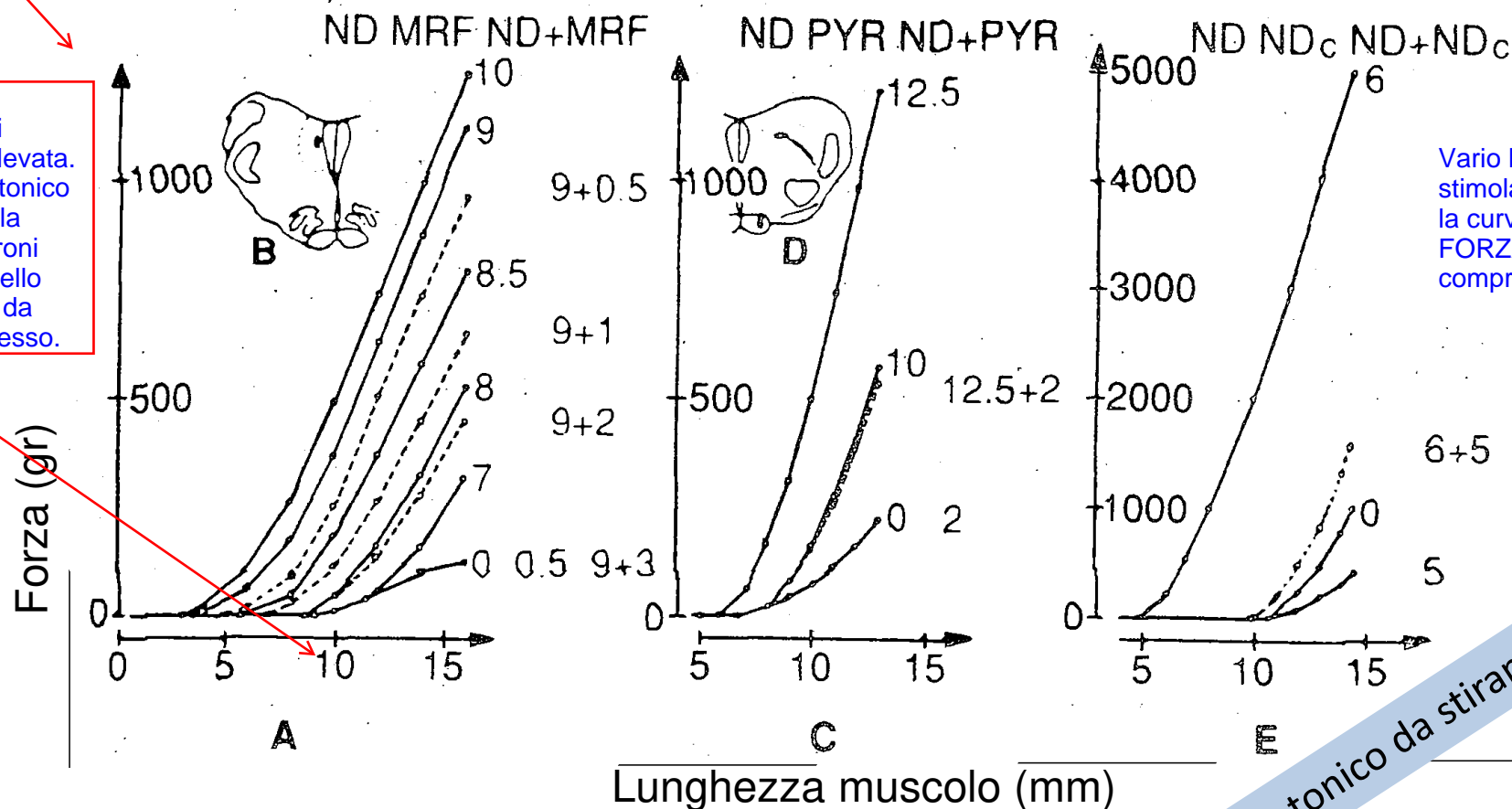
Diversi livelli di stimolazione. Senza afferenze



Stimolazione fatta  
nel mesencefalo

## Comportamento del muscolo innervato (con afferenze propriocettive)

Superamento di una  
lunghezza: velocità di  
incremento di forza elevata.  
Aka soglia di riflesso tonico  
da stiramento. A quella  
lunghezza i motoneuroni  
sono attivati per via dello  
stimolo afferente che da  
informazioni. Arco riflesso.



