



POLITECNICO
MILANO 1863

04-11-16

BIOINGEGNERIA DEL SISTEMA MOTORIO

Sezione: M-Z

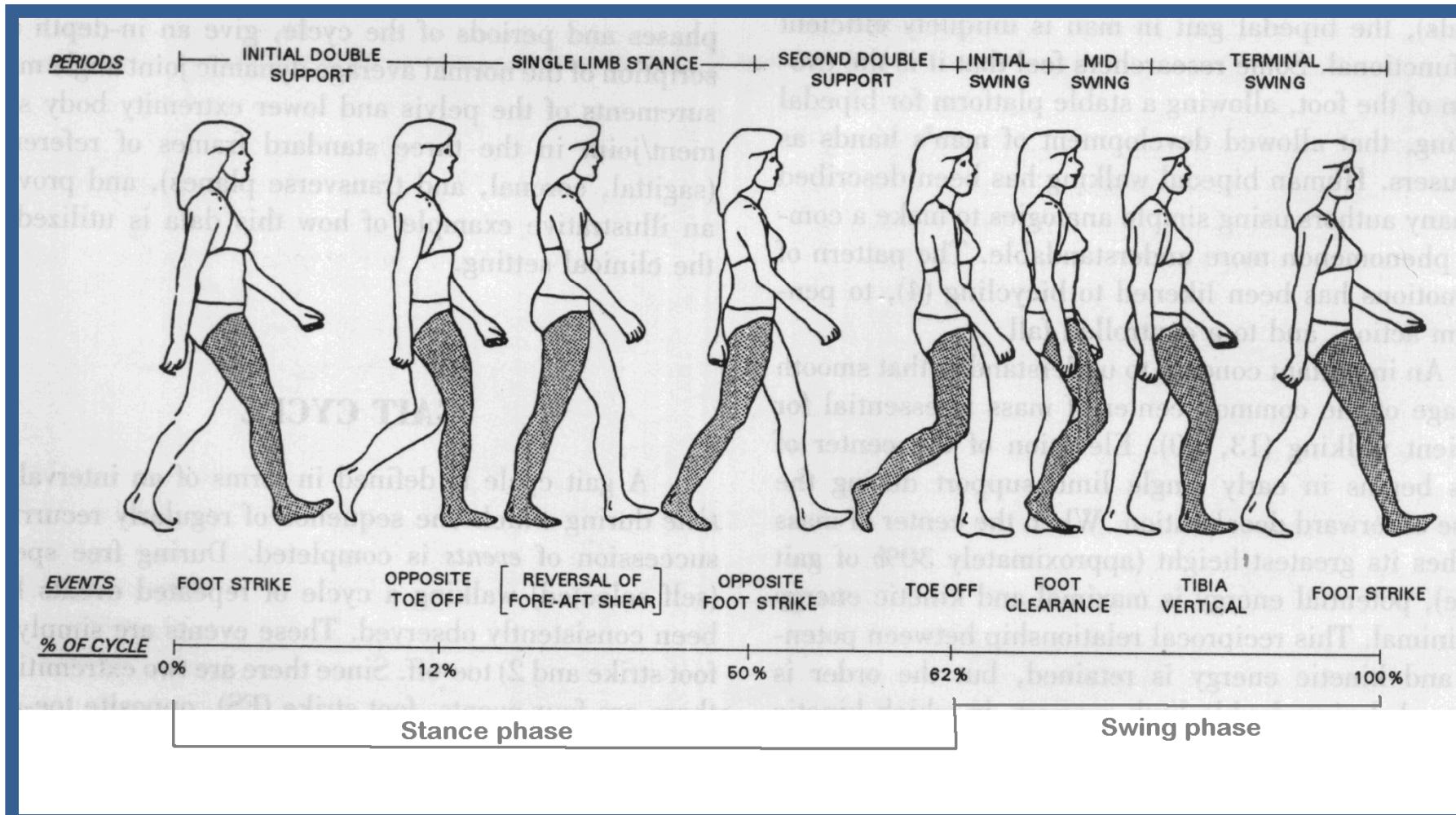
Fenomenologia della locomozione

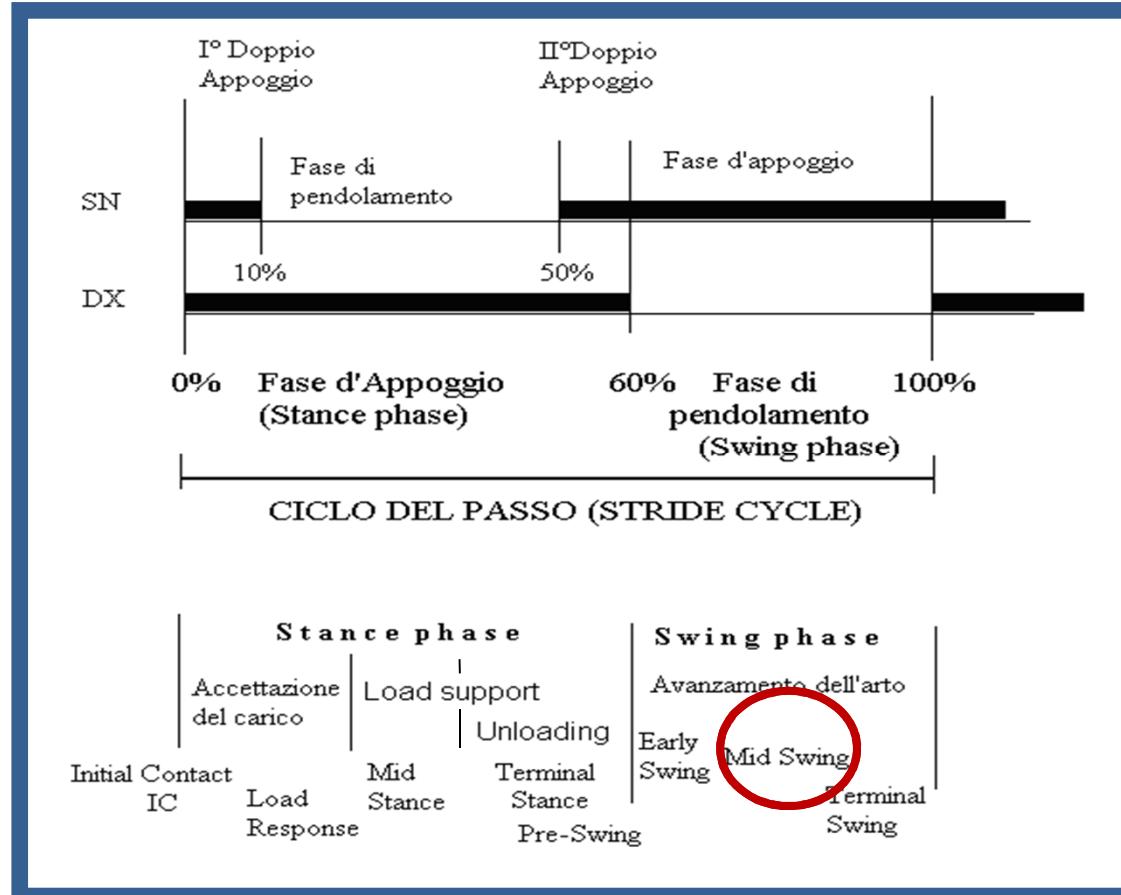
Analisi biomeccanica della locomozione



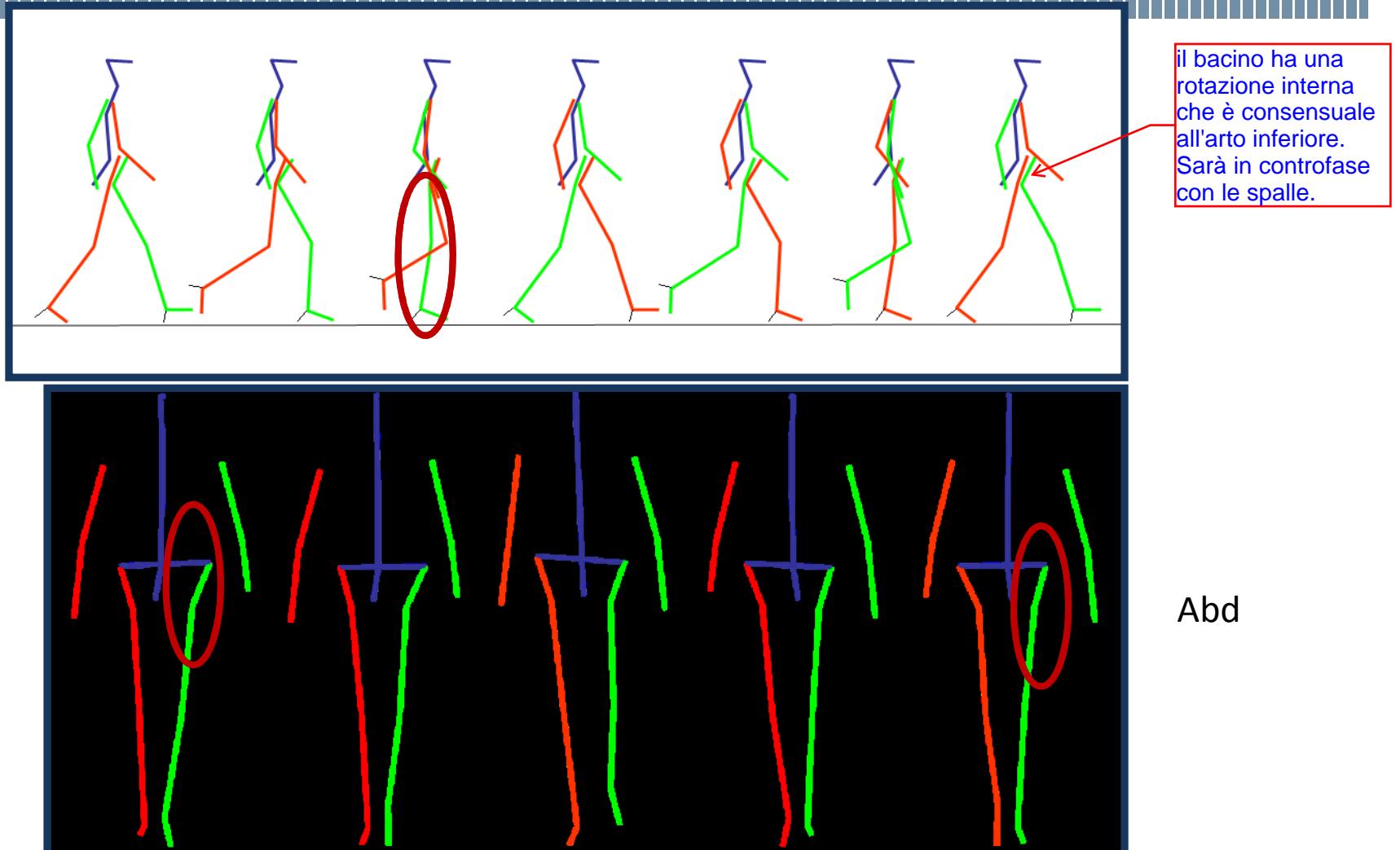
Fasi del Gait stride

evoluzione filogenetica (della specie) e ontogenetica (dell'individuo)





Movimenti sincroni delle varie parti del corpo

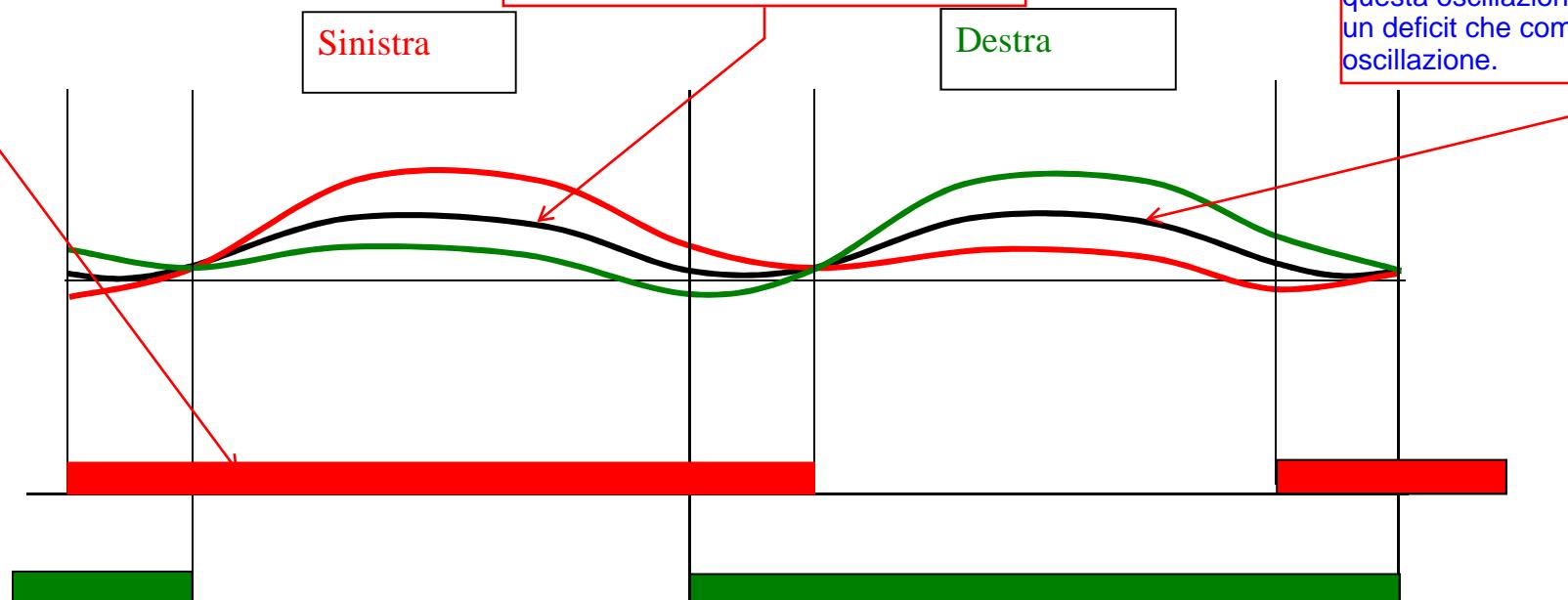


Spostamenti verticali delle sommità delle creste iliache

nella fase di appoggio la cresta iliaca ha un rialzamento. Durante la fase di swing ho un abbassamento.

