



POLITECNICO
MILANO 1863

04-11-16

BIOINGEGNERIA DEL SISTEMA MOTORIO

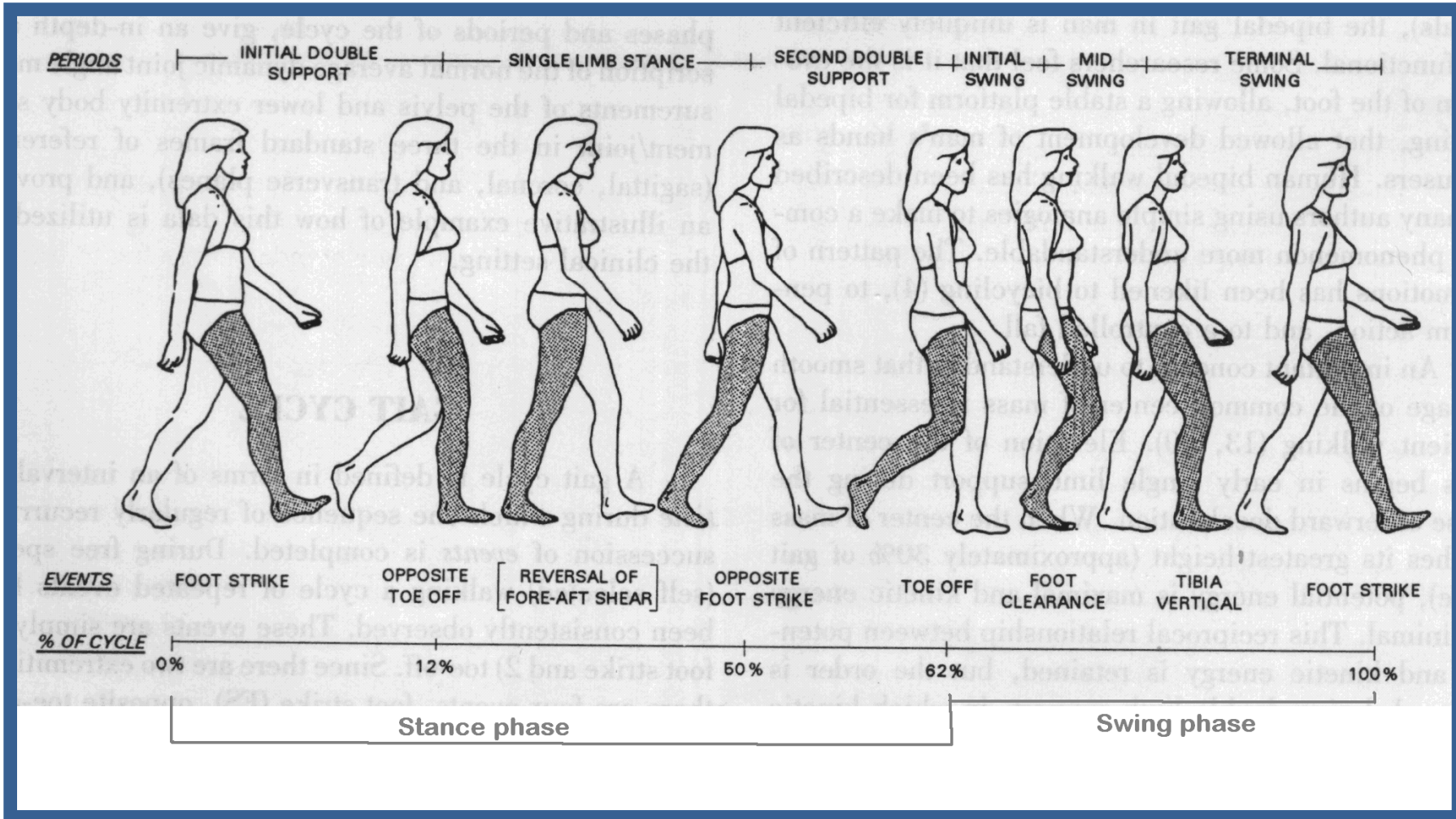
Sezione: M-Z

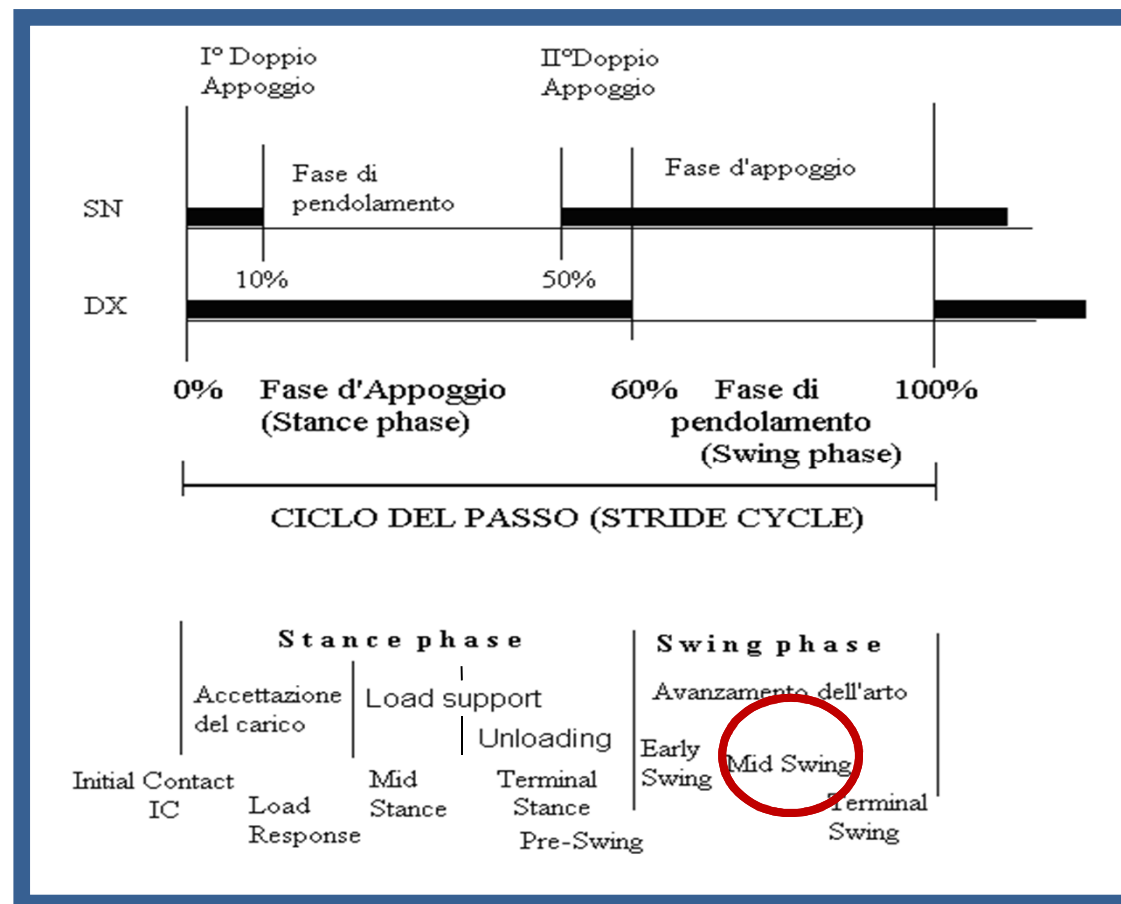
Fenomenologia della locomozione

Analisi biomeccanica della locomozione

Fasi del Gait stride