Vario la zona di  
stimolazione, come cambia  
la curva  
FORZA-ALLUNGAMENTO?  
comprese le afferenze

Stimolazione in vari punti del mesencefalo (ND= Nucleo Dentato; MRF= Mesencefalica; PYR= Nuclei Piramidali)

Soglia di riflesso tonico da stiramento



# Funzioni del riflesso tonico da stiramento

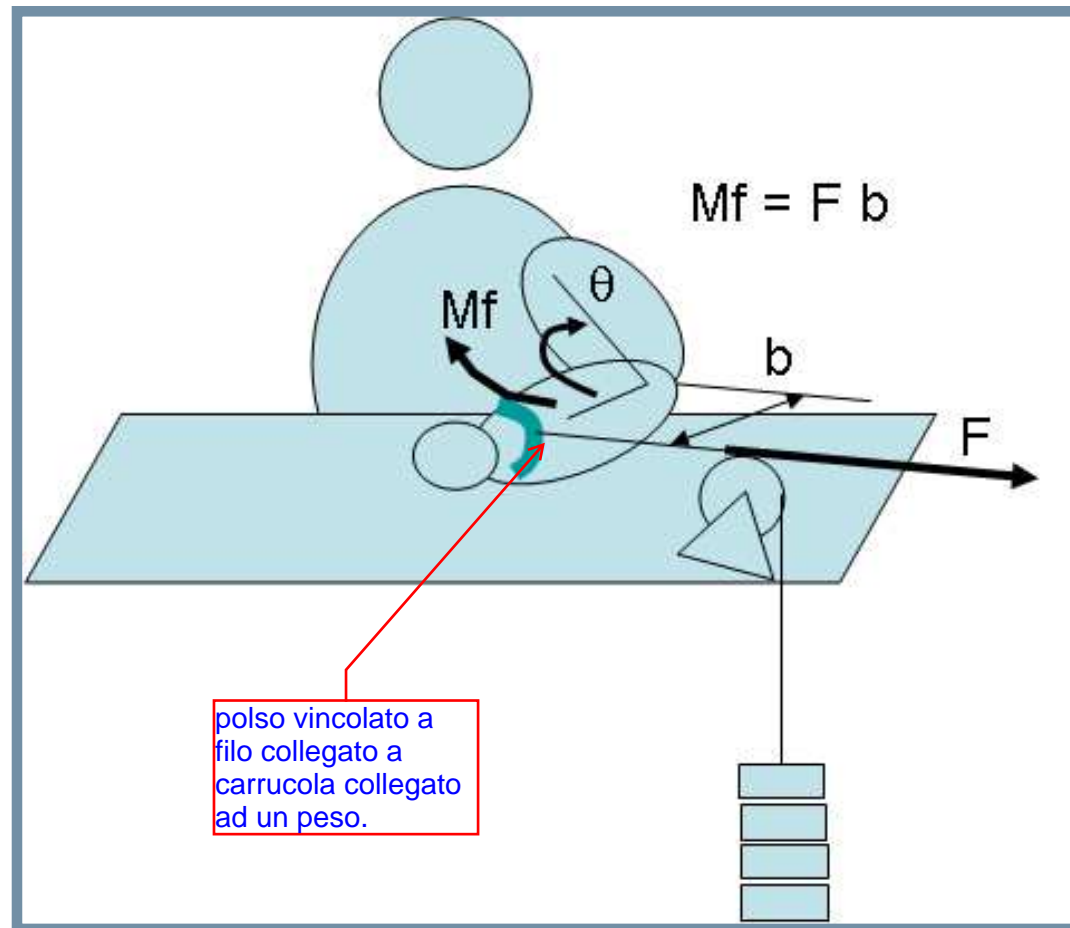


## Rigidezza o stiffness di un muscolo intatto

Proprietà meccaniche del muscolo isolato

Contributo anelli di retroazione neuronale

# Esperimento di Feldman (1966)

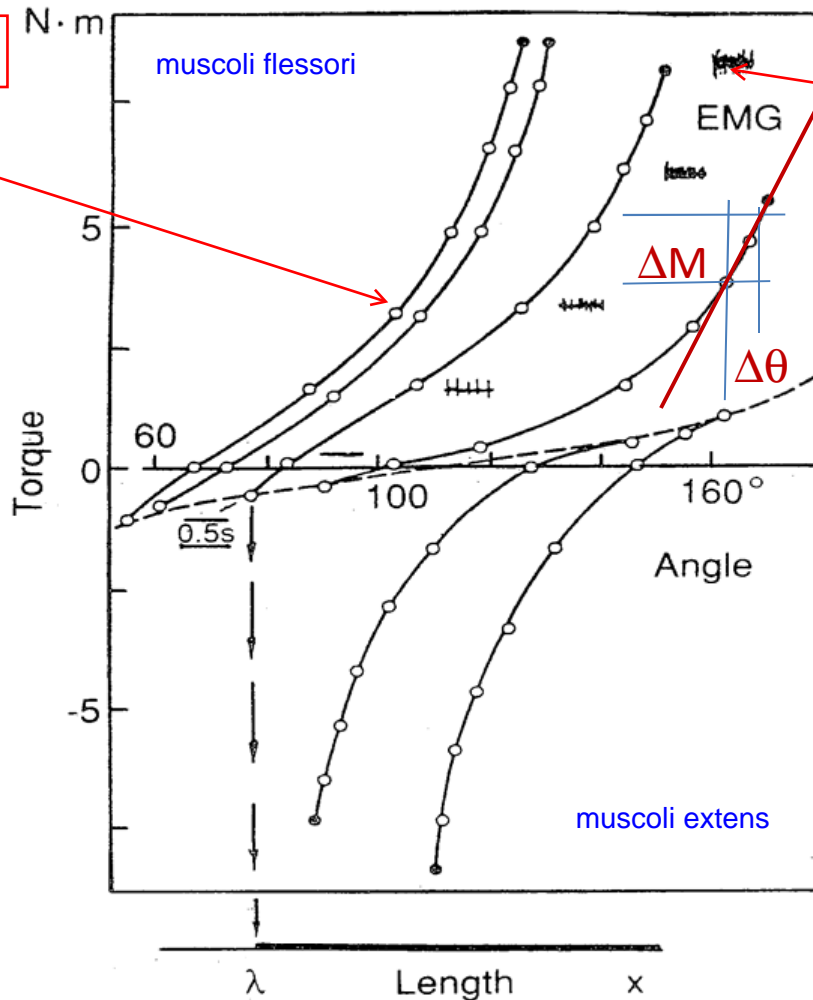


Viene richiesto di mantenere una determinata posizione. Variando il carico applicato (riducendolo), come varia la cinematica? Viene richiesto di non intervenire più in modo attivo. Diminuendo il carico ho una nuova posizione cinematica data dall'articolazione. Quindi creo curve coppia-angolo.