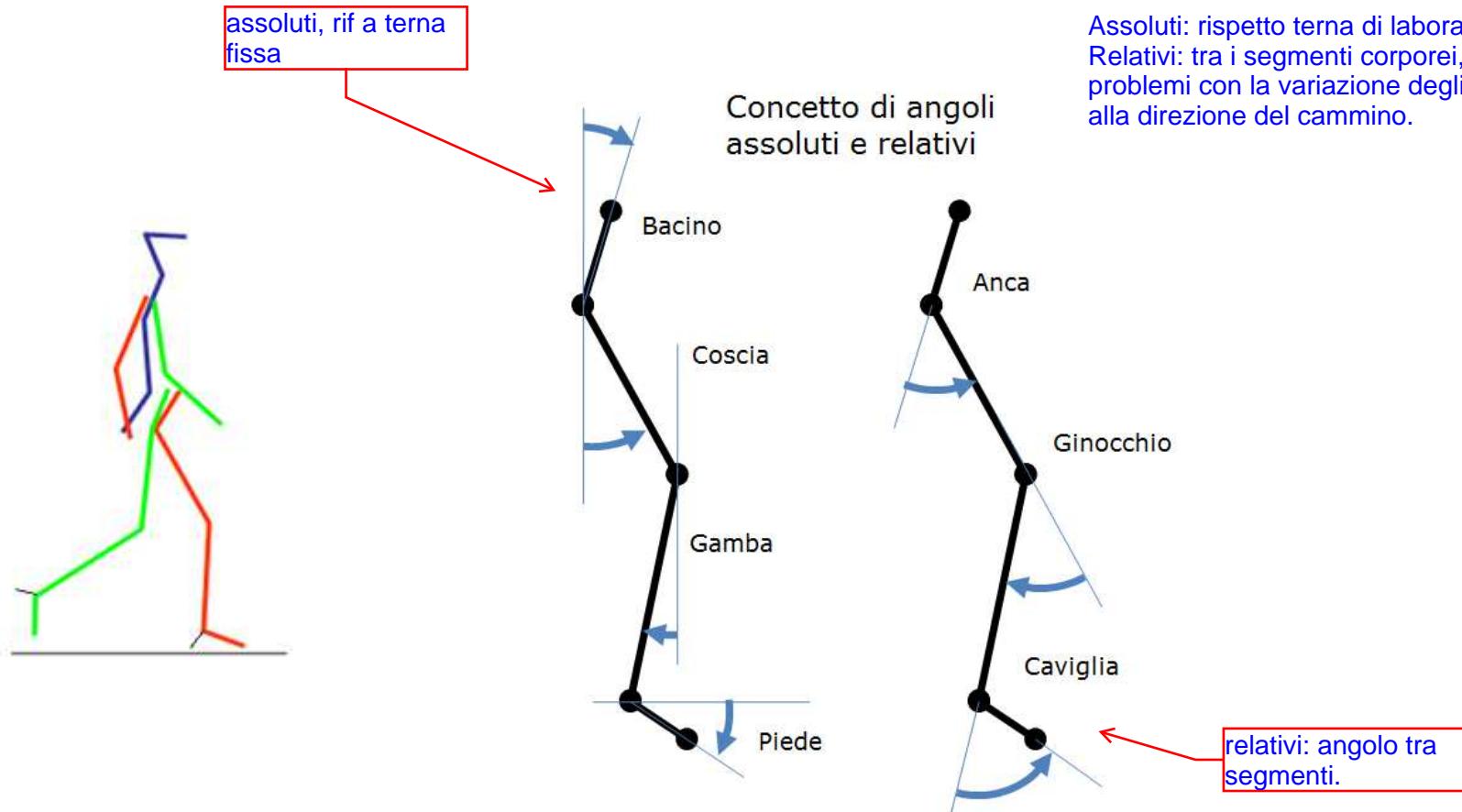
Posizione intermedia, la posizione del baricentro: punto che è in mezzo alle due creste iliache, che può rappresentare il CoM. Allora abbiamo un comportamento "sinusoidale". C'è abbassamento solo nella fase di doppio appoggio. La frequenza di osc del baricentro.. "o del sacro" è doppia alla frequenza del cammino considerato. Fino a 3cm.

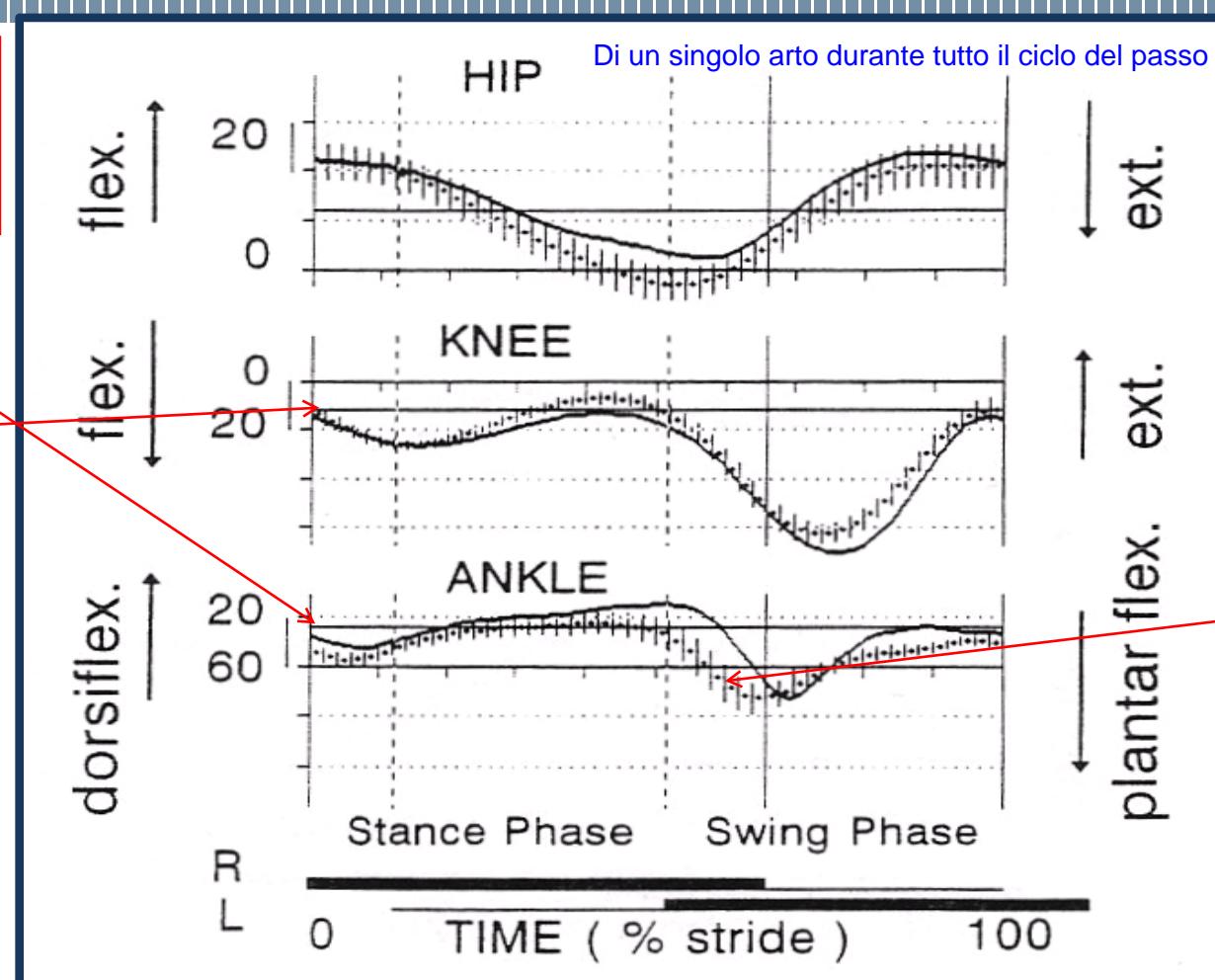
Trendlemburg: atteggiamenti aumentati, cioè ci sono necessità di compensare qualcosa aumentando questa oscillazione. Cioè è presente un deficit che comporta maggiore oscillazione.



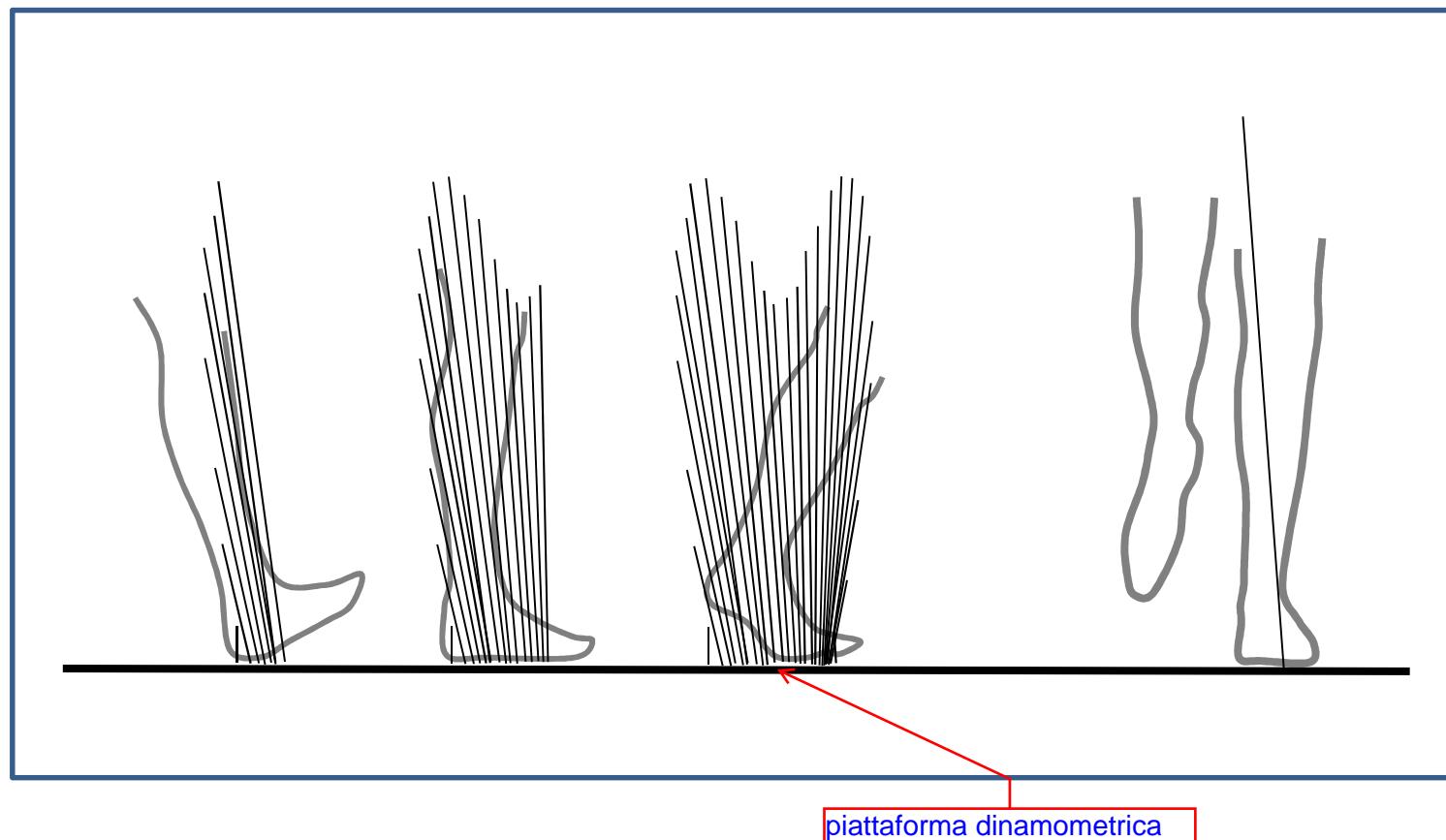
un punto baricentrale; linee rossa e verde: un punto situato sulla cresta iliaca rispettivamente di sinistra e di destra. Le fasi di appoggio sono indicate con barre orizzontali rispettivamente rossa (sinistra) e verde (destra).

Angoli assoluti e angoli relativi





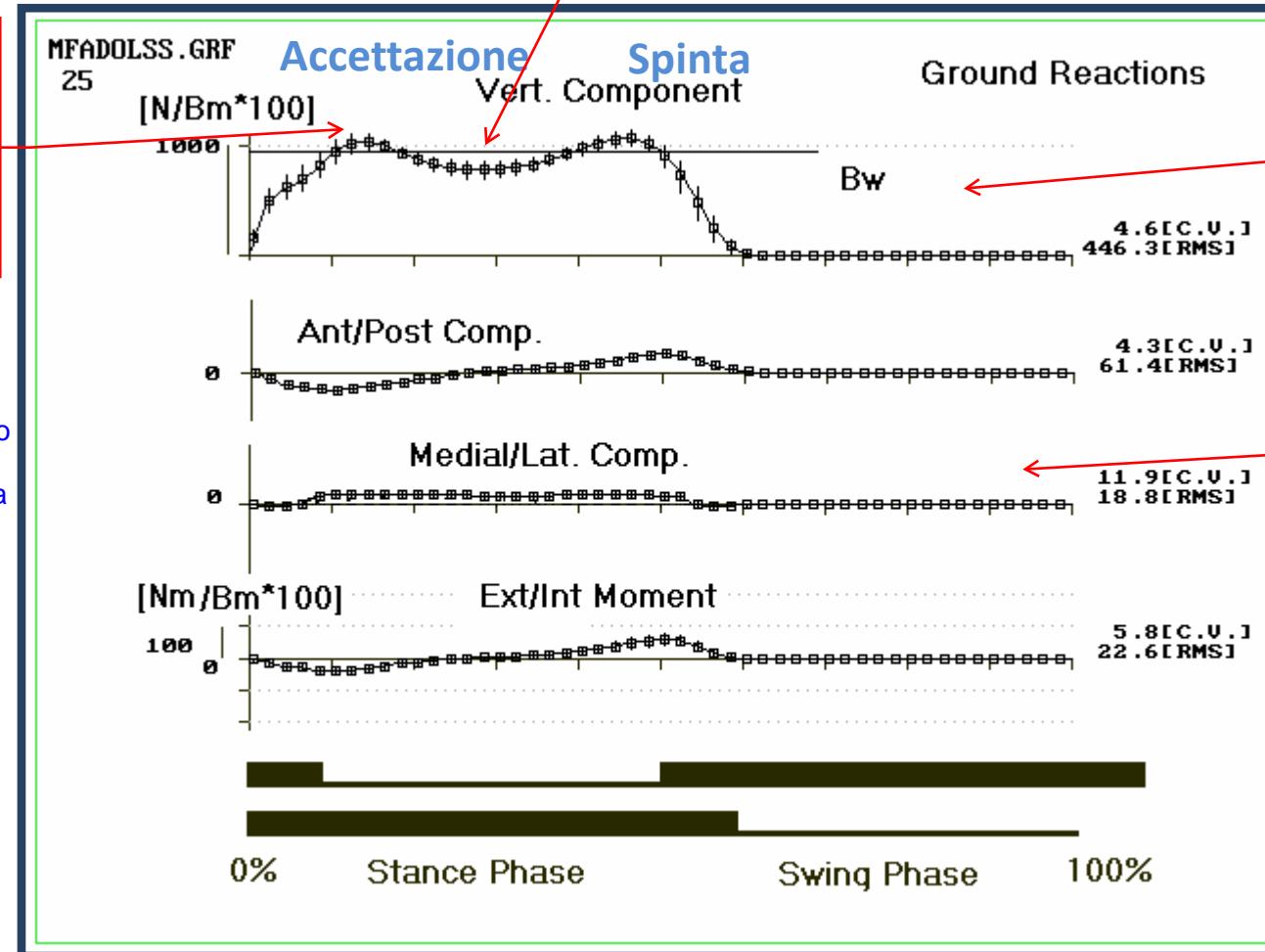
Inclinazione vettore reazione appoggio piano sagittale e frontale





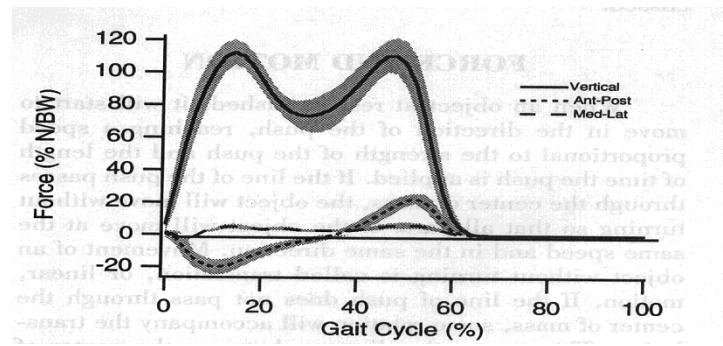
>20% peso, perché entra in gioco il contributo inerziale. L'unità di misura non è Newton, ma N/BW, è importante normalizzare rispetto al peso dell'individuo. E' ovvio che il picco di forza altrimenti sarebbe diverso perché si hanno pesi diversi.