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



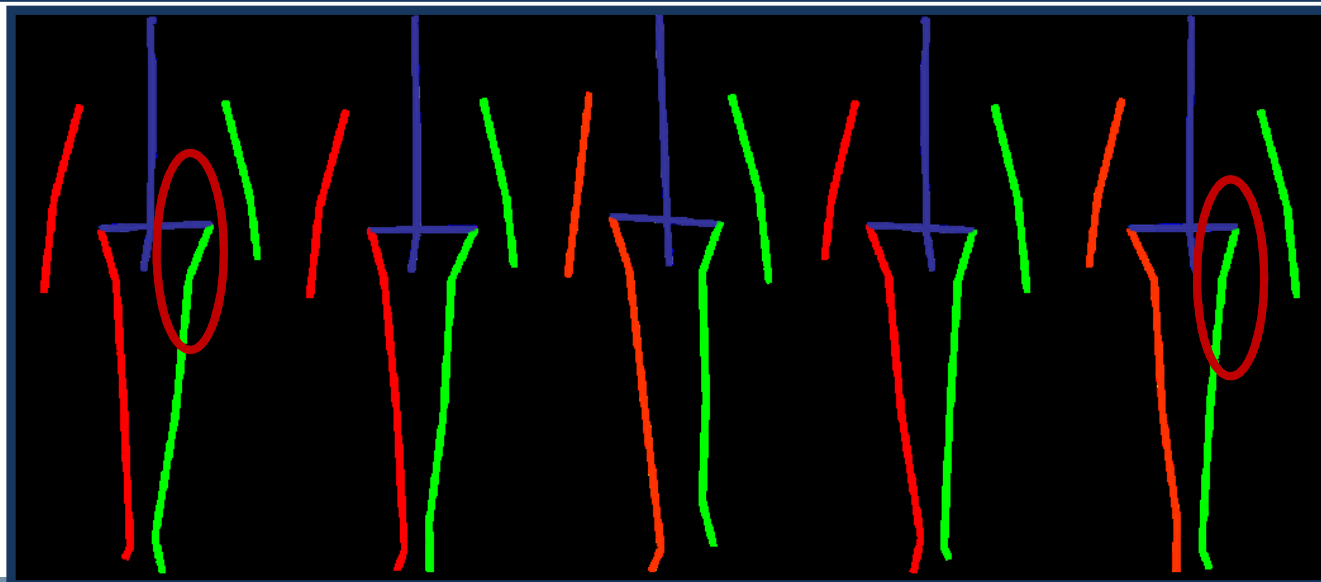


Movimenti sincroni delle varie parti del corpo



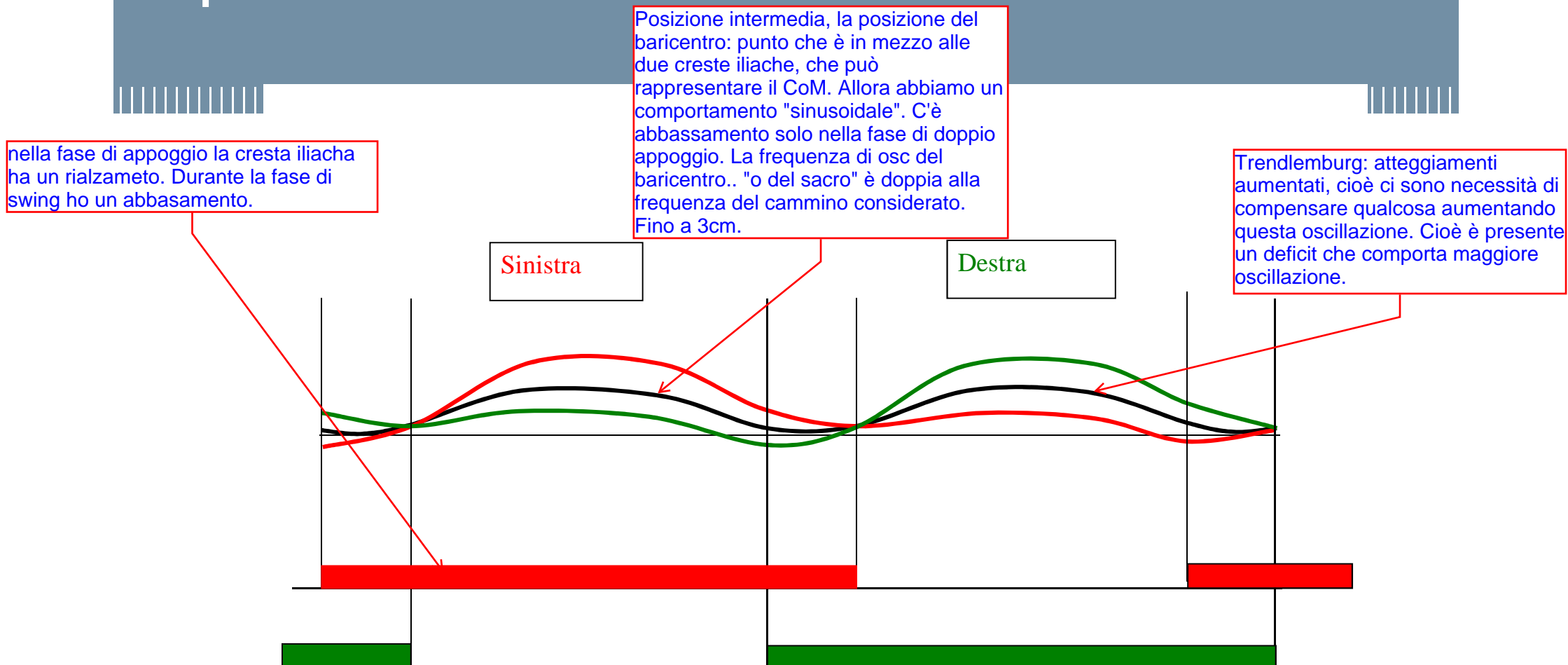
il bacino ha una rotazione interna che è consensuale all'arto inferiore. Sarà in controfase con le spalle.