Non deve fare variazione alla variazione di carico applicato!

# Curve caratteristiche invarianti per i flessori (curve superiori) e per gli estensori (curve inferiori)

ciascun punto è una riduzione del peso



Ottenimento di Curve Caratteristiche Invarianti

si vede anche dall'emg, il muscolo lavora anche di meno perché il carico è minore

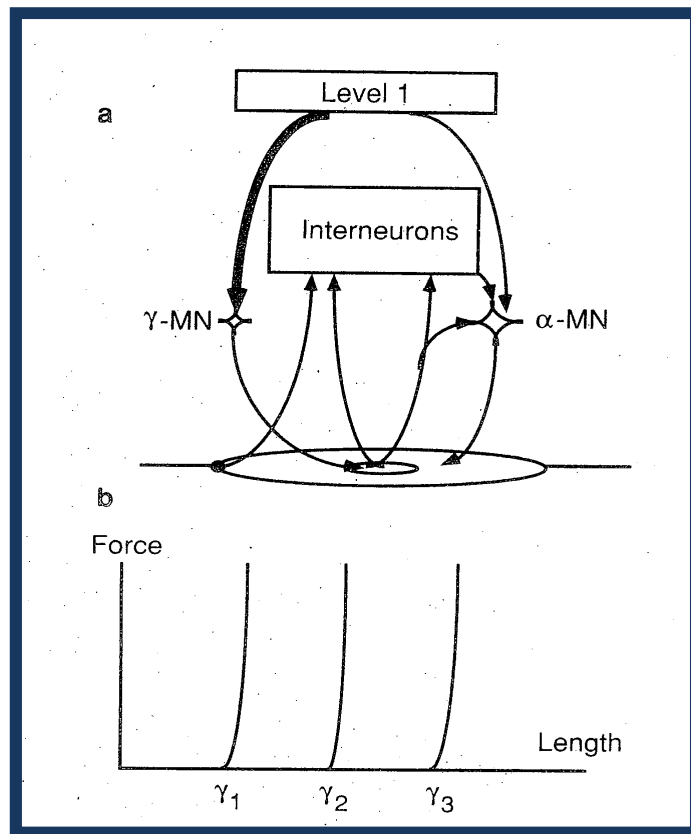
$$K = \Delta M / \Delta \theta$$

Parametro Lambda = soglia del riflesso tonico di stiramento

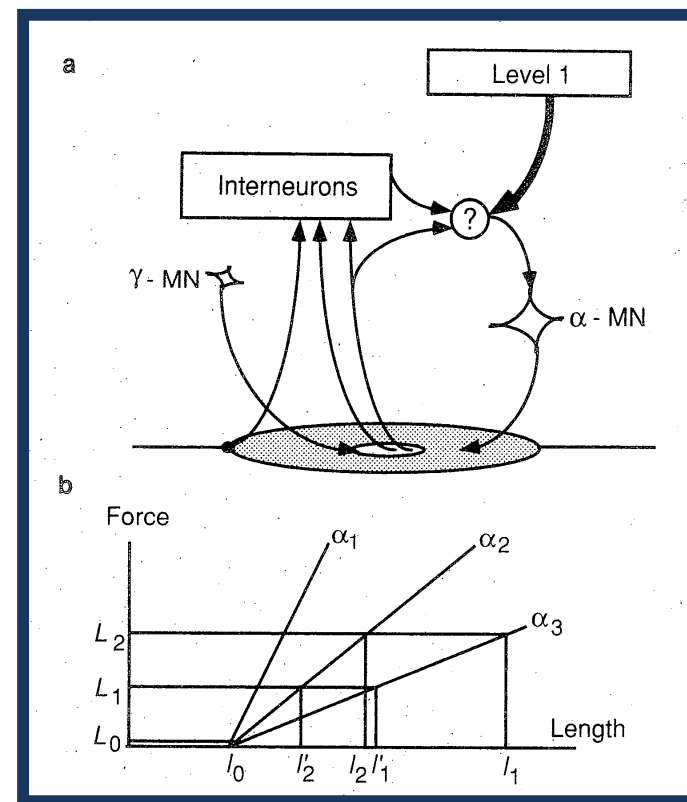
Ogni curva è un punto di partenza diverso (con aperture diverse, angolo iniziale). VOLEVA FAR VEDERE CHE LE CURVE SONO COME QUELLE DEL PREPARATO MUSCOLARE.