Comportamento inerziale: la massa che si sposta su e giù (comportamento del bacino è sinusoidale). Quella massa avendo una determinata inerzia comporterà un contributo alla forza di inerzia, che comporterà un discostarsi dalla forza peso di riferimento. Essendo che la forza inerziale ha dentro l'accelerazione sarà fortemente dipendente dalla velocità. Quindi varierà a seconda cammino molto lento o molto veloce.

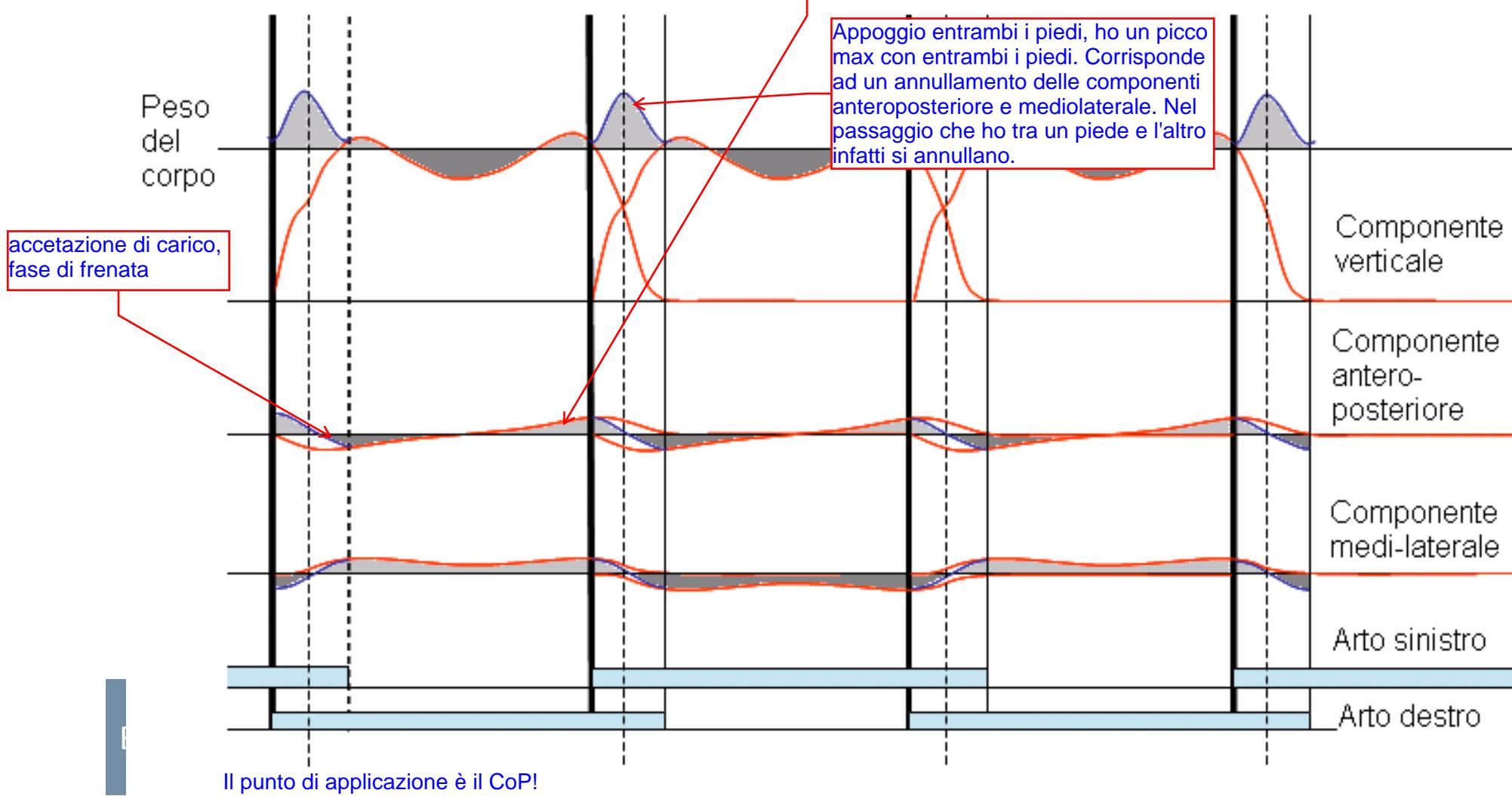


componente verticale
piano frontale

Ovviamente se il cammino è lento il picco valle picco è meno accentuato.

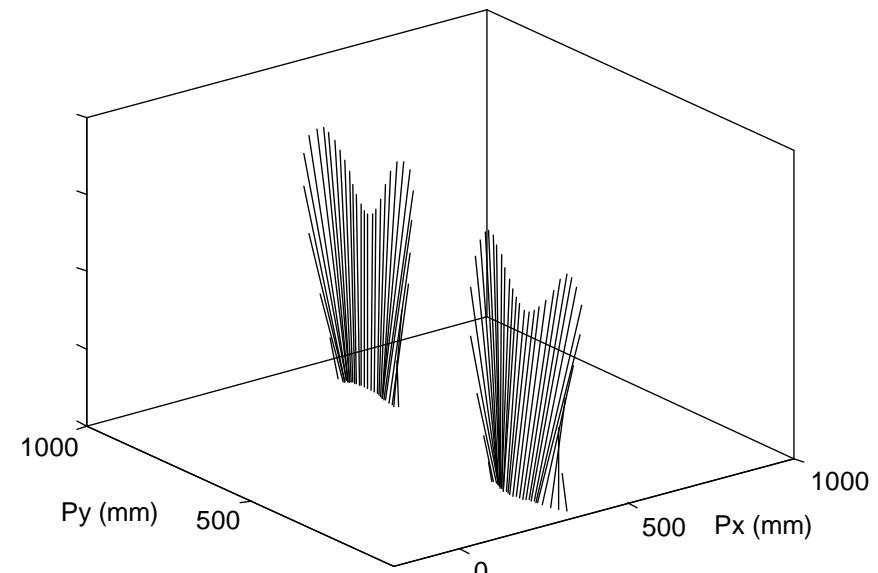
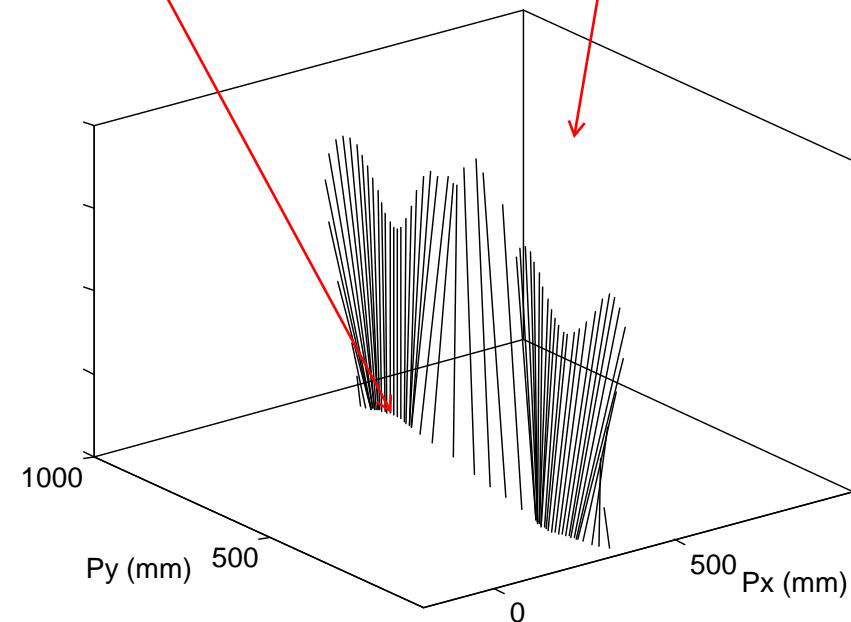
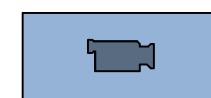


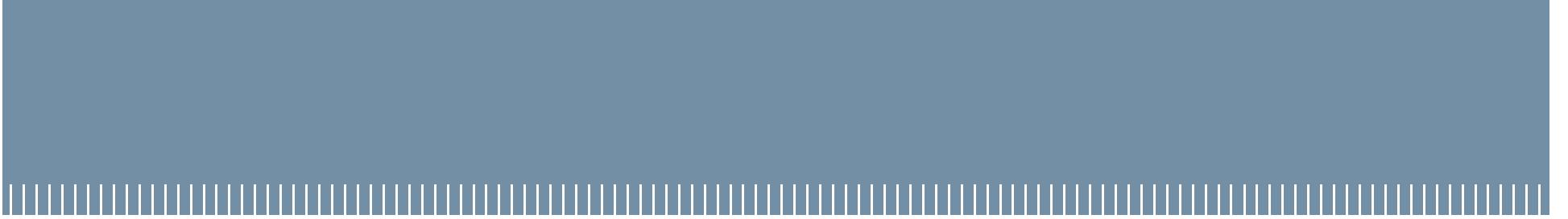
ANALIZZO LA FORZA DI _REAZIONE_ AL TERRENO, in questo caso con due piattaforme



L'escursione del punto di applicazione (CoP) è l'interpolazione lineare (minimi quadrati) del punto di applicazione. Se studio puntualmente dove va a posizionarsi il vettore vado ad interpolare punto per punto e trovo la traiettoria del centro di pressione, e sarà funzione della lunghezza del piede. Dell'entità del contatto che ho al terreno.

Evoluzione del CoP durante il cammino



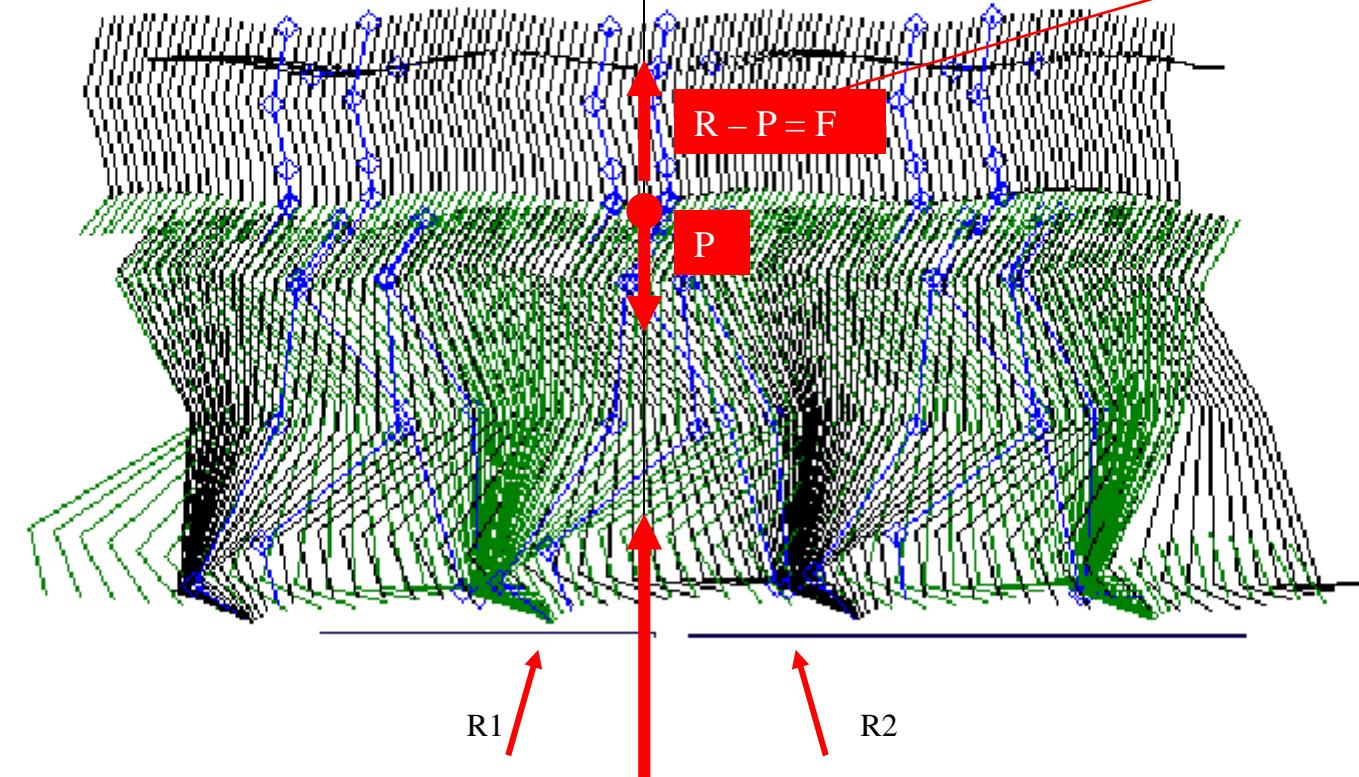


Vertical Acceleration : a

$$a = F / m$$

Inertia Force

$$F = -m a$$



se $R > P$ allora
accelerazione vs
alto, se è minore
acc. vs il basso.

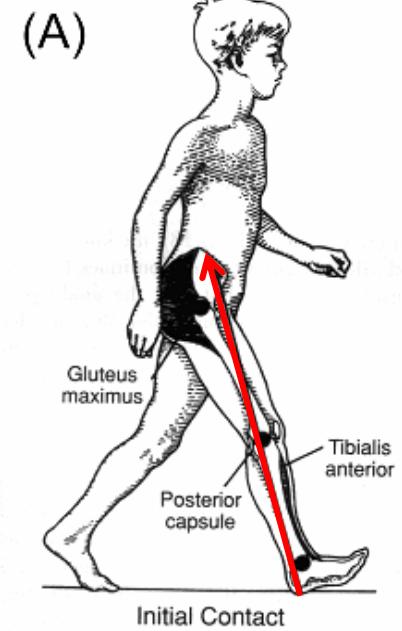
Per fare l'equilibrio ho
bisogno della componente
inerziale ma e la
componente della forza
peso vs il basso.