Add



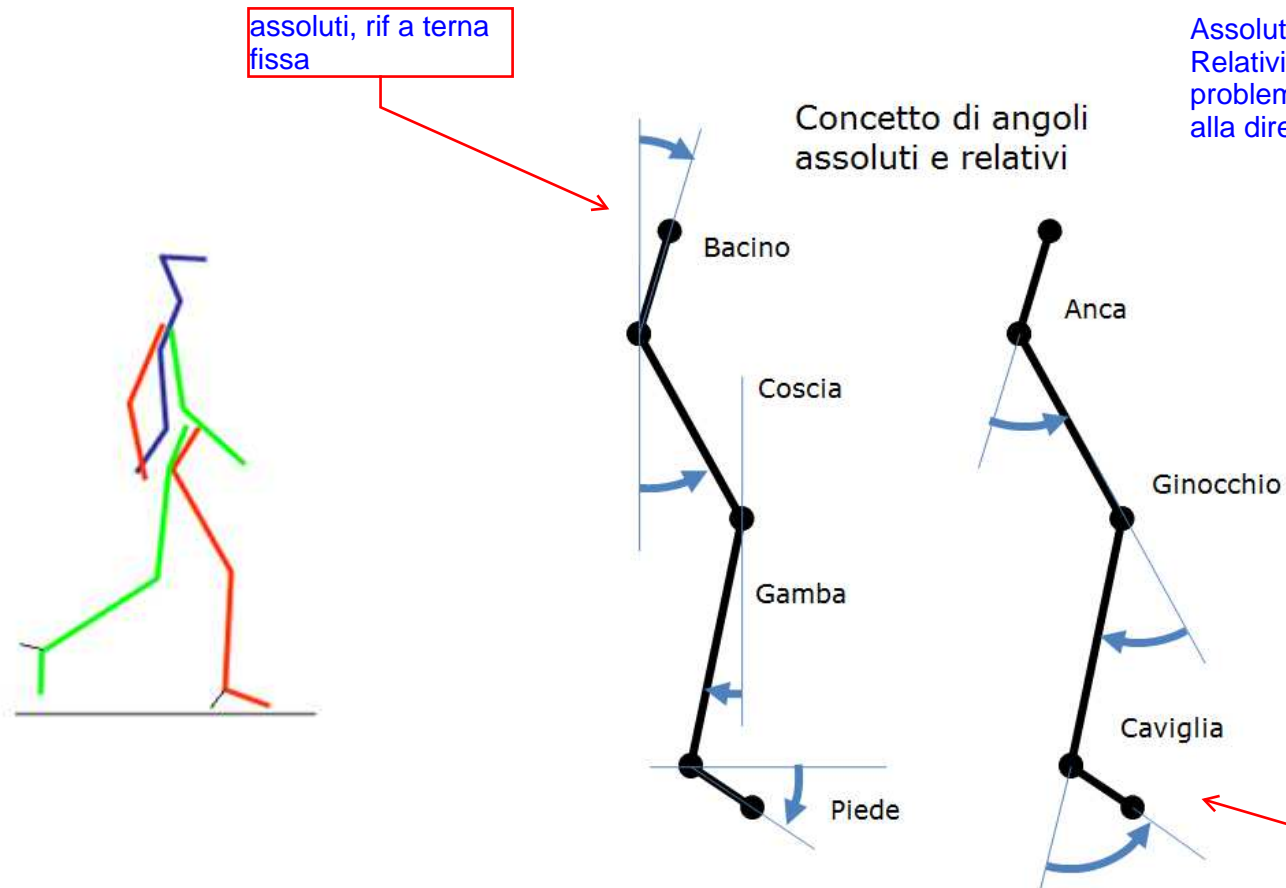
Abd

Spostamenti verticali delle sommità delle creste iliache



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

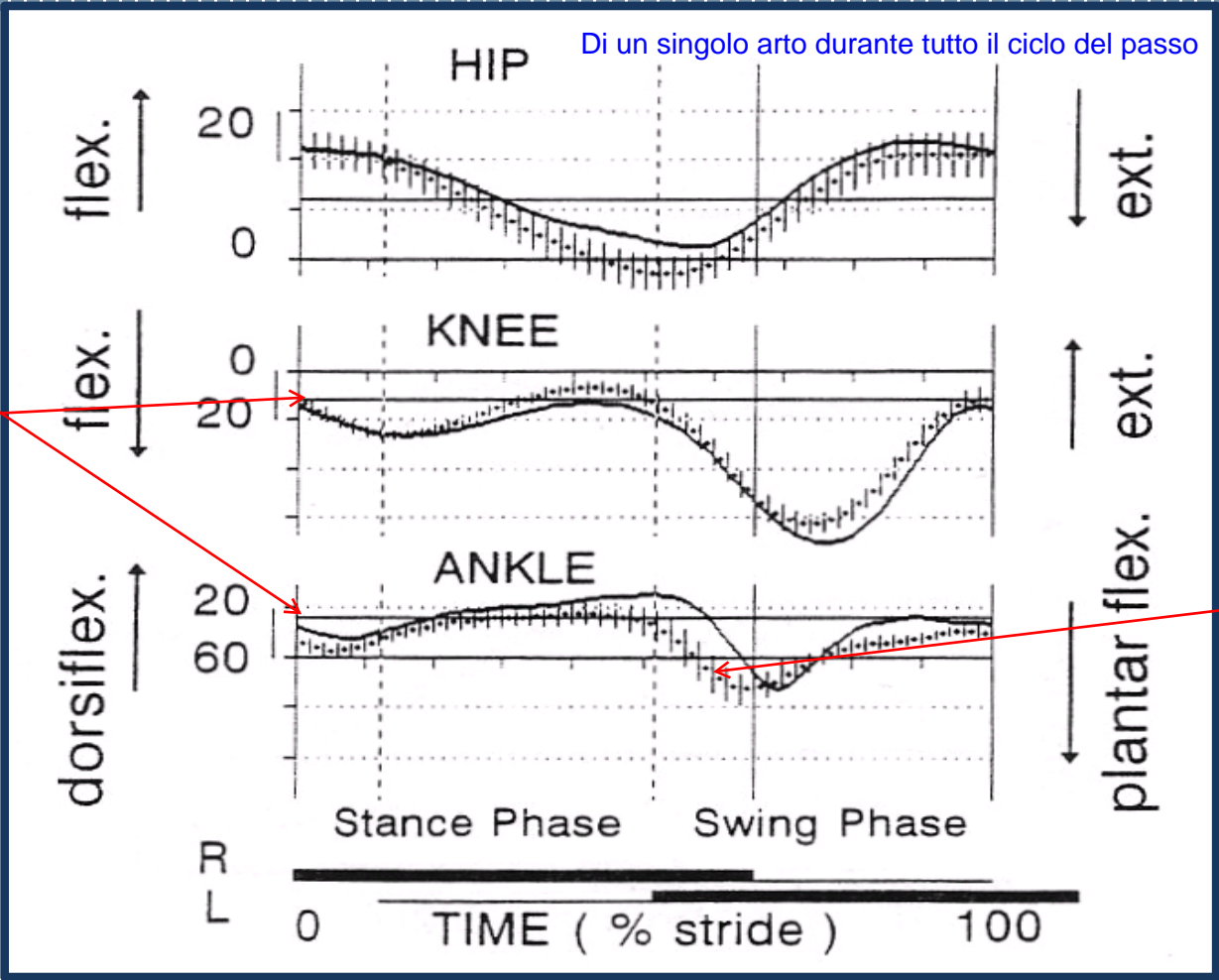


Fase di contatto iniziale: il piede appoggia col tallone

Inizialmente flessione del piede perché è sollevato dal terreno, per opera del tibiale anteriore. Poi man mano ho dorsiflessione. L'angolo è quello formato tra la tibia ed il piede e si chiude.