# Modelli di controllo motorio

## Modello di Merton (controllo gamma)

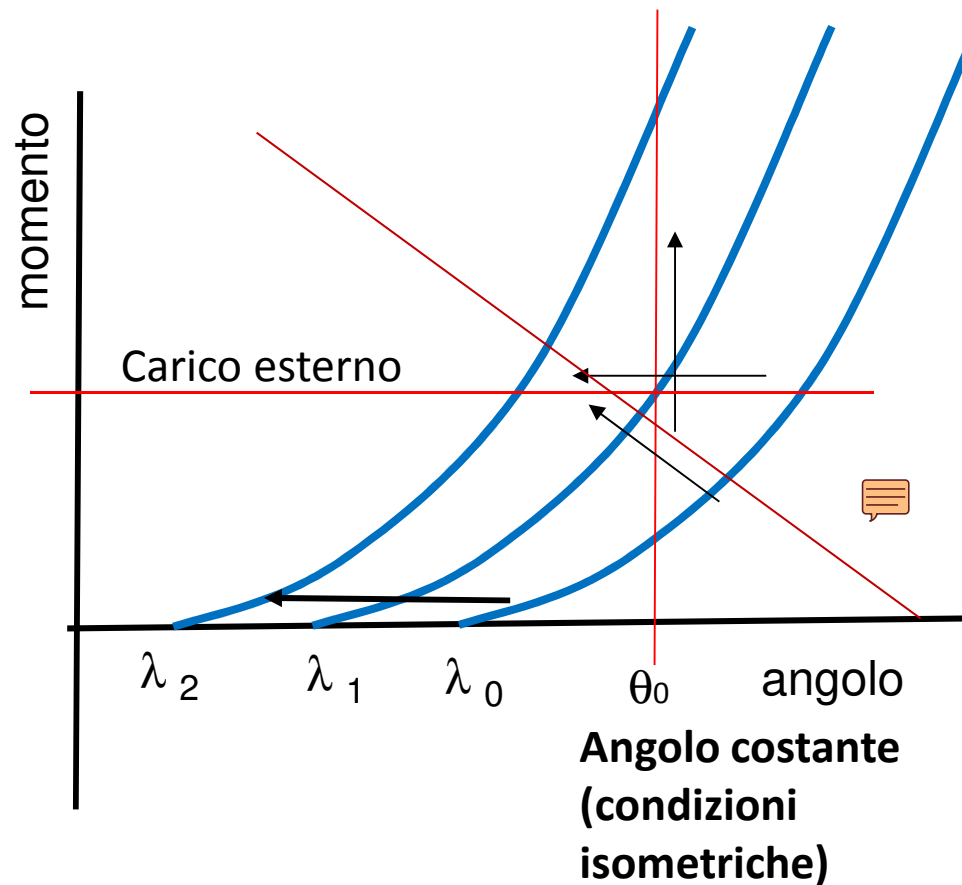


## Modello di Bizzi (controllo alfa)



modelli che danno spiegazioni di cosa succede a livello 2, controllo motorio di merton per dare spiegazione delle fibre gamma sul motoneurone alfa. Modello di Bizzi invece ipotizza che le informazioni che dal muscolo det. il controllo alfa siano del livello superiore ed il SNC venga ad intervenire. Cercano di dare un ruolo alle fibre efferenti ed afferenti.