B

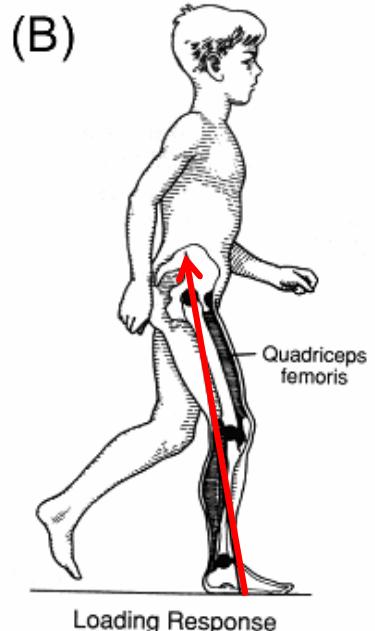
$$R = R_1 + R_2 = (P + F)$$

S . A . F . L o

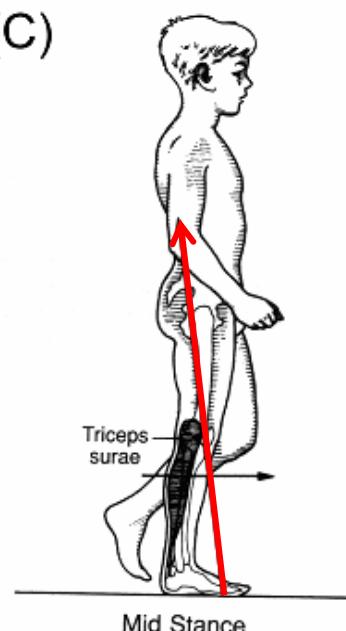
Ruolo dei principali muscoli



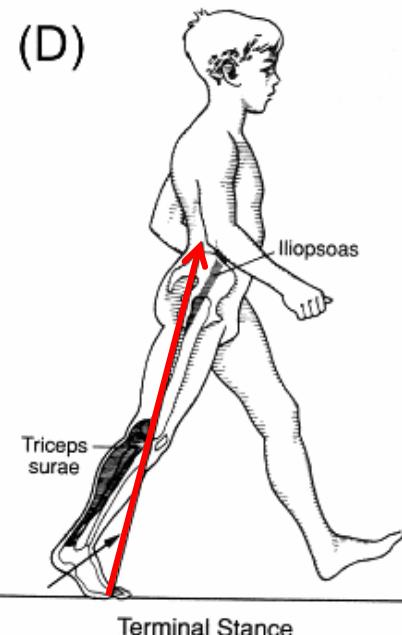
Initial Contact



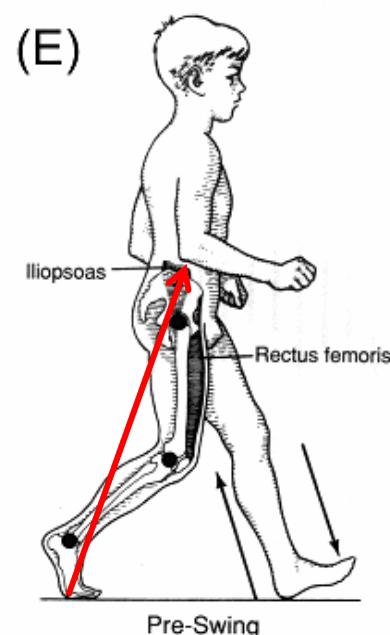
Loading Response



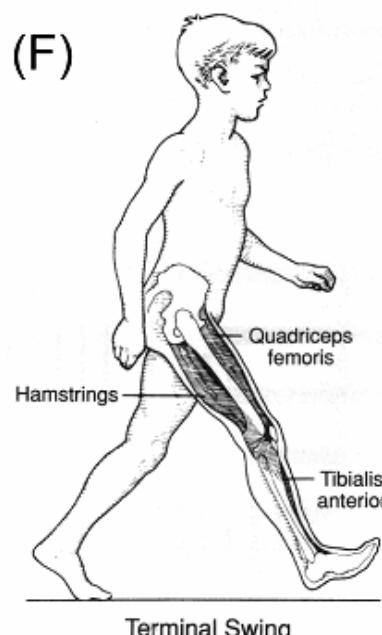
Mid Stance



Terminal Stance



Pre-Swing

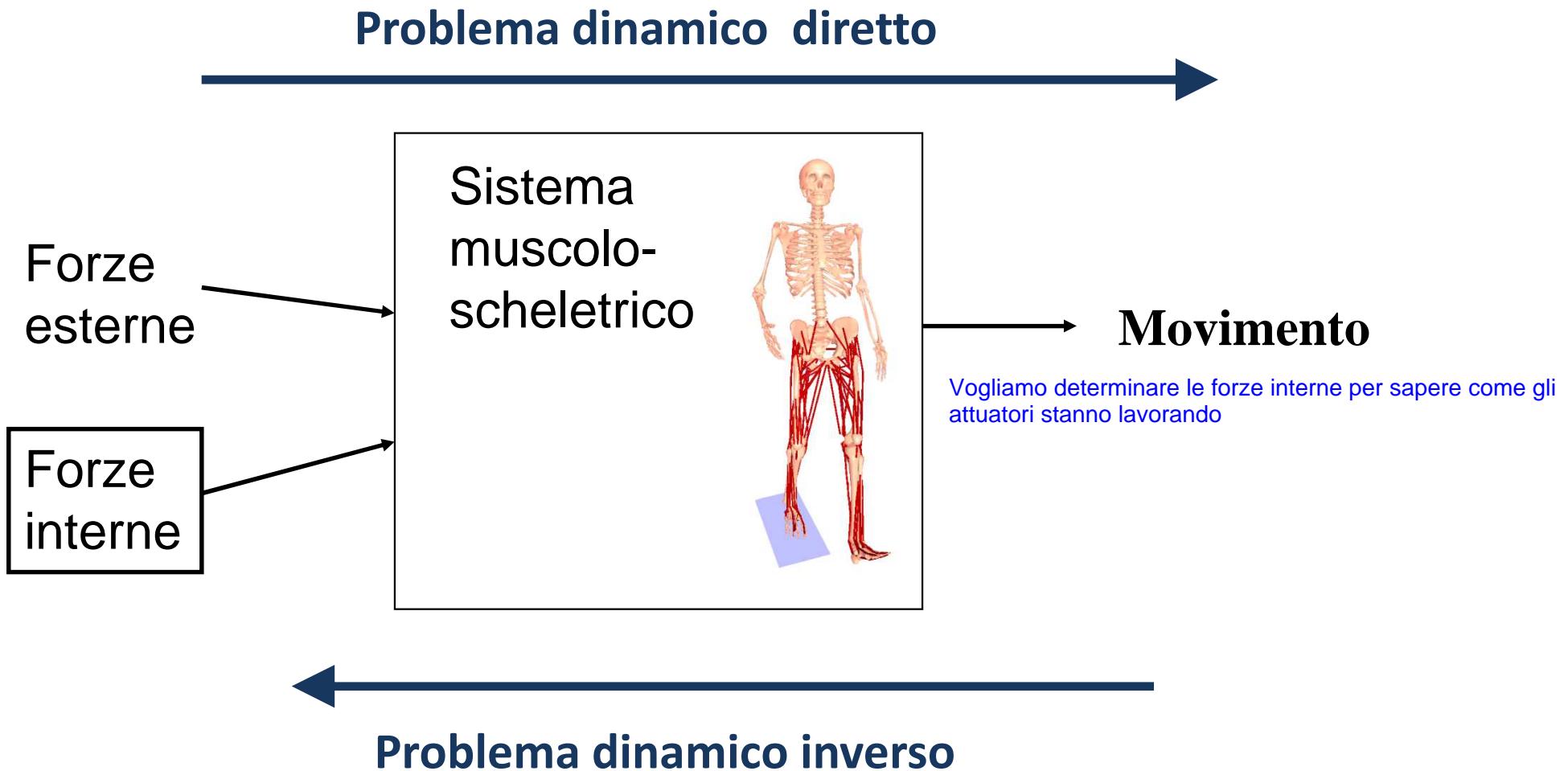


Terminal Swing

La reazione al terreno ci serve perché a seconda di dove vedo il mio vettore rappresentativo allora andrò ad utilizzarla con l'approccio di dinamica inversa per il calcolo dei momenti articolari associati poi all'attività muscolare. Cioè andiamo ad utilizzare un problema dinamico inverso, dove vado dall'analisi del movimento, in particolare dallo scambio di forze, risalgo ai momenti realizzati dalle forze esterne, che sono equilibrati dai momenti interni, realizzati da muscoli. A seconda di dove si trova la reazione (rispetto ad un centro articolare) allora avrò un diverso muscolo che entrerà in gioco per mantenere l'equilibrio.

Problema dinamico diretto ed inverso

11-11-16



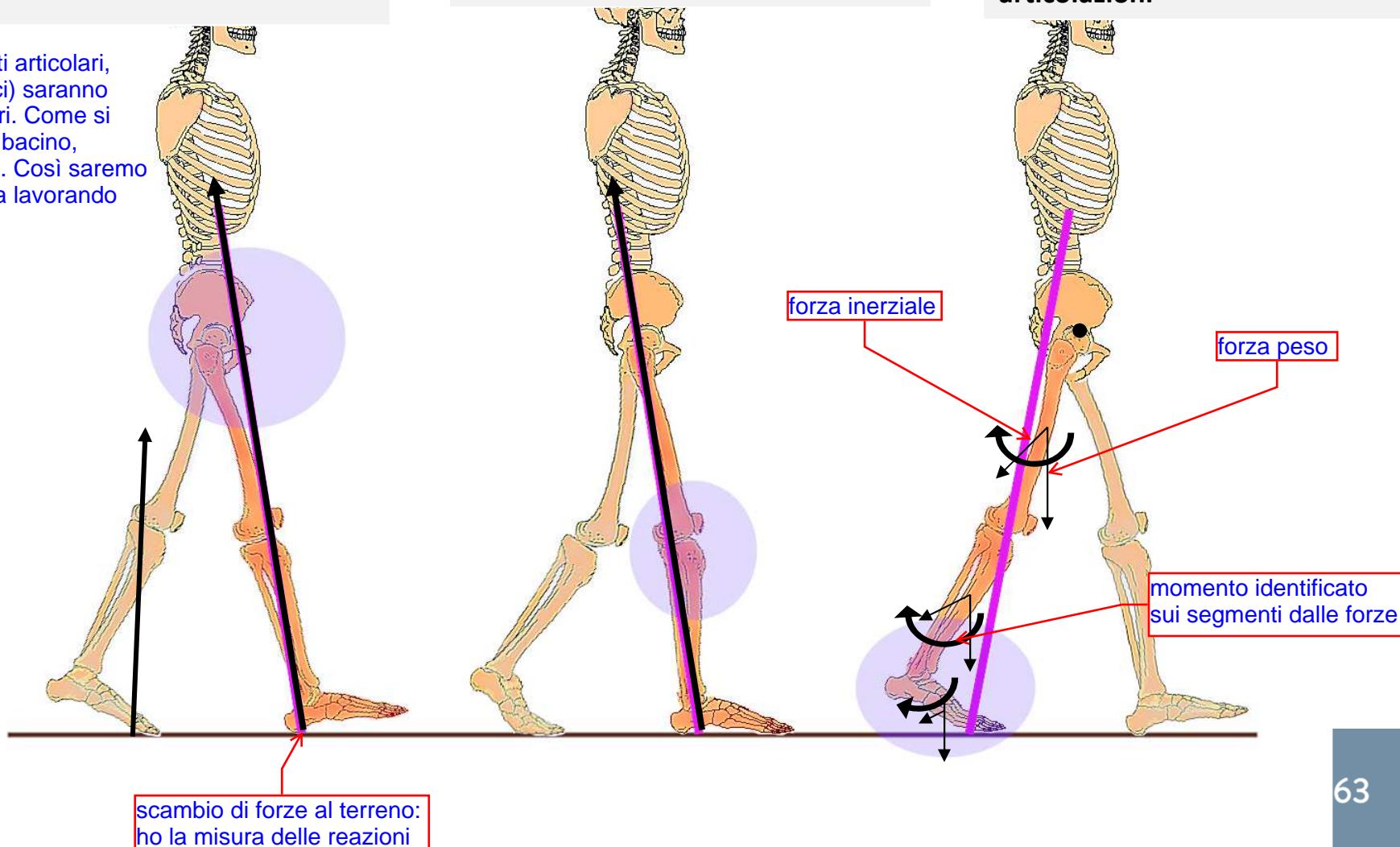
Momenti articolari

Le REAZIONI D'APPOGGIO sono forze e momenti che si sviluppano all'interfaccia piede-terreno

Un MOMENTO è il risultato di una FORZA che agisce ad una certa DISTANZA da un punto

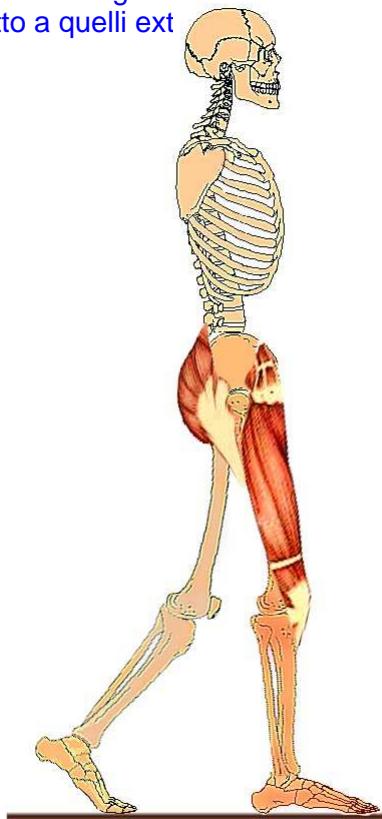
Generalmente siamo interessati ai momenti delle FORZE ESTERNE rispetto ai centri delle articolazioni

Ci interessano i momenti articolari, quindi le distanze (bracci) saranno rispetto ai centri articolari. Come si può vedere dalle figure: bacino, ginocchio, e tibia tarsica. Così saremo in grado di dire come sta lavorando la nostra muscolatura

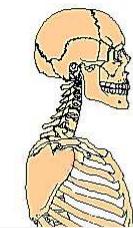
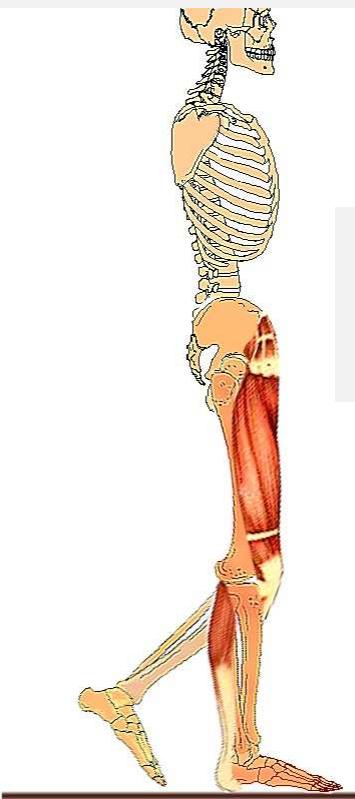


**Muscoli, legamenti e altri tessuti molli
peri-articolari producono MOMENTI
INTERNI**

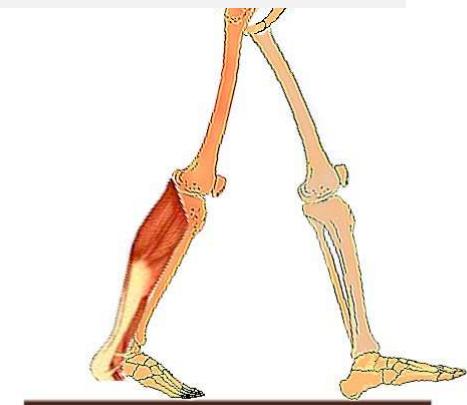
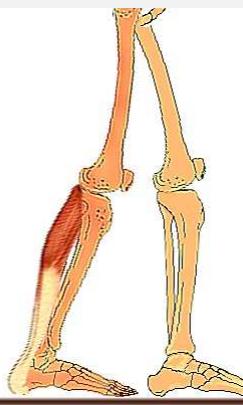
I momenti interni sono uguali
e contrari rispetto a quelli ext