Il ginocchio ha una iniziale flessione, che in fase di carico aumenta. Infatti il ginocchio si verticalizza, la tibia assume una posizione simile a quella dello standing

Descrizione nel piano sagittale

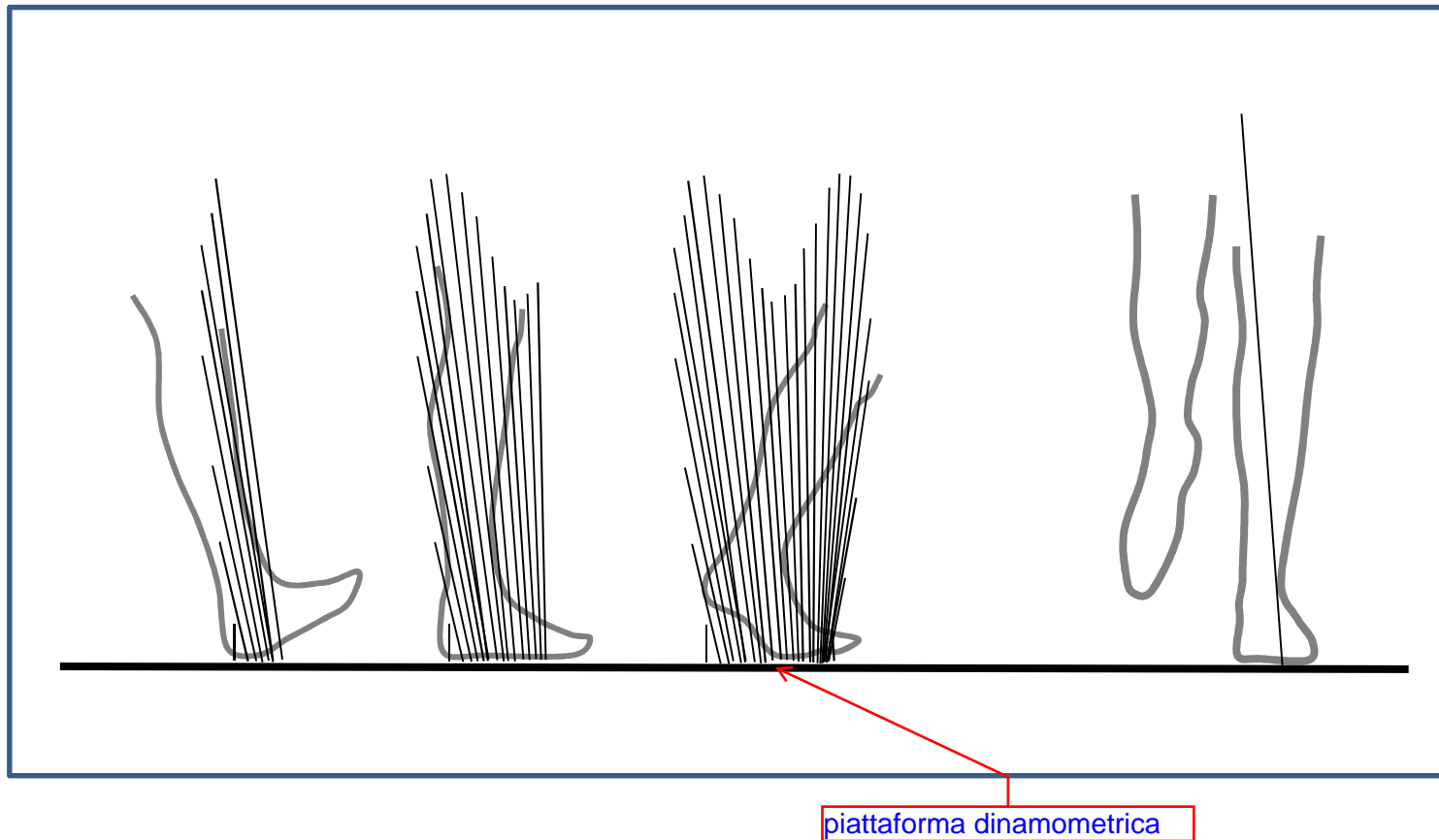


Dato che è una catena cinematica, il comportamento dell'articolazione della caviglia sarà legato al comportamento dell'articolazione del ginocchio e dell'anca

BANDA NORMATIVA DI RIFERIMENTO: "normalità" da insieme di misure

Se è positivo o negativo dipende dalla convenzione utilizzata.

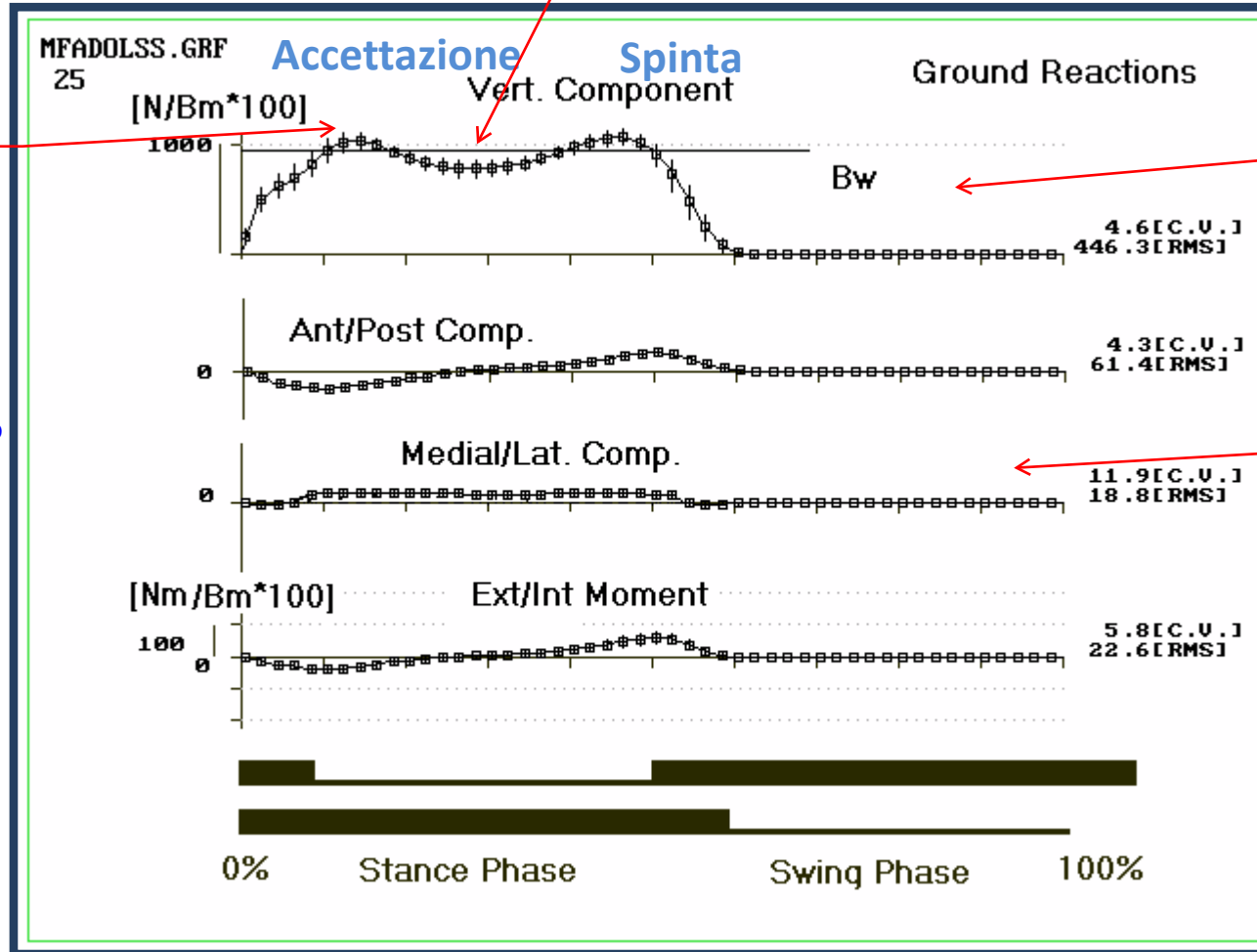
Inclinazione vettore reazione appoggio piano sagittale e frontale