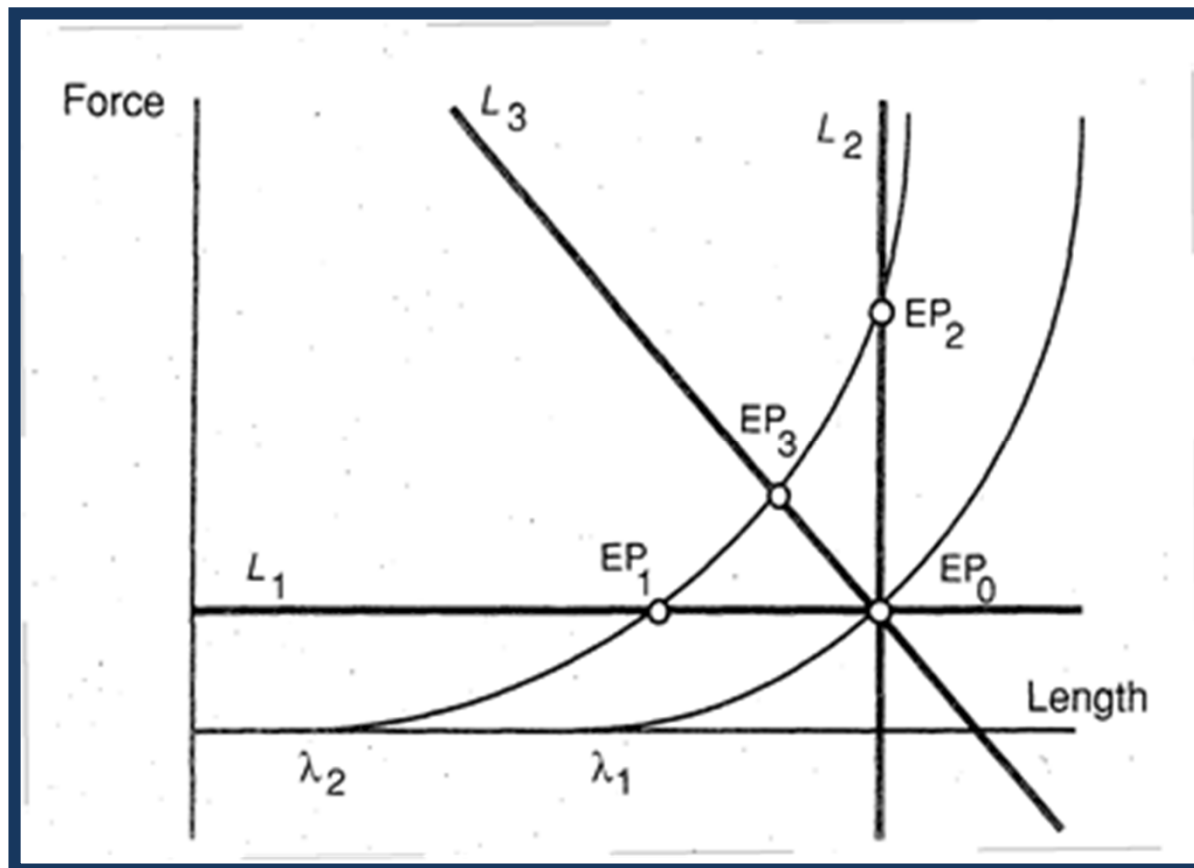
## Il modello Lambda ( $\lambda$ )



**Possibilità di  
controllo del  
punto di equilibrio**

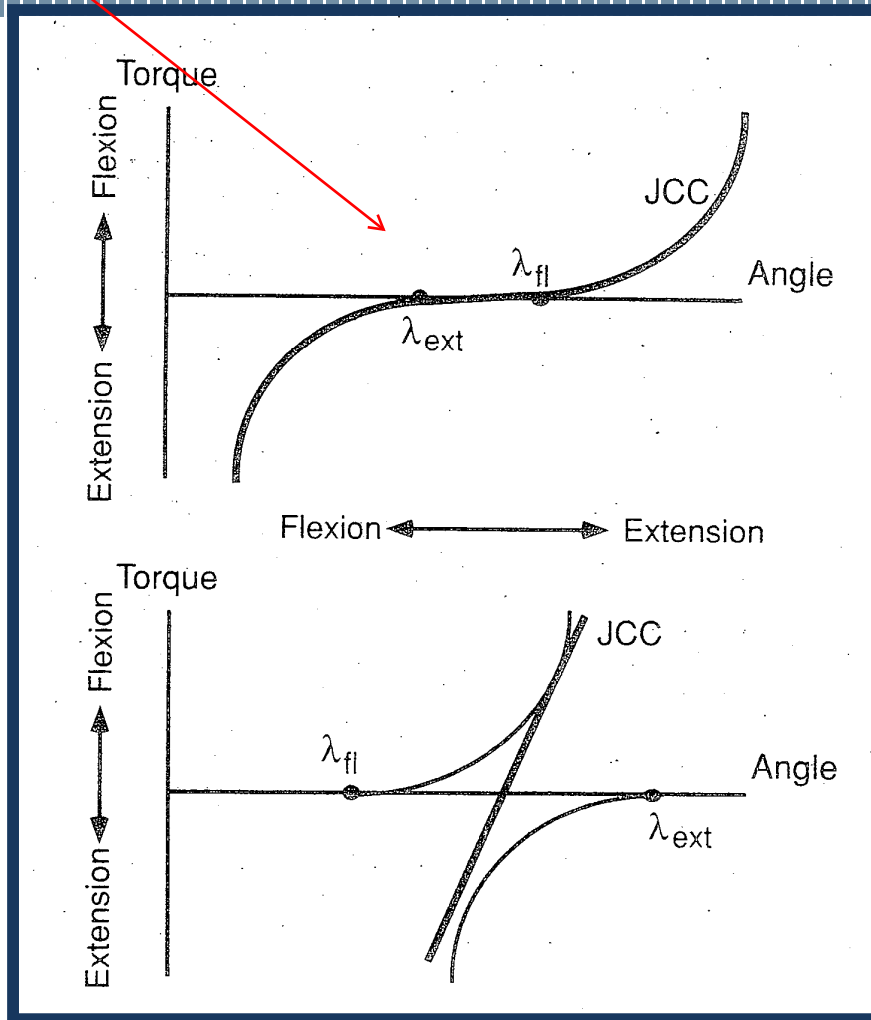
## modello di Feldman (o modello $\lambda$ )