**I Momenti Interni contro-bilanciano i
MOMENTI ESTERNI**

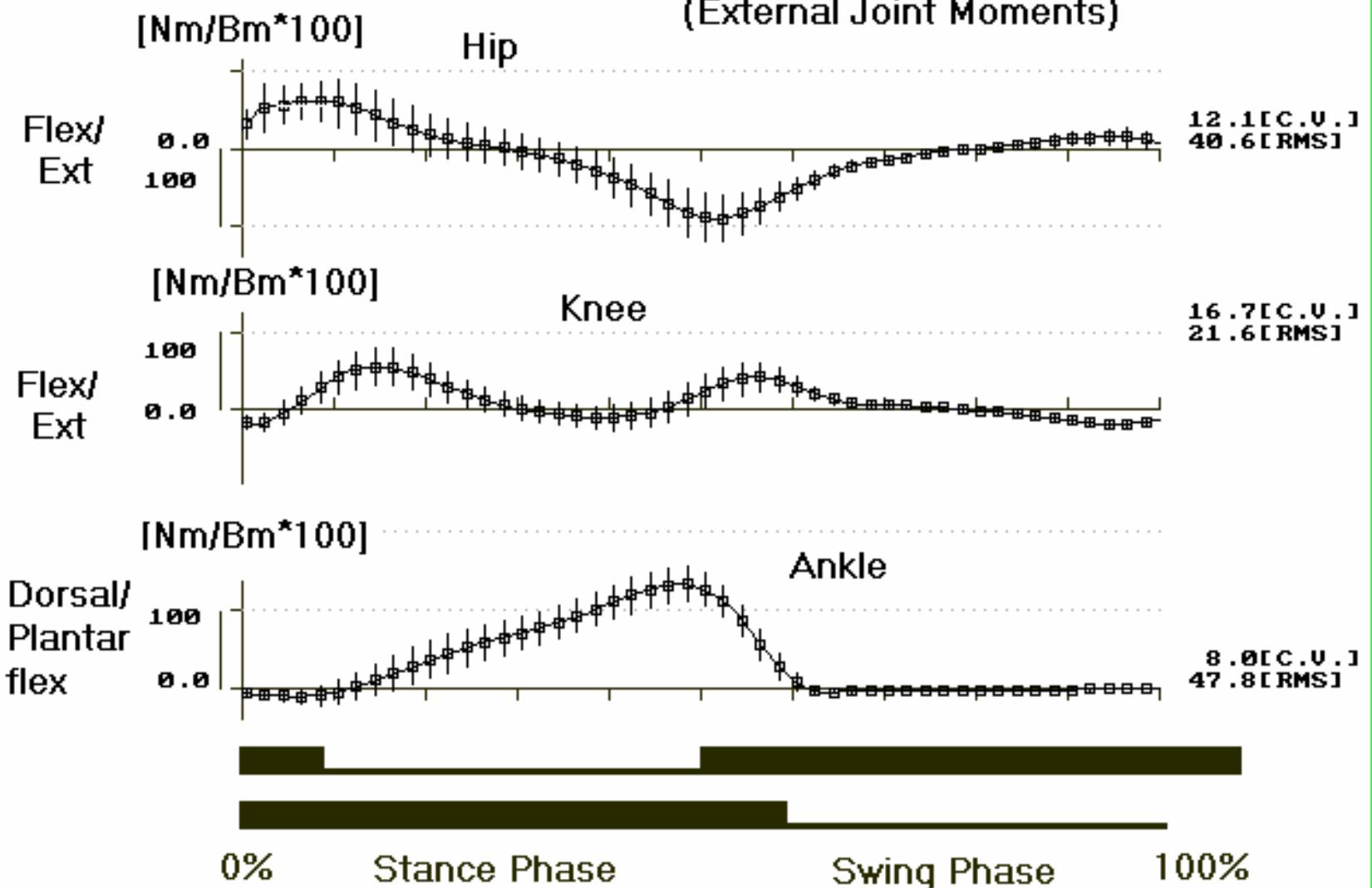


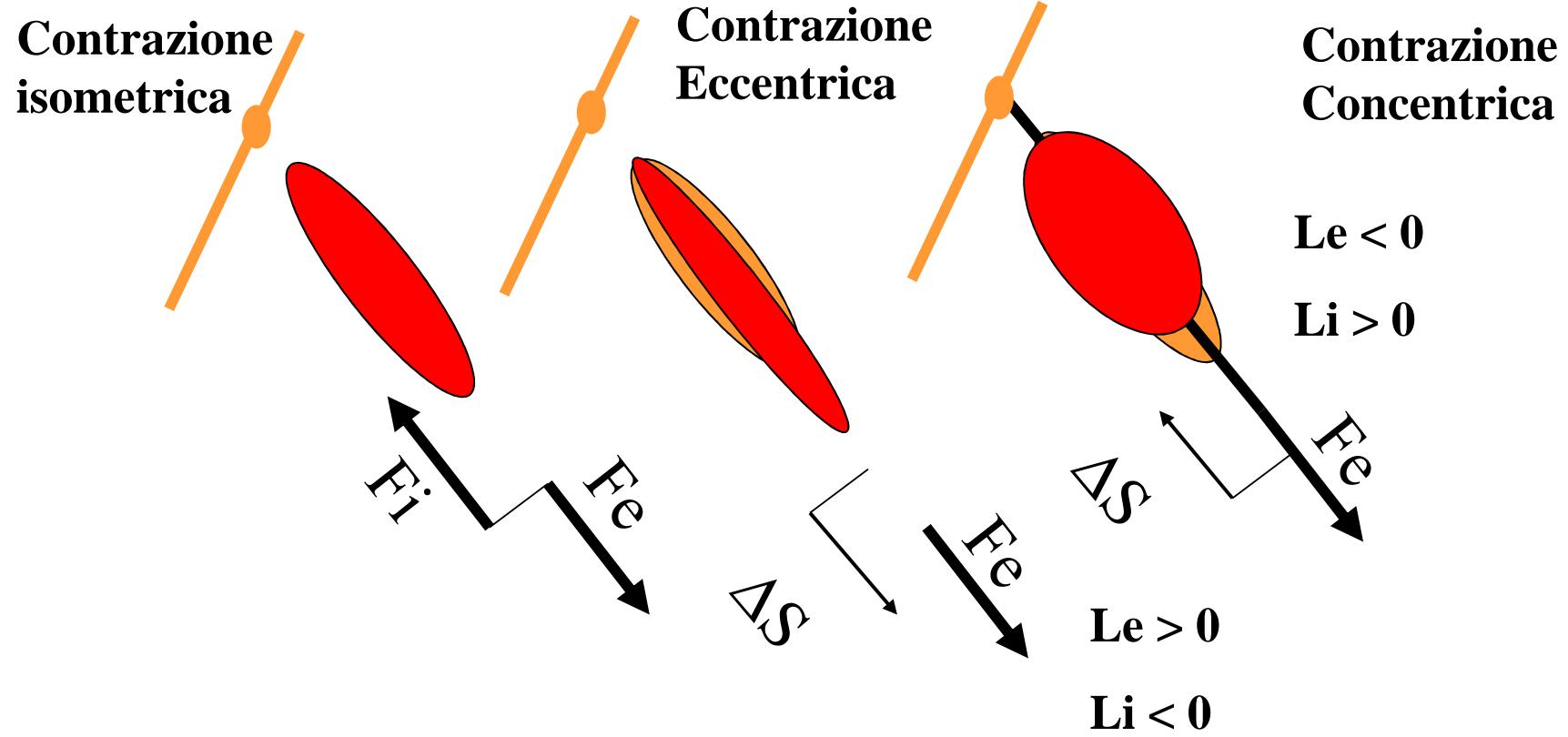
**Possiamo misurare (calcolare mediante
modelli biomeccanici) i Momenti Esterni per
stimare il Momenti Interni**



GIOVANFM.MSD
101

Joint Moments of the External forces
(External Joint Moments)

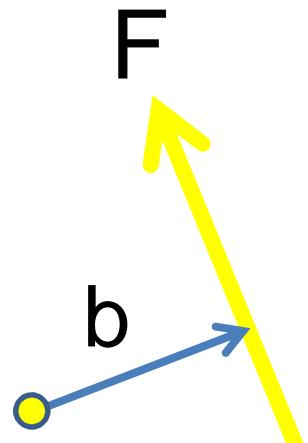




Lavoro Meccanico: $L = F \times \Delta S$

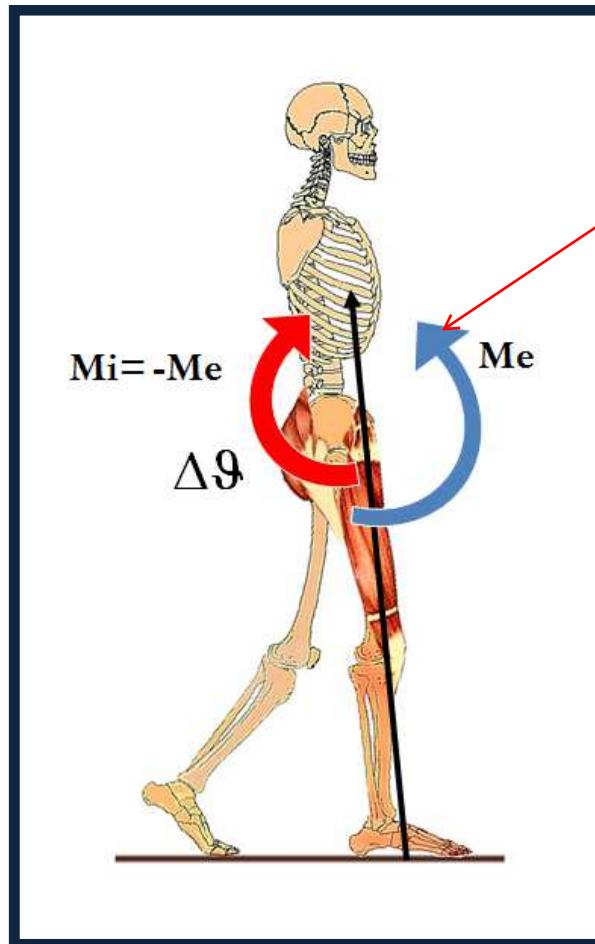
I momenti e le potenze articolari

Momento di una forza



$$M = F \times b$$

$$Li = Mi \cdot \Delta\vartheta$$



blu: coppie dovute
alle forze esterne

Lavoro interno:

$$L = M_i \times \Delta\vartheta$$

Potenza prodotta:

$$P = M_i \times \Delta\vartheta / \Delta t$$

$$= M_i \times \omega$$

GIOVANFM.PSD

Andamenti dei momenti

101

[W/Bm*100]

Hip

Joint Power

16.5[C.V.]
46.0[RMS]

[W/Bm*100]

Knee

11.9[C.V.]
50.5[RMS]

[W/Bm*100]

Ankle

positivi: dorsi
flessori

7.4[C.V.]
71.3[RMS]

0%

Stance Phase

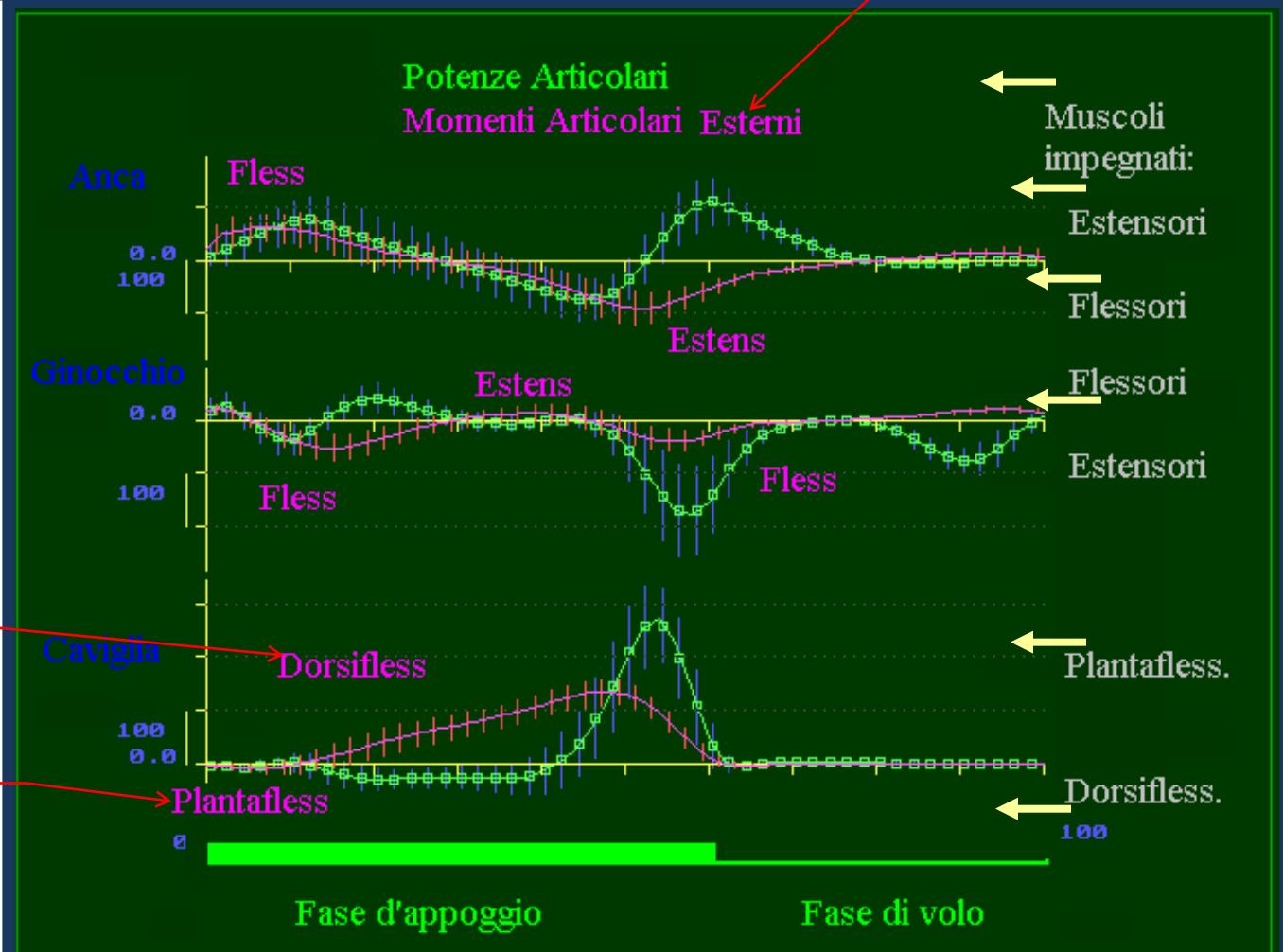
Swing Phase

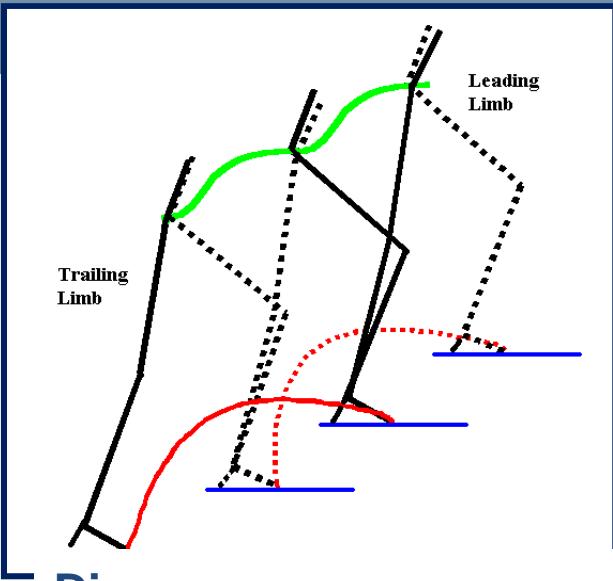
100%

Aspetti di dinamica

Relativo alle forze esterne!