il passaggio sta terminando. Il piede è aiutato dall'arto controlaterale

>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.

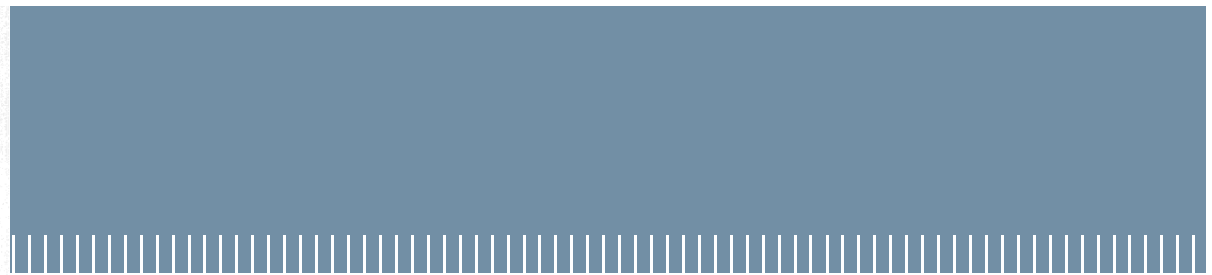
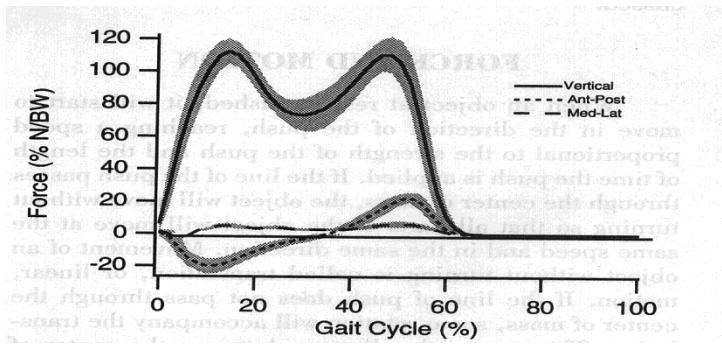
Comportamento inerziale: la massa che si sposta su e giù (comportamento del bacino è sinusoidale). Quella massa avendo una determinata inerzia comporterà un contributo alla forza di inerzia, che comporterà un discostarsi dalla forza peso di riferimento. Essendo che la forza inerziale ha dentro l'accelerazione 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

diretta anteriormente,
fase di spinta

Appoggio entrambi i piedi, ho un picco max con entrambi i piedi. Corrisponde ad un annullamento delle componenti anteroposteriore e mediolaterale. Nel passaggio che ho tra un piede e l'altro infatti si annullano.

Peso del corpo

Componente verticale

Componente antero-posteriore

Componente medi-laterale

Arto sinistro

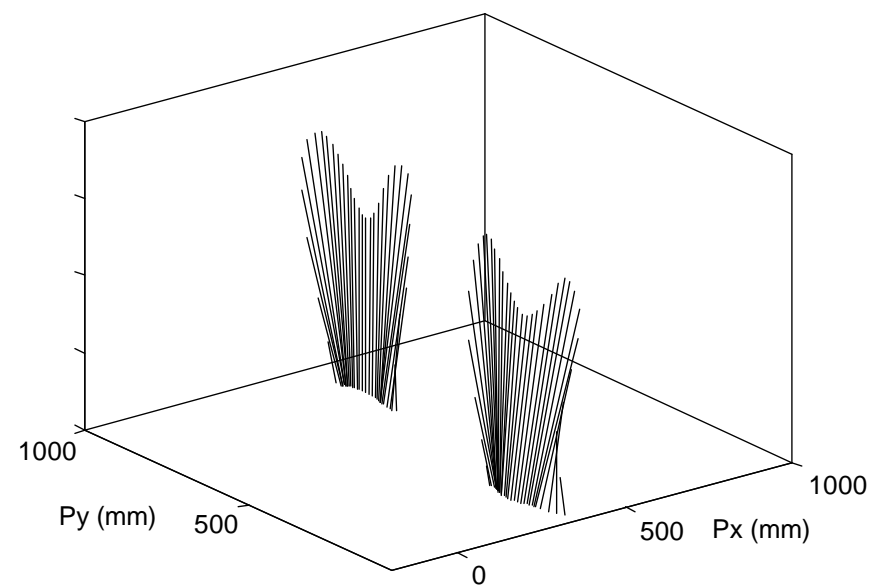
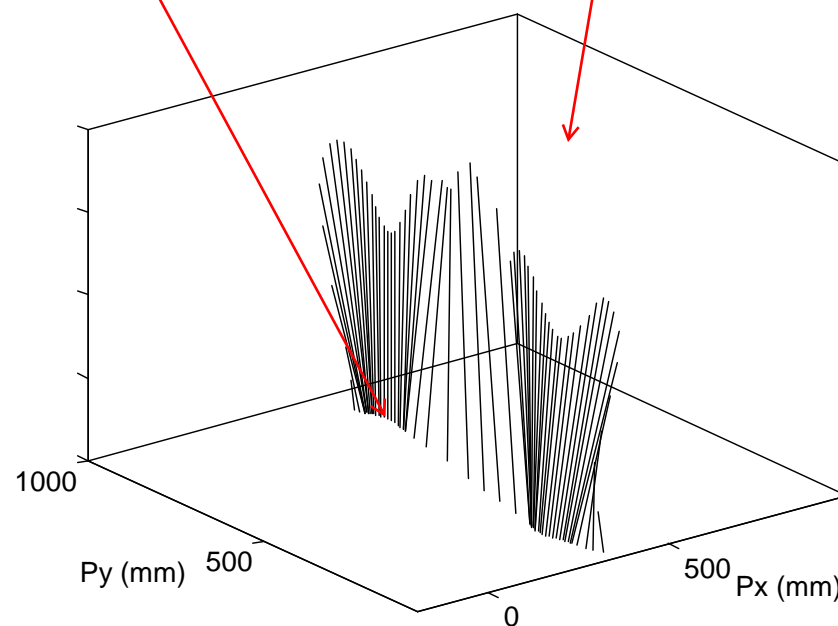
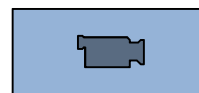
Arto destro

accettazione di carico, fase di frenata

Il punto di applicazione è il CoP!