no?



- 1) carico esterno isotonico rappresentato da una linea orizzontale ( $L_1$ )
- 2) carico esterno isometrico rappresentato da una linea verticale ( $L_2$ )
- 3) carico esterno dipendente linearmente dalla posizione (esempio di una molla di trazione esterna, linea  $L_3$ )

teoricamente sono i  
flessori

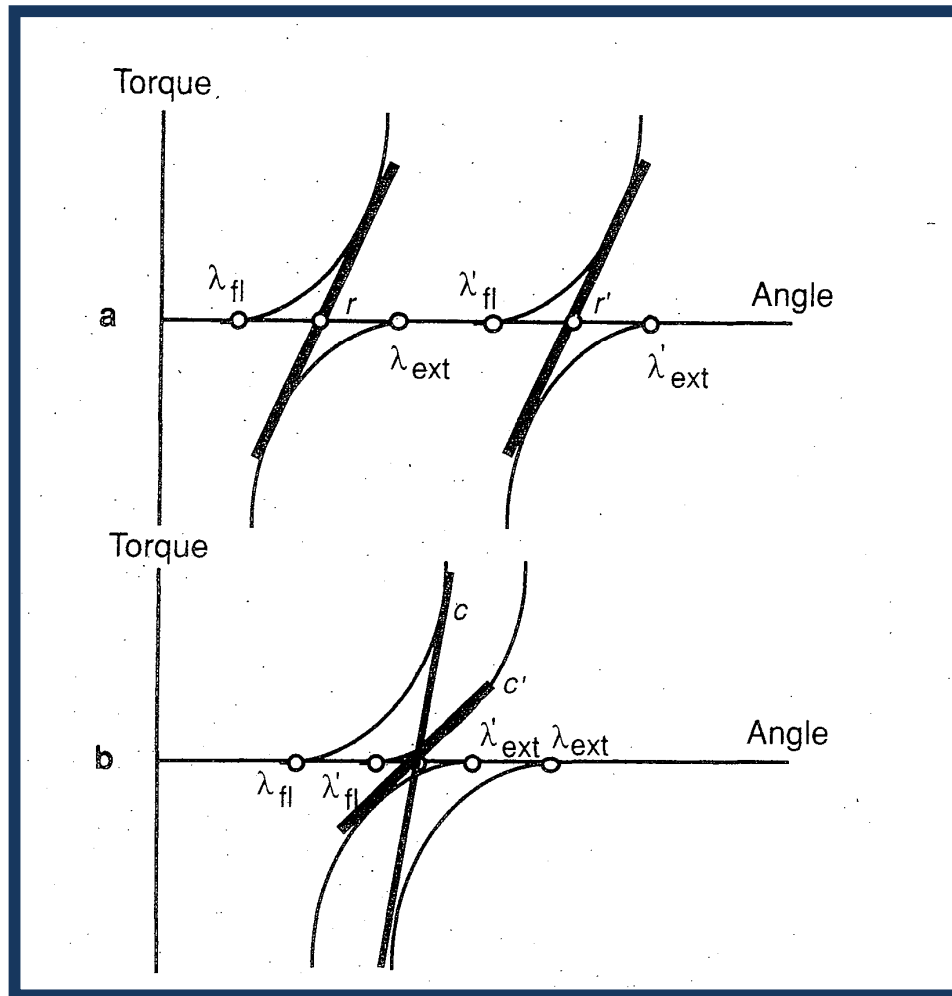


E' valida se si stanno contraendo solo i flessori (sotto solo gli estensori). Però nella realtà in det. situazioni non avviene. Cioè c'è cocontrazione

## Effetto dell'azione di muscoli antagonisti

## Curva invariante caratteristica globale (dell'articolazione)

# Effetto di variazioni concordi e discordi delle soglie di attivazione del riflesso tonico da stiramento dei flessori $\lambda_{fl}$ e degli estensori $\lambda_{ext}$