All'inizio plantaflessorio, all'inizio la R è molto vicina alla tibia tarsica, per quello nella prima fase il momento è prossimo a zero. (In condizioni fisiologiche). Ance se è molto basso, il momento dovuto alle Fext è diretto comunque in direzione oraria





Discesa

-fase di stance:

- doppio appoggio (double support)
- continuazione in avanti (forward continuance)
- discesa controllata (controlled lowering)
- secondo doppio appoggio (double support)

-fase di swing:

- slancio iniziale (pull through)
- fase di posizionamento (foot placement)

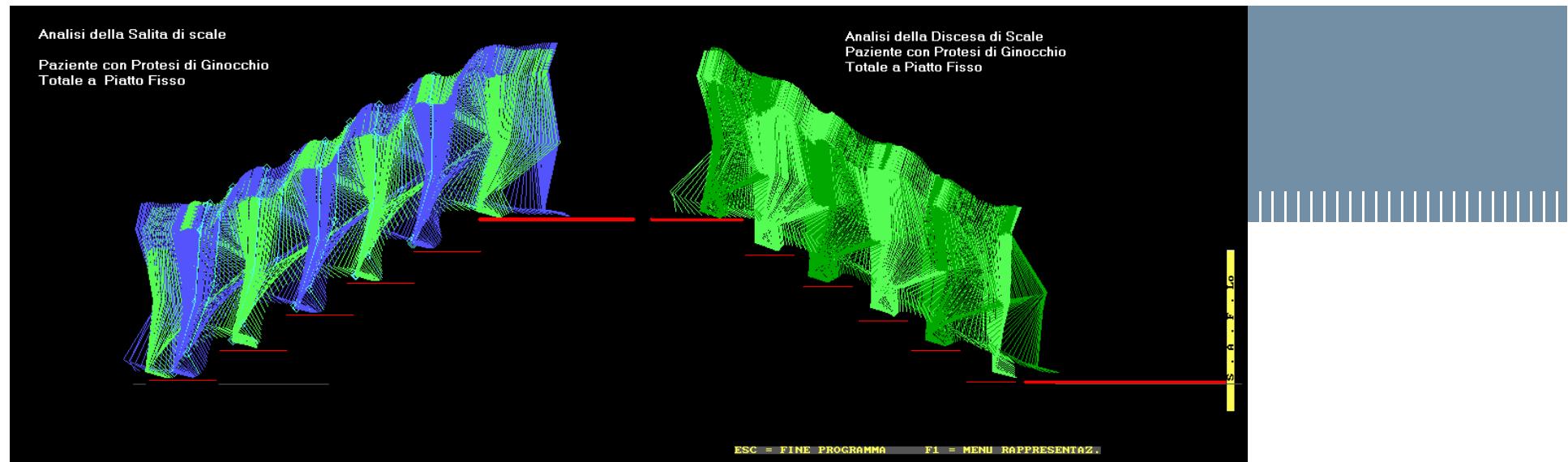
Salita

-fase di stance:

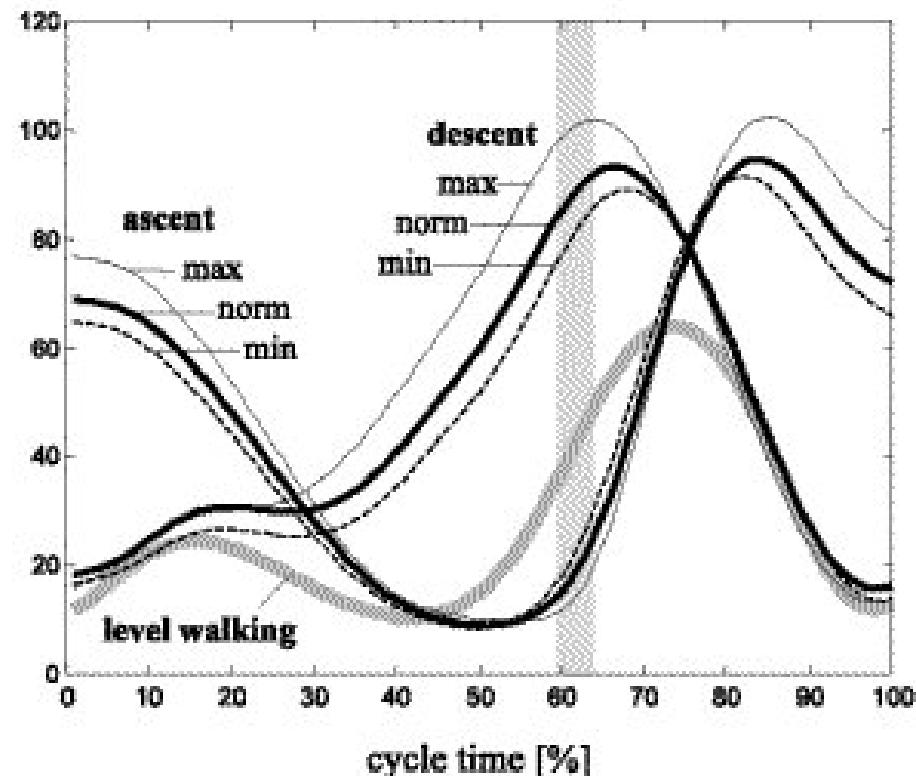
- fase di doppio appoggio (double support)
- fase di supporto singolo (single limb support)
- seconda fase di doppio appoggio (second double support)

-fase di swing:

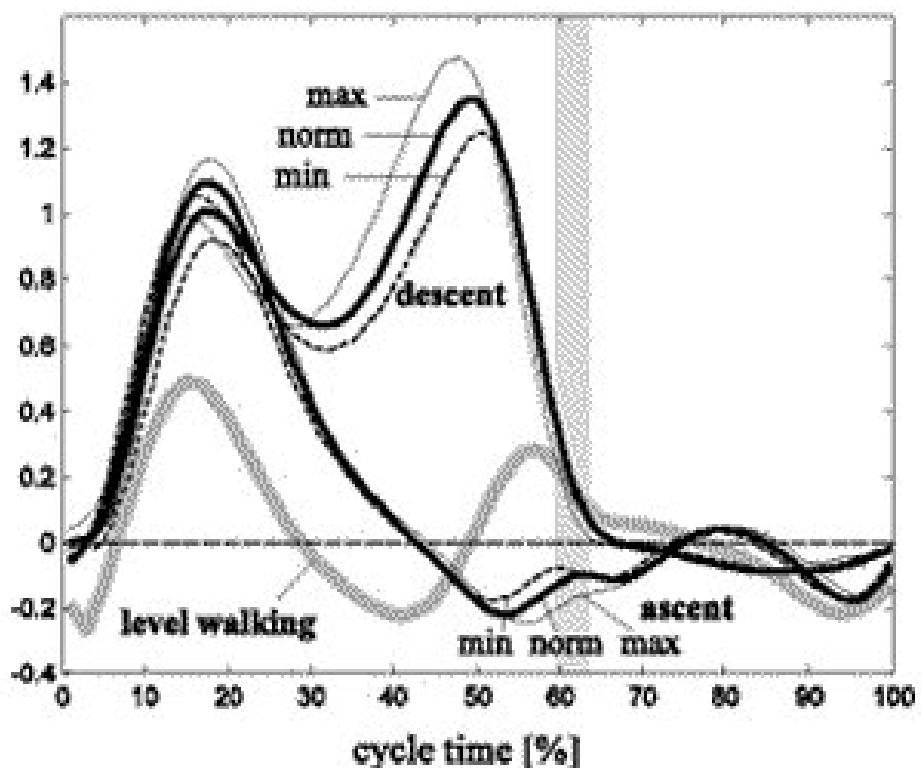
- slancio iniziale (foot clearance)
- fase di posizionamento (foot placement)

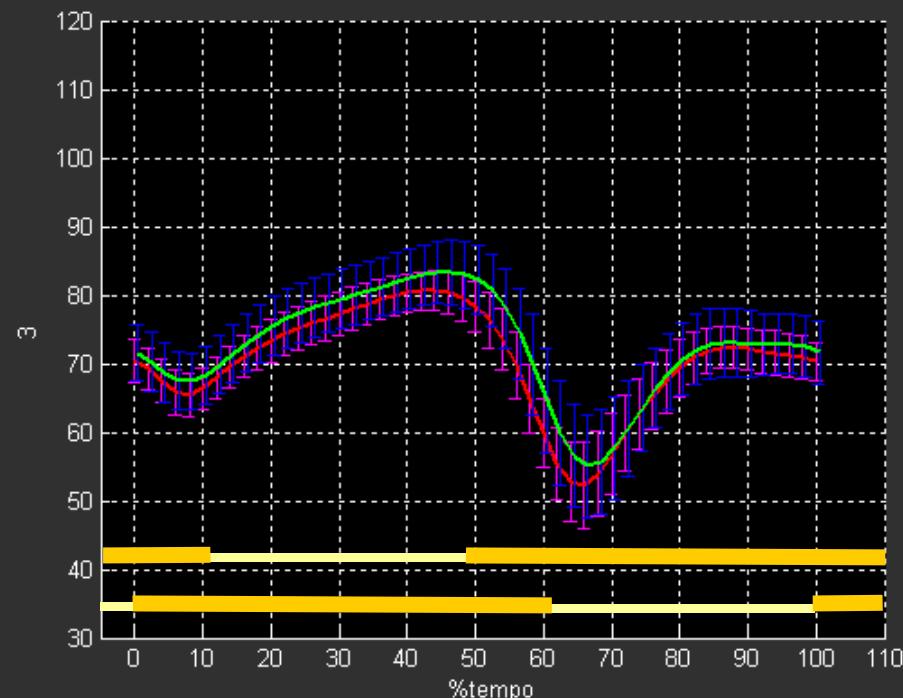
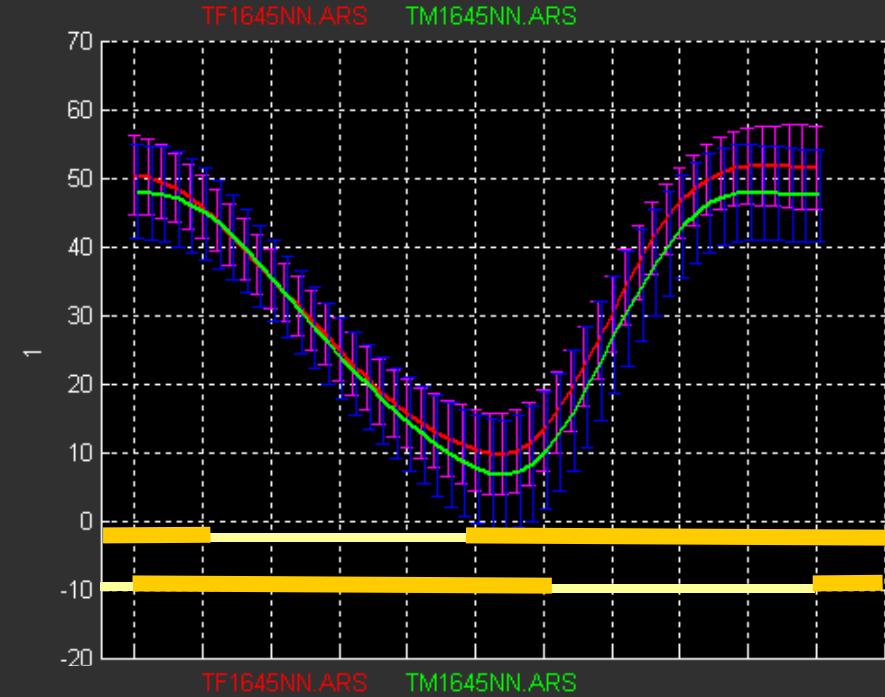