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

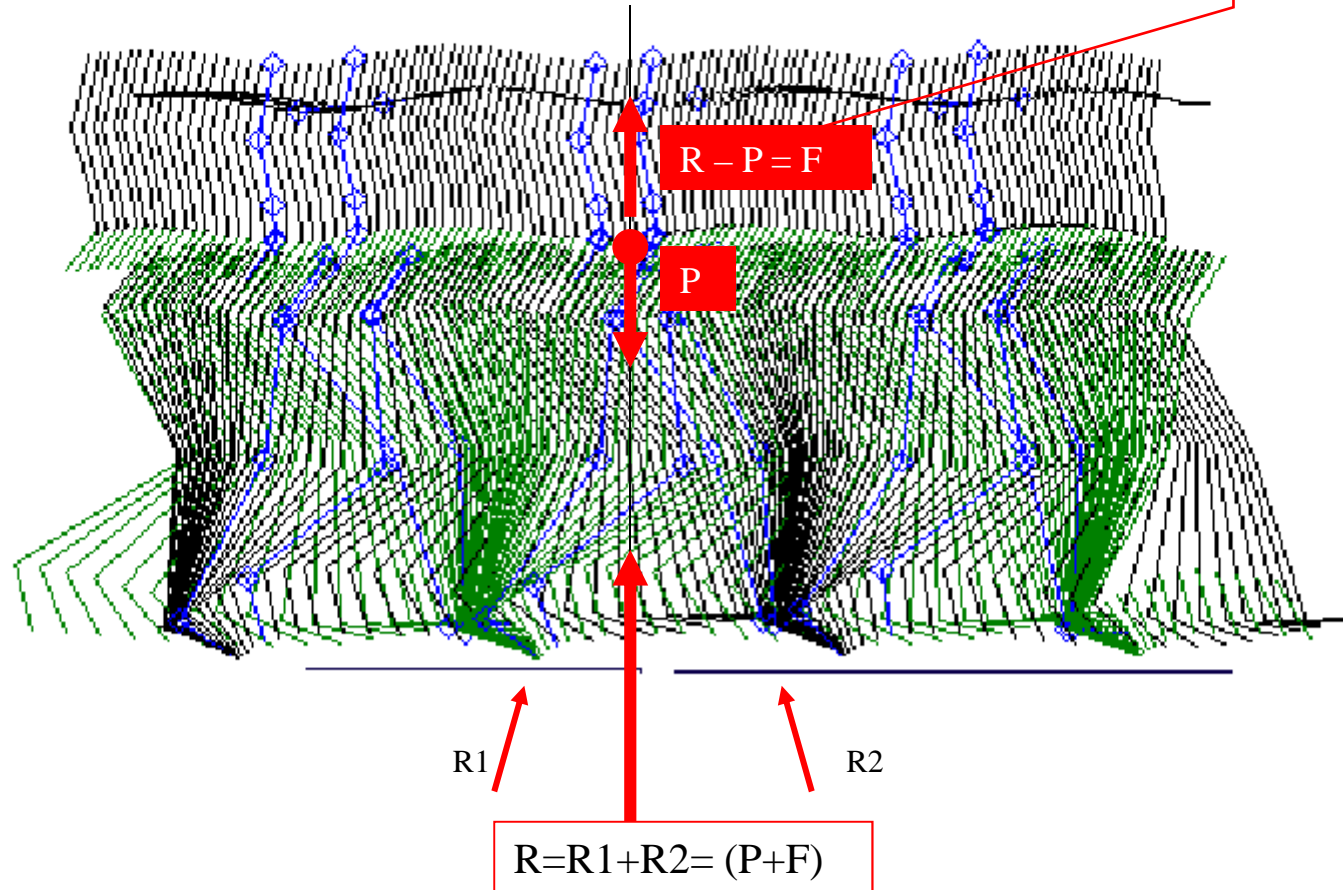
$$a = F / m$$

Inertia Force

$$F = - m a$$

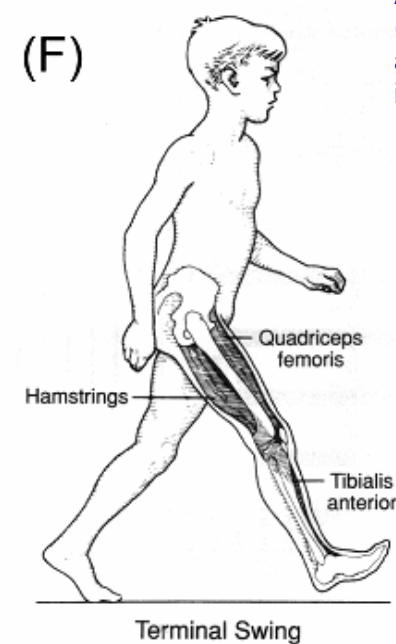
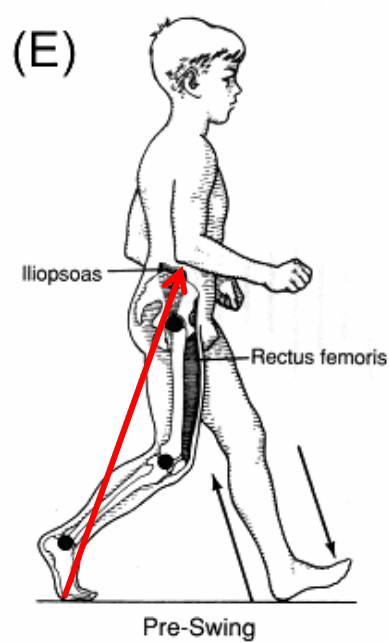
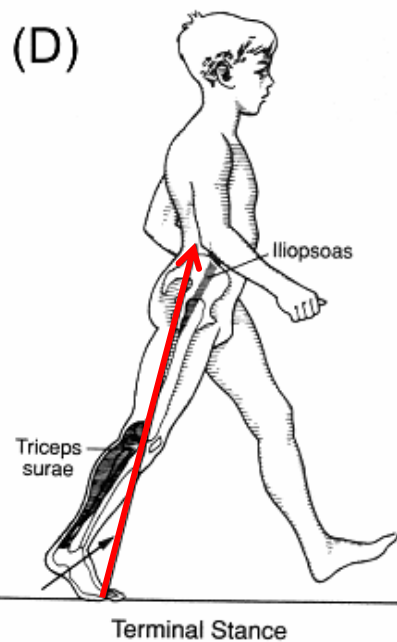
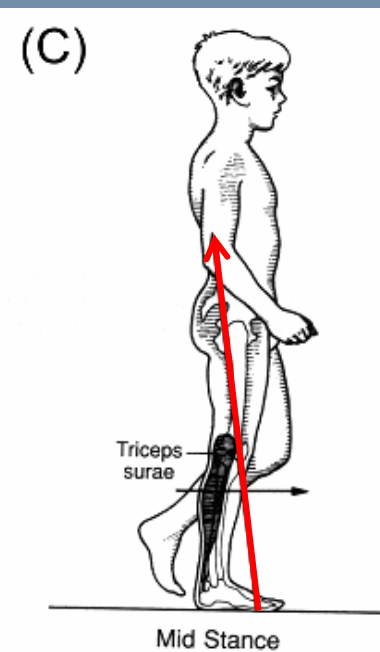
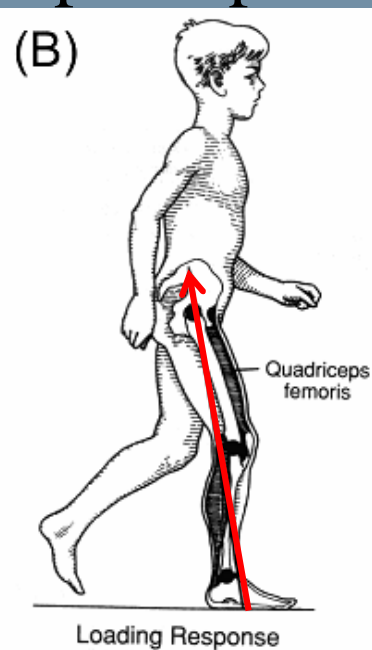
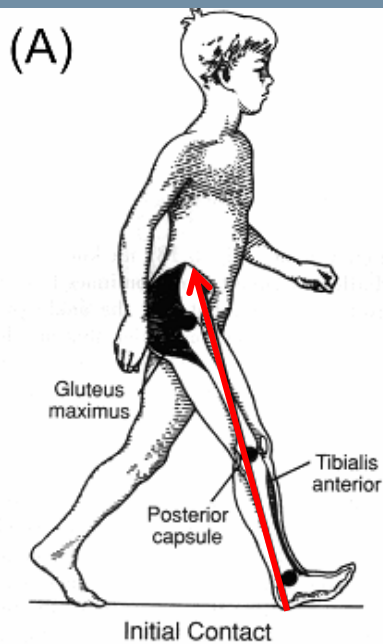
se $R > P$ allora
accelerazione vs
alto, se è minore
acc. vs il basso.