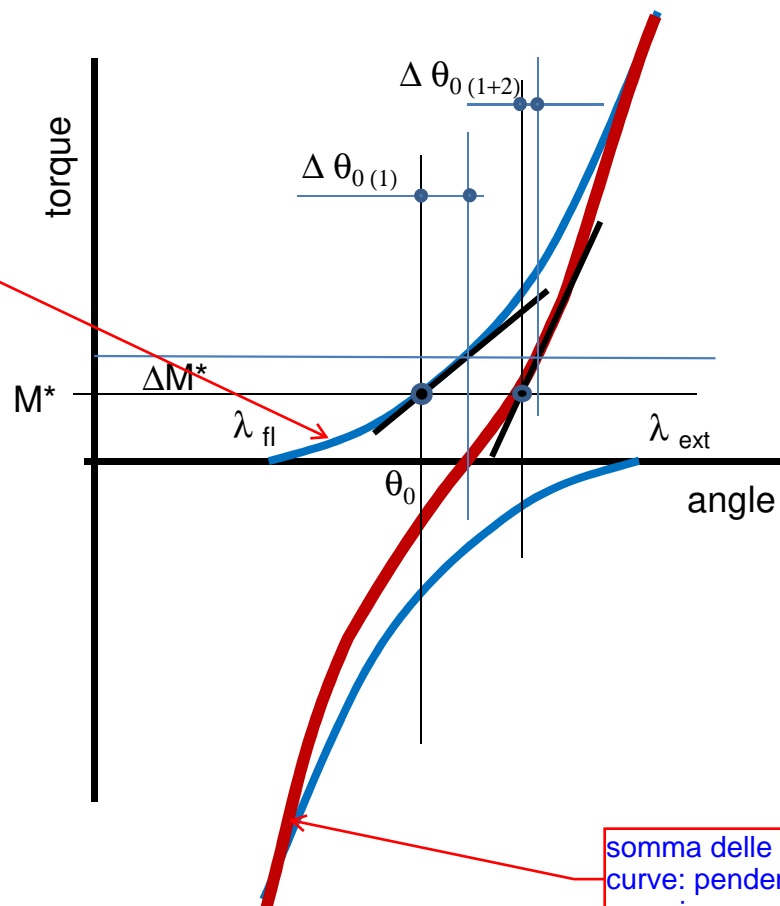
Controllo separato di  
posizione e stiffness