Knee Flexion Angle

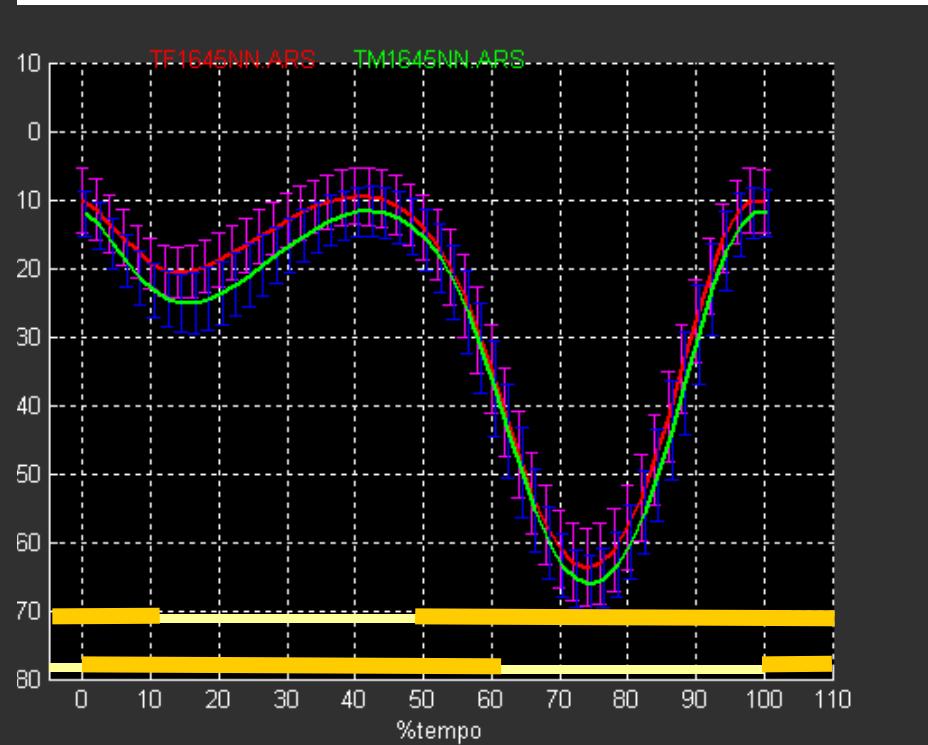


Knee Extension Moment

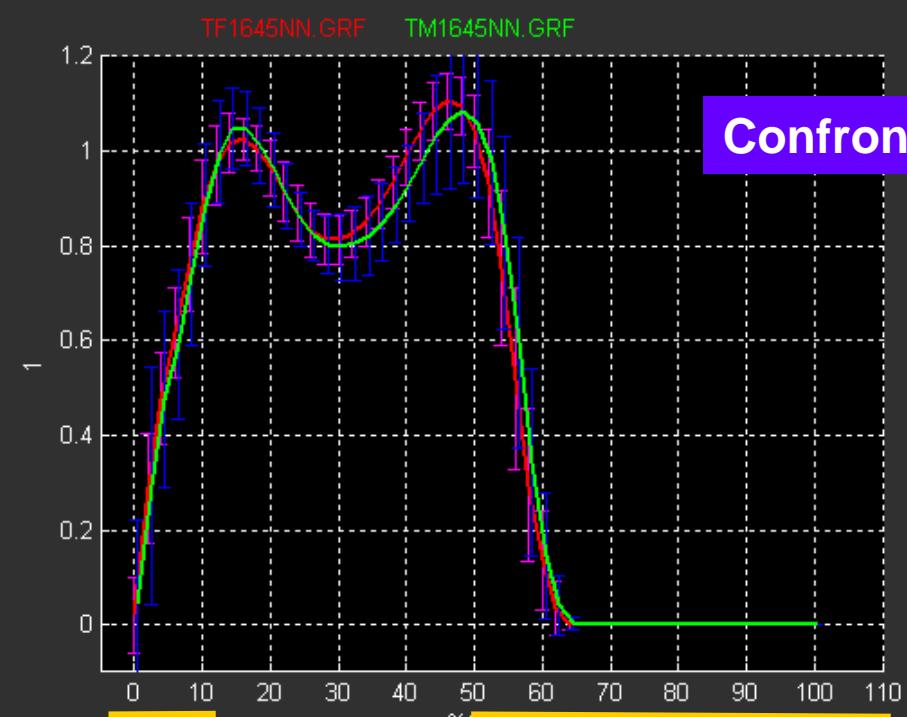




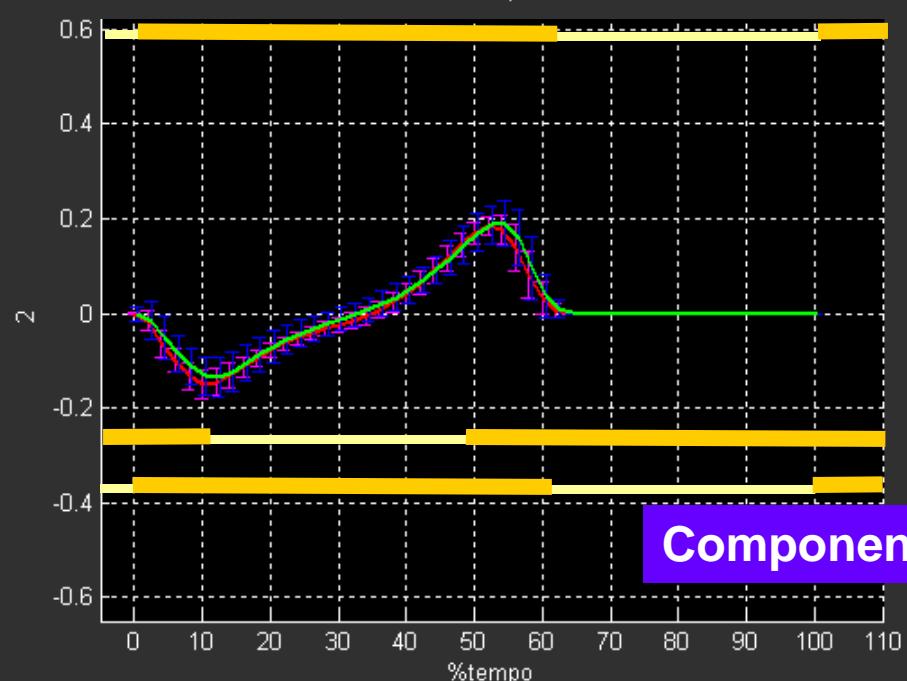
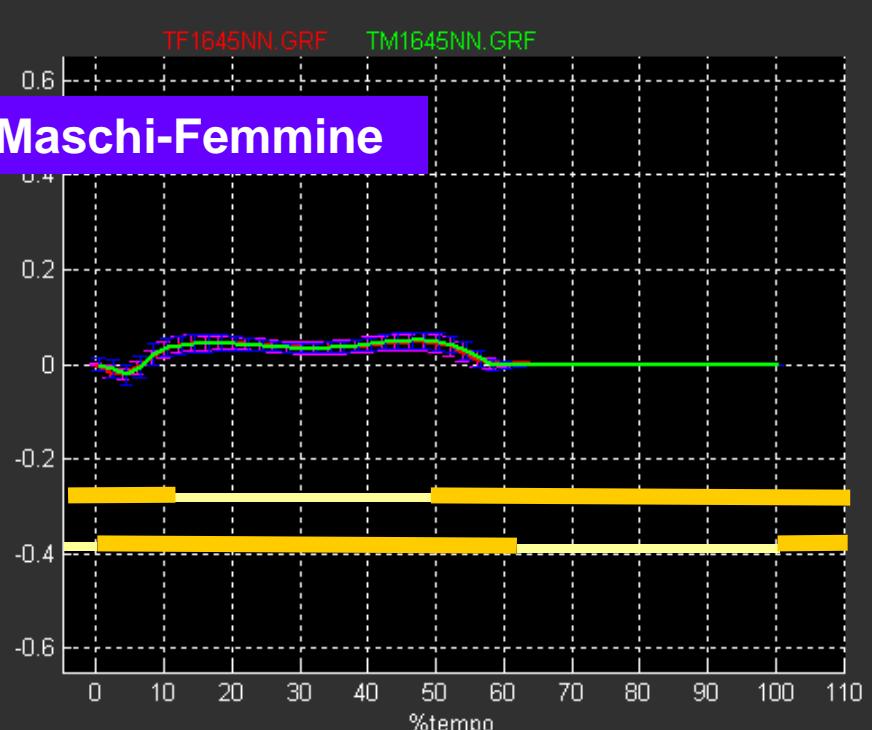
Confronto Maschi-Femmine