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



3 . 0 . 1 . 0

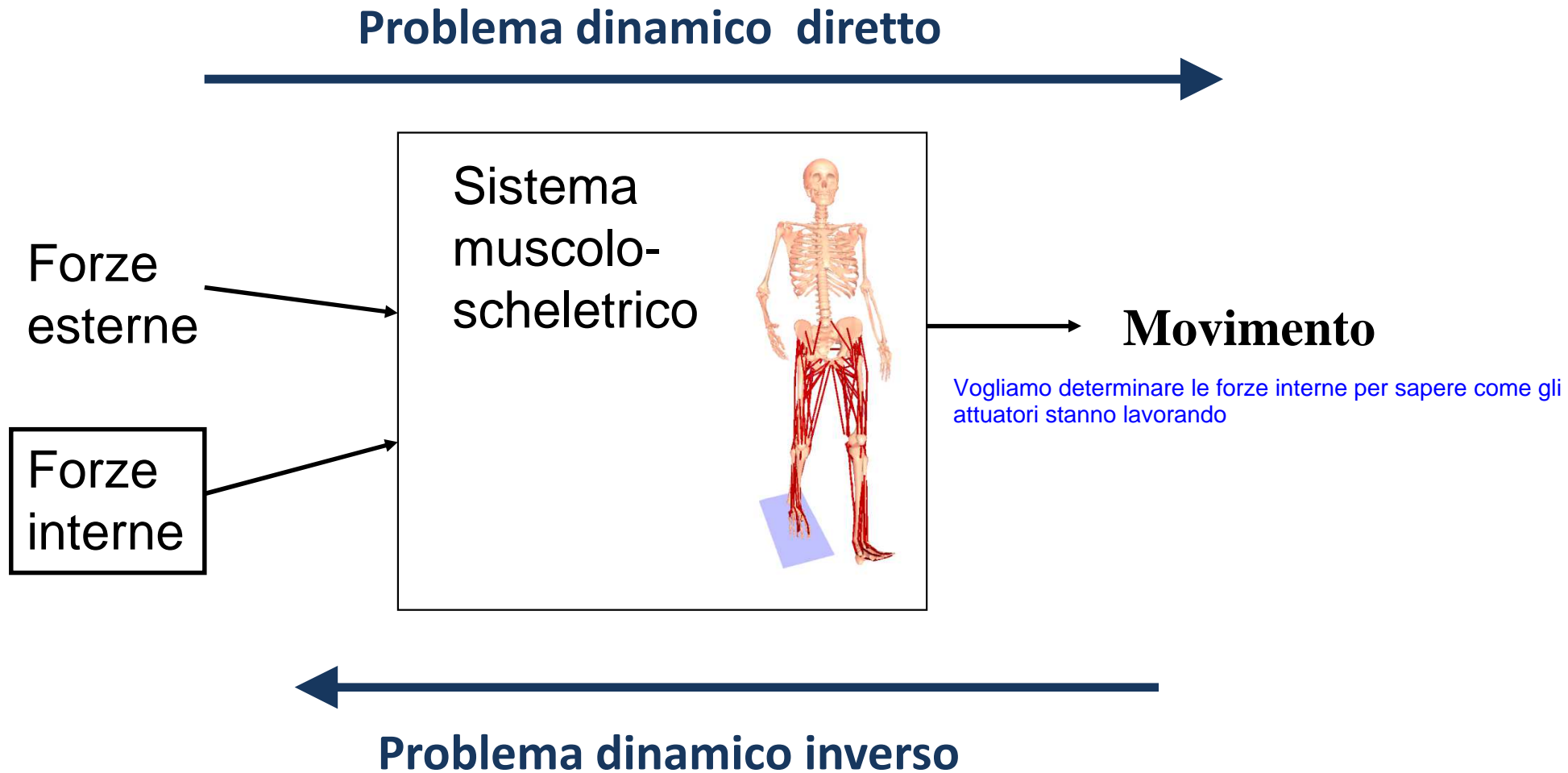
Ruolo dei principali muscoli



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



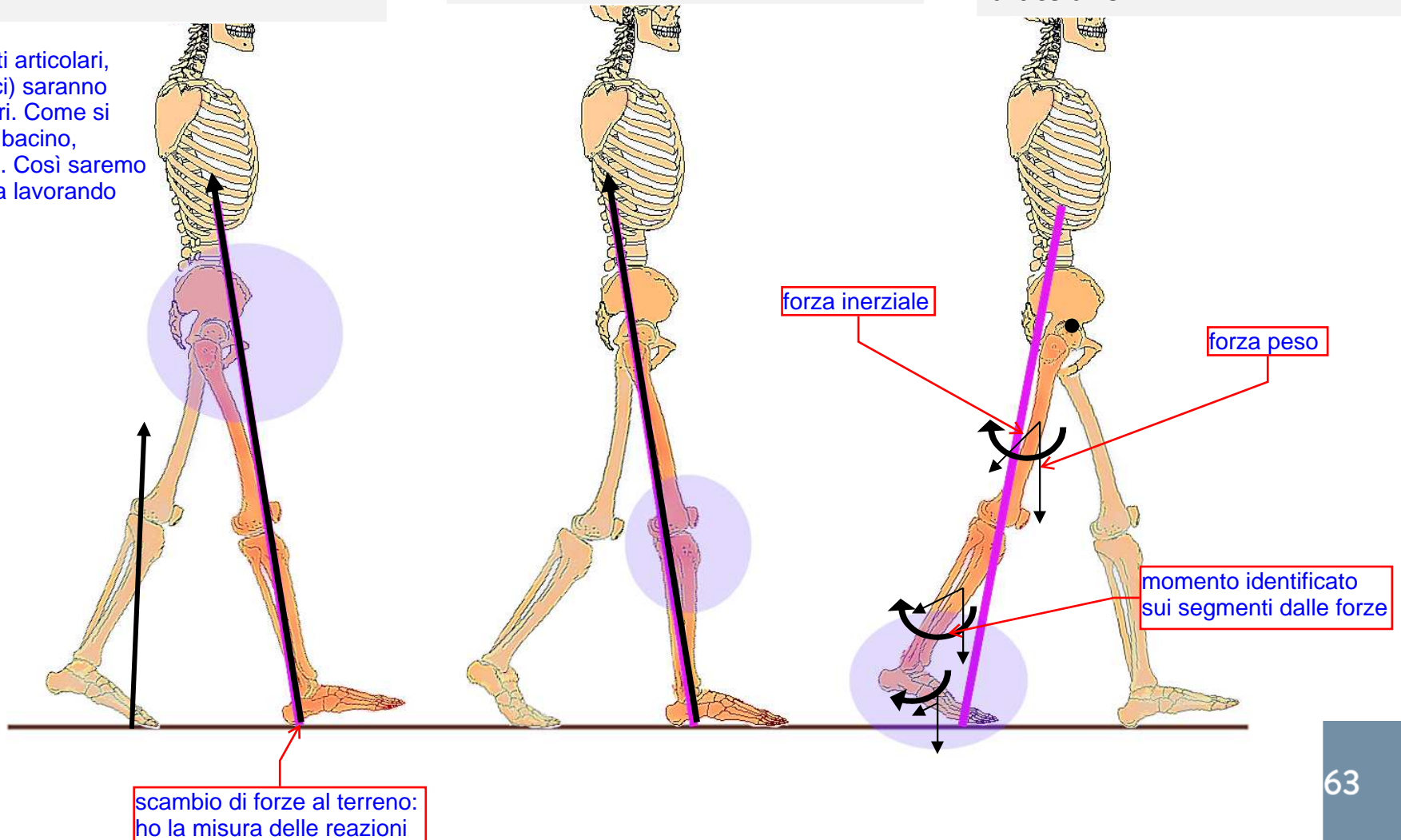