$$r = \frac{1}{2} (\lambda_{fl} + \lambda_{ext})$$

$$c = \frac{1}{2} (\lambda_{ext} - \lambda_{fl})$$



solo componente  
flessoria

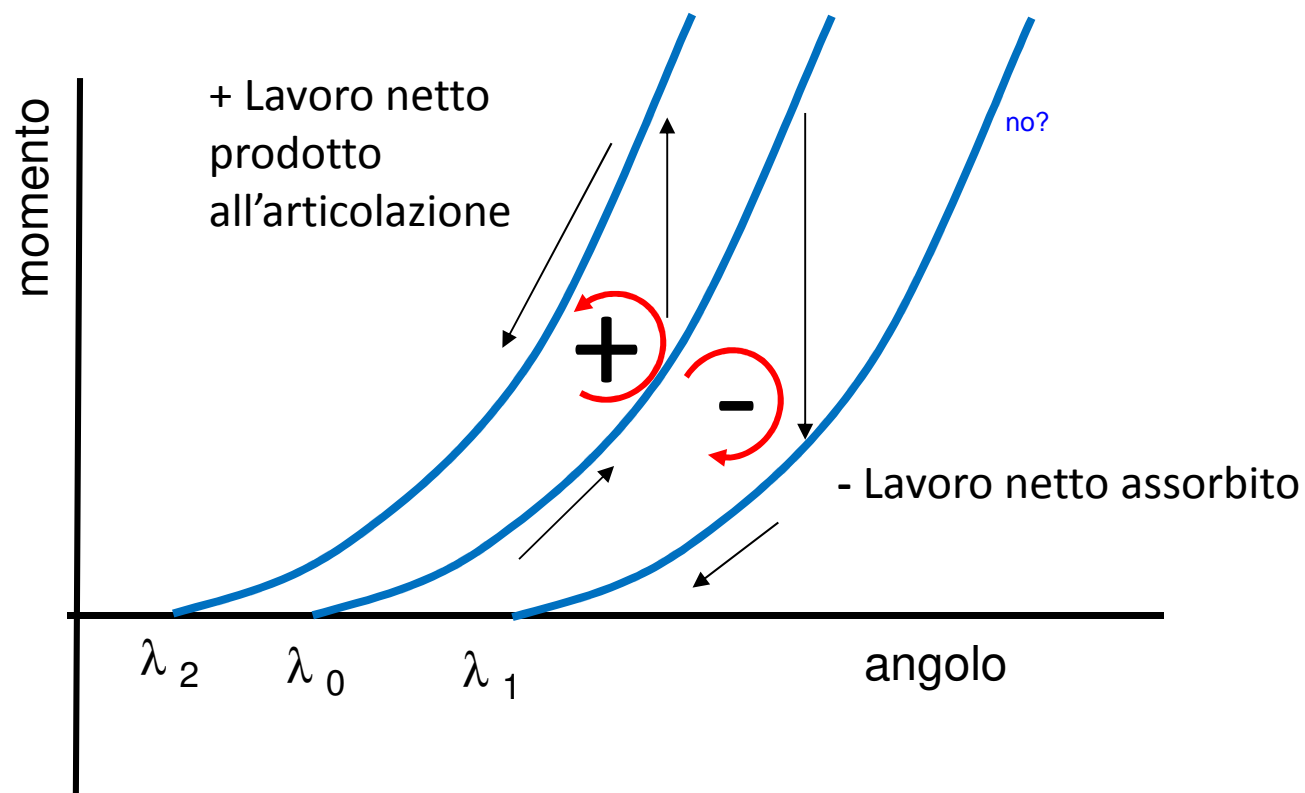


La stiffness  
dell'articolazione in  
presenza di **co-  
contrazione** di muscoli  
antagonisti **AUMENTA**

Se considero la rigidità, quando ho cocontrazione la stiffness  
dell'articolazione viene aumentata.

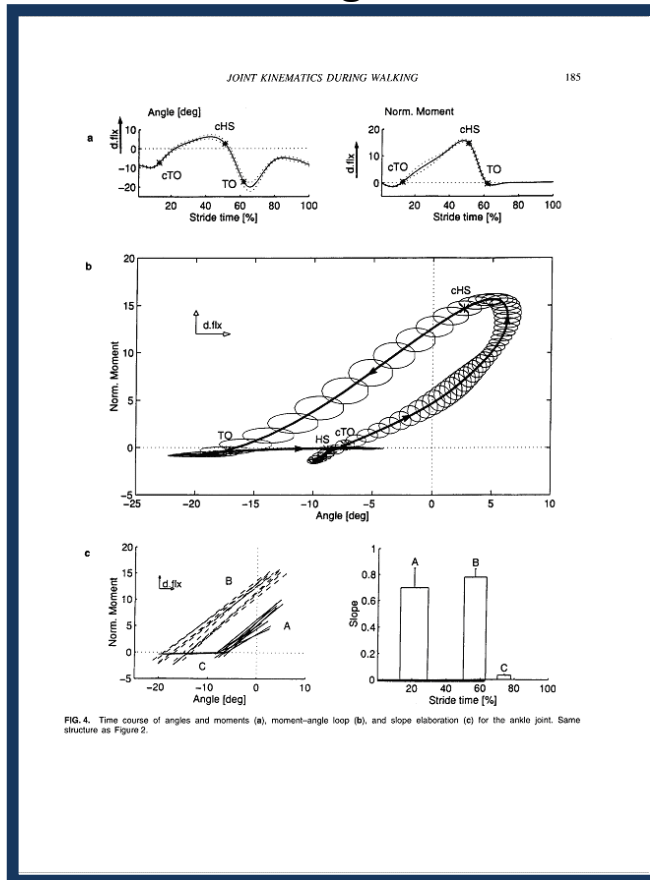
somma delle due  
curve: pendenza  
maggiore

# Possibilità di produrre o assorbire lavoro netto



# Cicli Momento-Angolo nel cammino normale

## Caviglia



Frigo C., Crenna P., Jensen L.M., Moment-Angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities, J.Electromyog. Kinesiol, vol 6, No3, pp 177-190, 1996

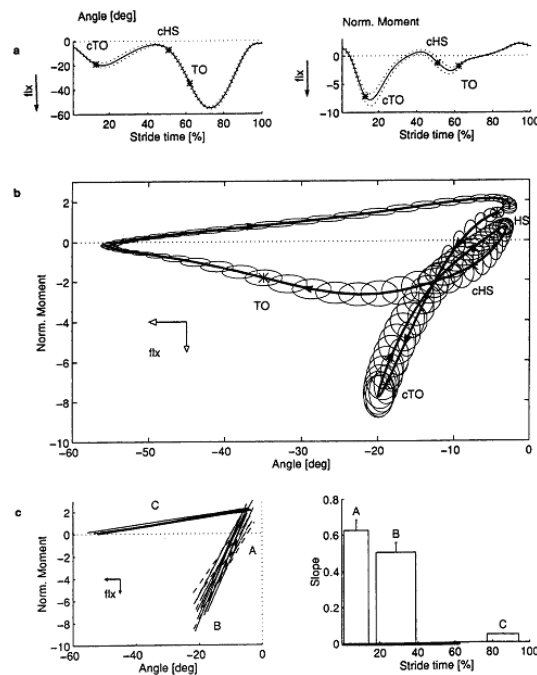


FIG. 3. Time course of angles and moments (a), moment-angle loop (b), and slope elaboration (c) for the knee joint. Phase B is shown with broken lines. Same structure as Figure 2.

in det. situazioni patologiche la stiffness sarà variata rispetto alla situazione normale