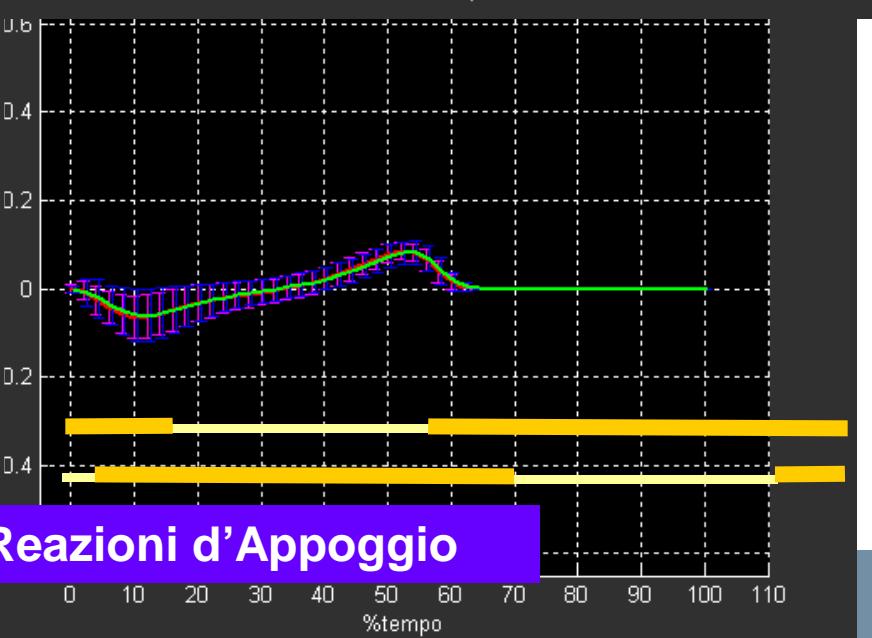
Angoli Flesso-
Estensione

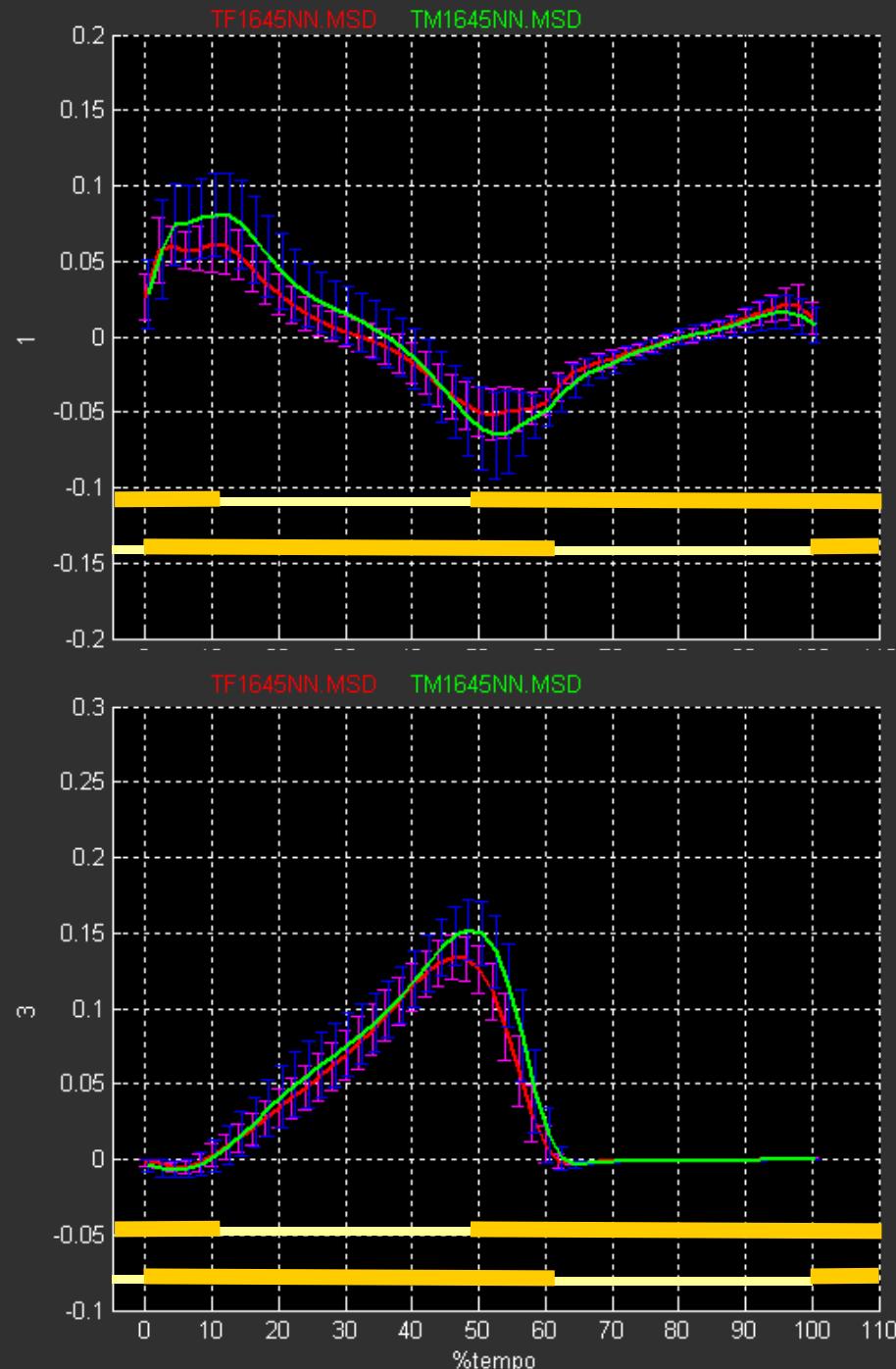


Confronto Maschi-Femmine

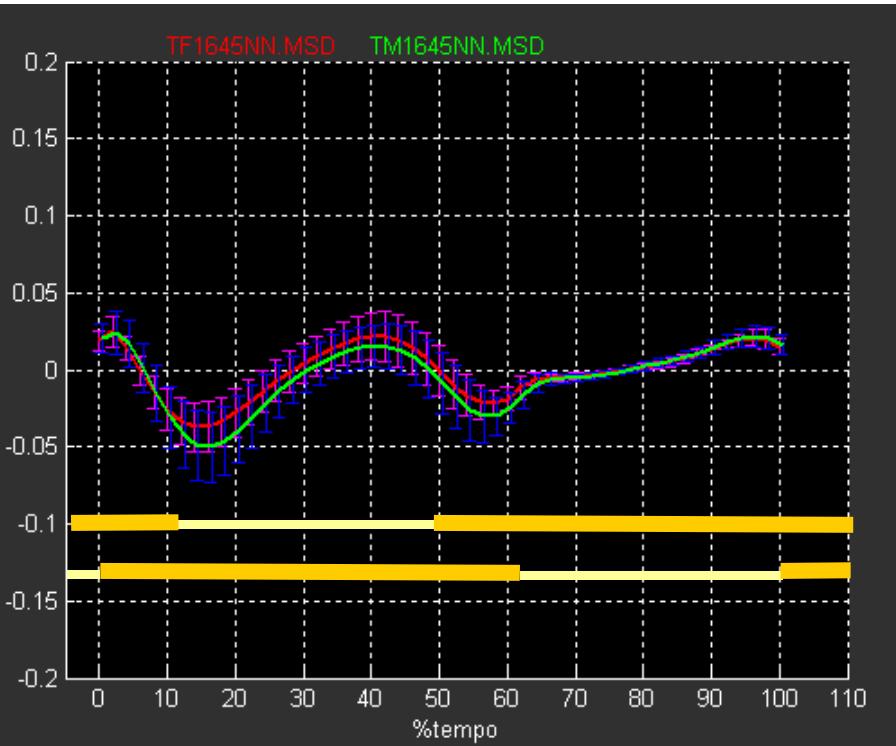


Componenti Reazioni d'Appoggio

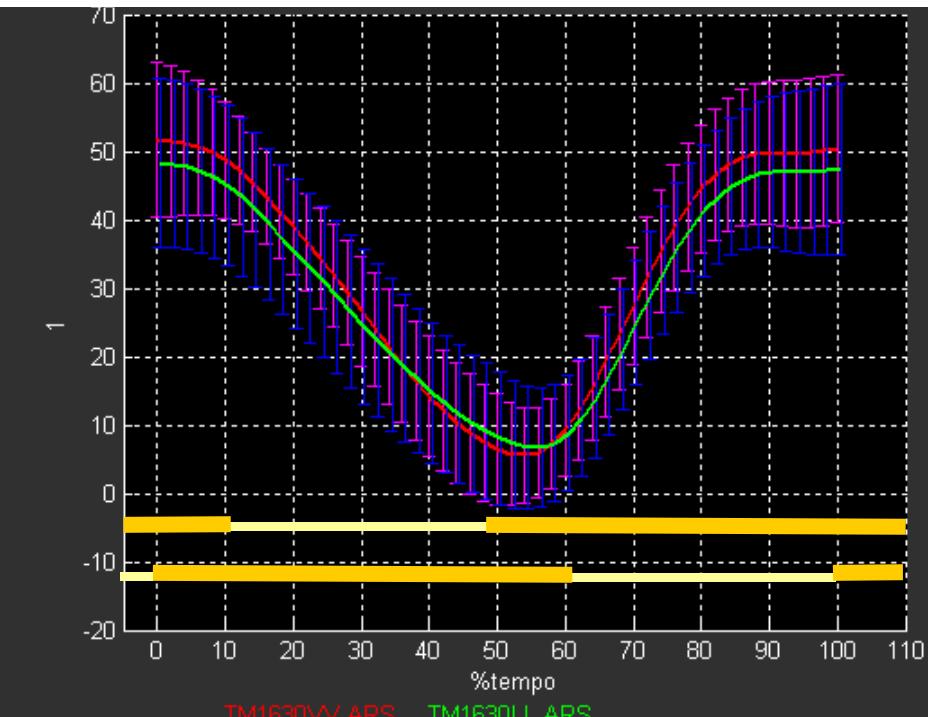




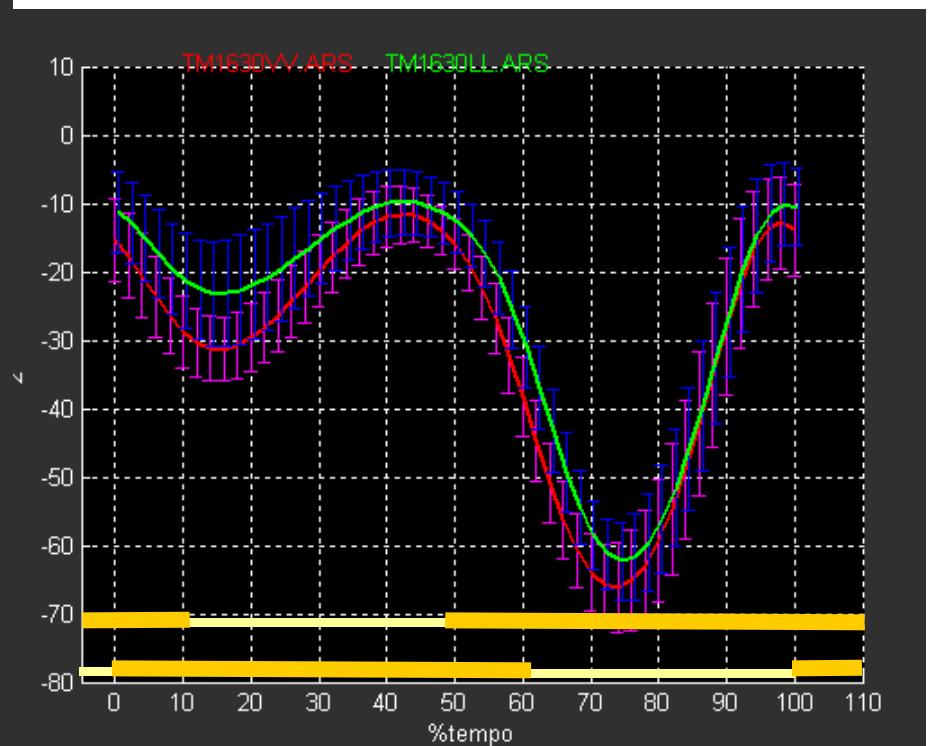
Confronto Maschi-Femmine



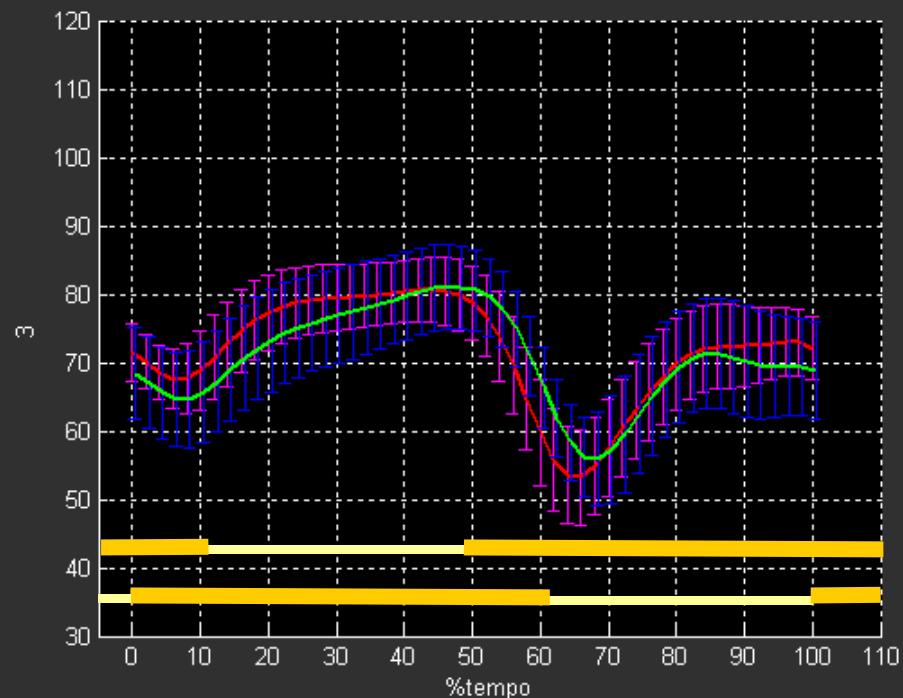
Momenti Flesso-Estensione

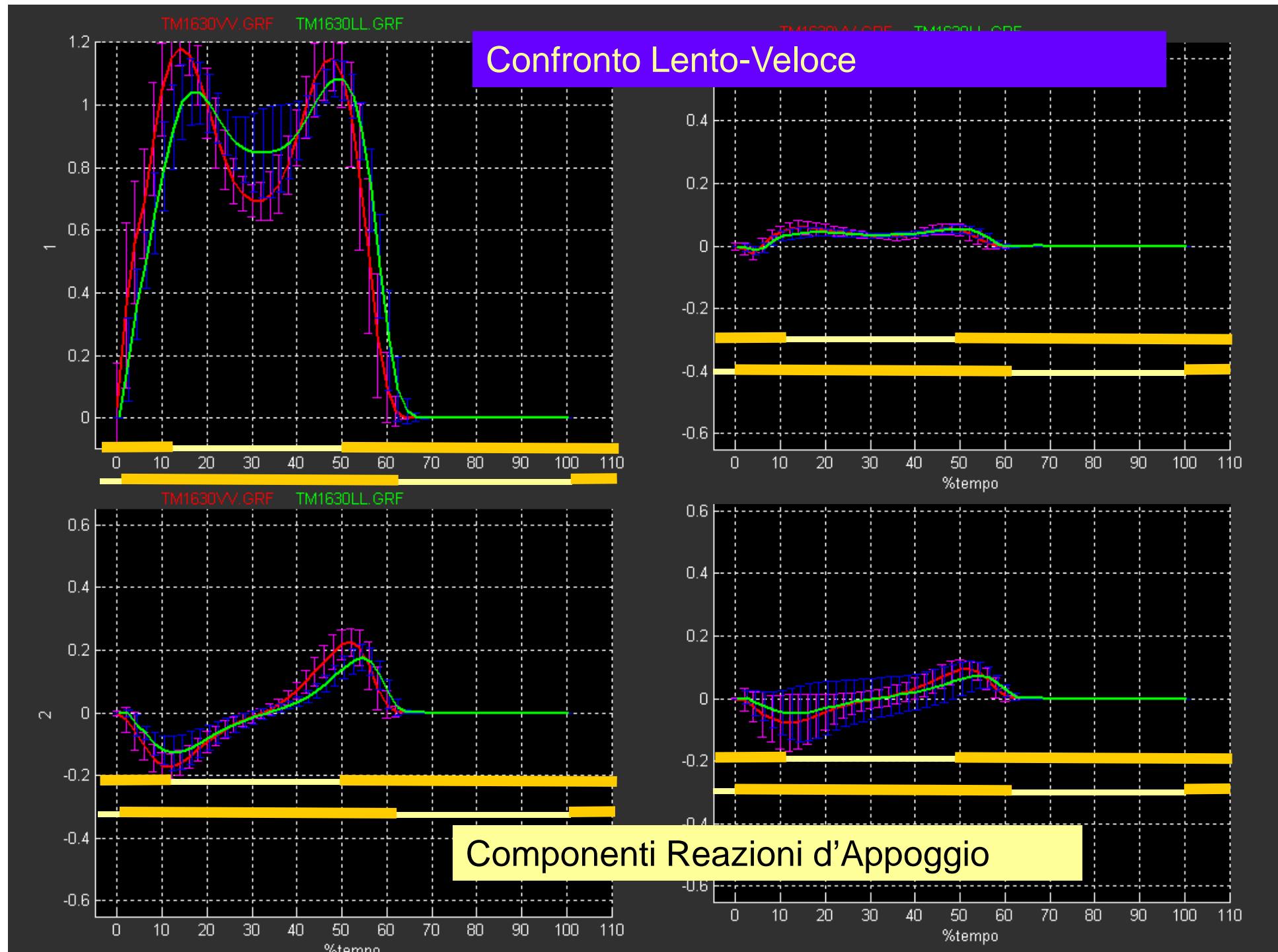


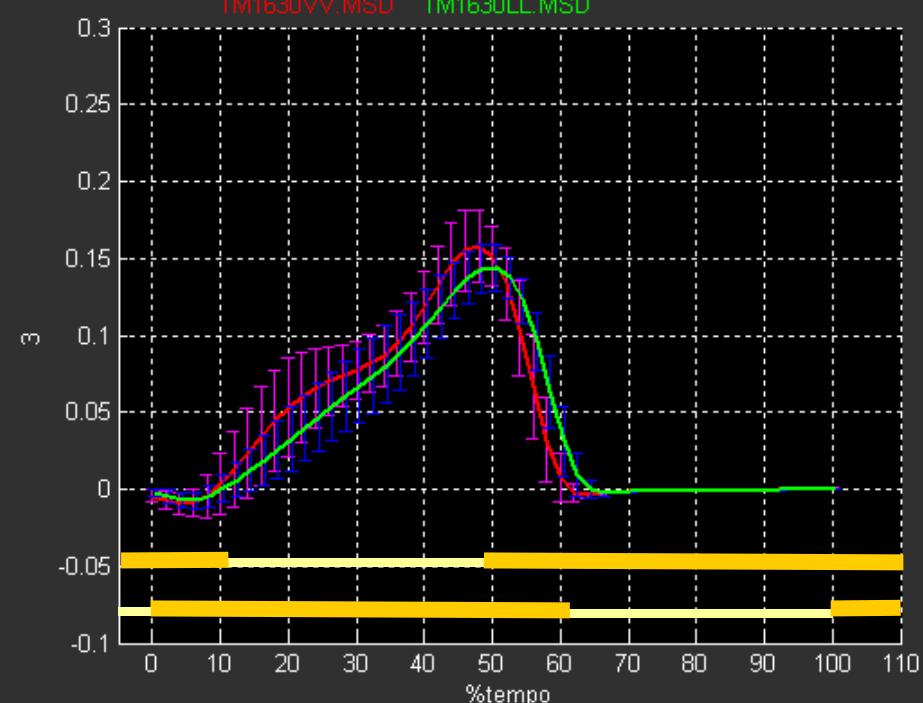
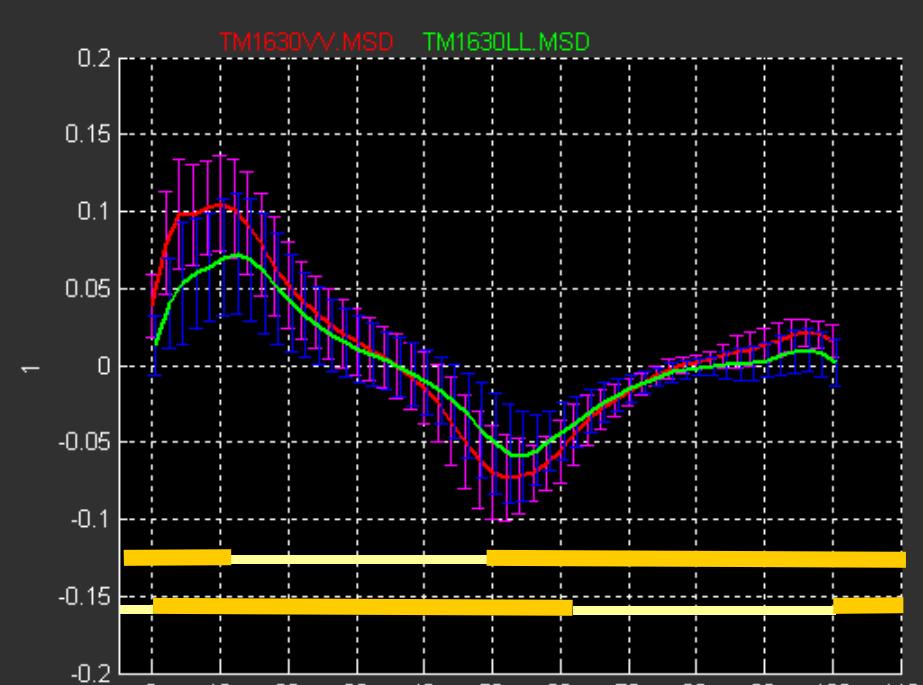
Confronto Lento-Veloce



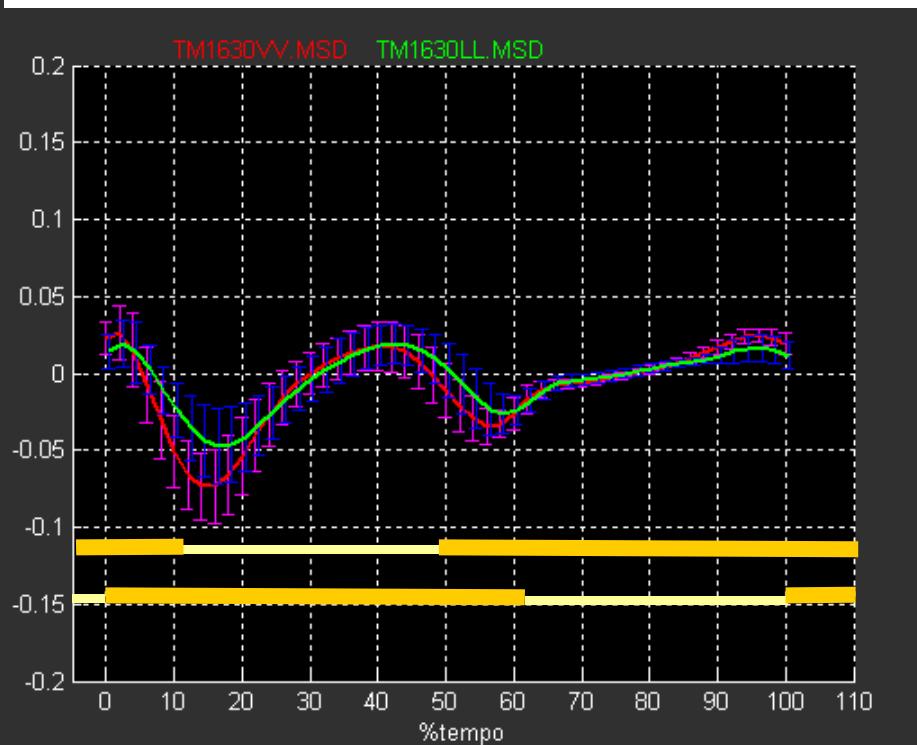
Angoli flesso-estensione







Confronto
Lento-Veloce



Momenti Flesso-
Estensione