Momenti articolari

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 contro-bilanciano i MOMENTI ESTERNI

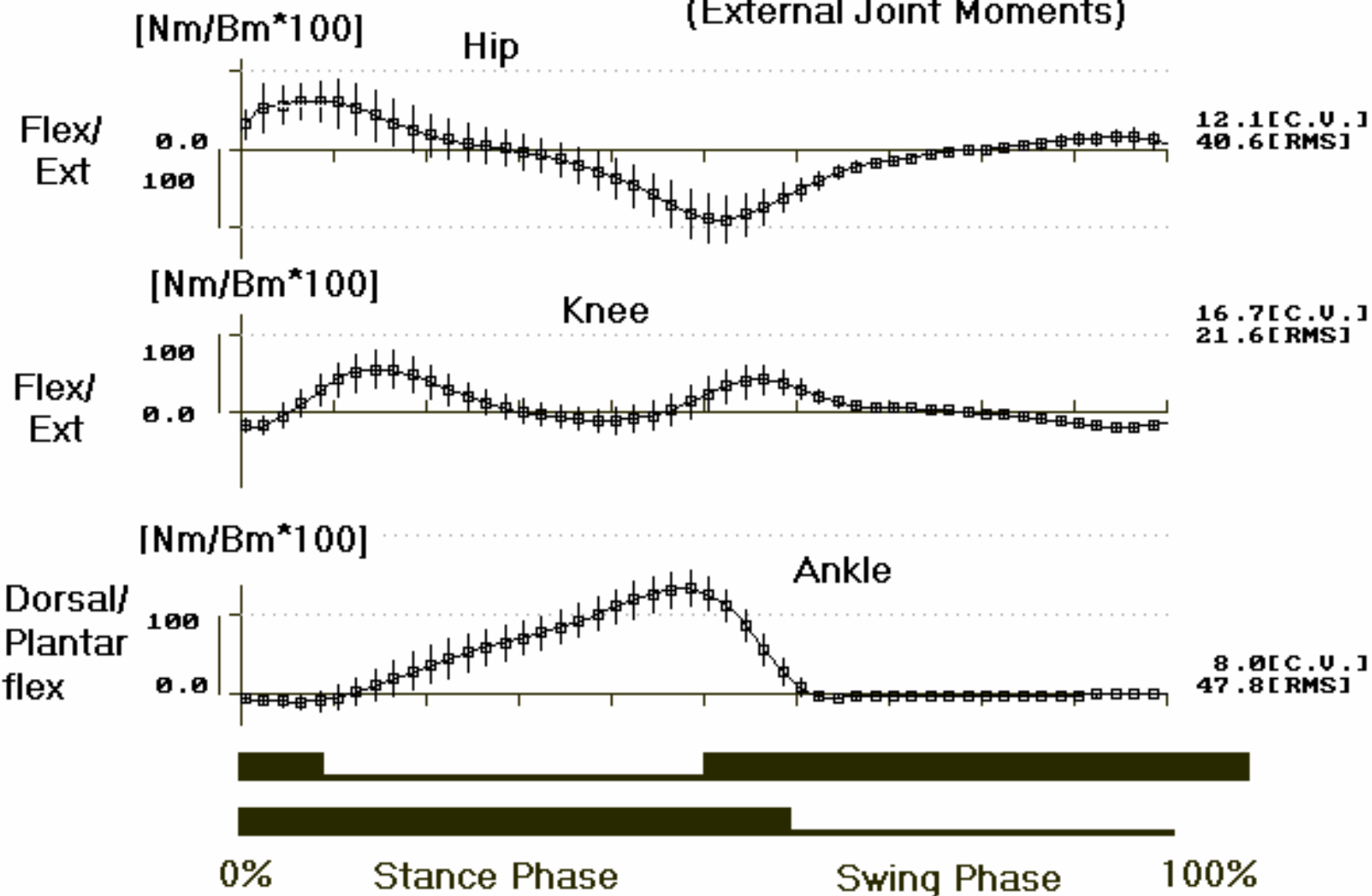
I momenti interni sono uguali e contrari rispetto a quelli est



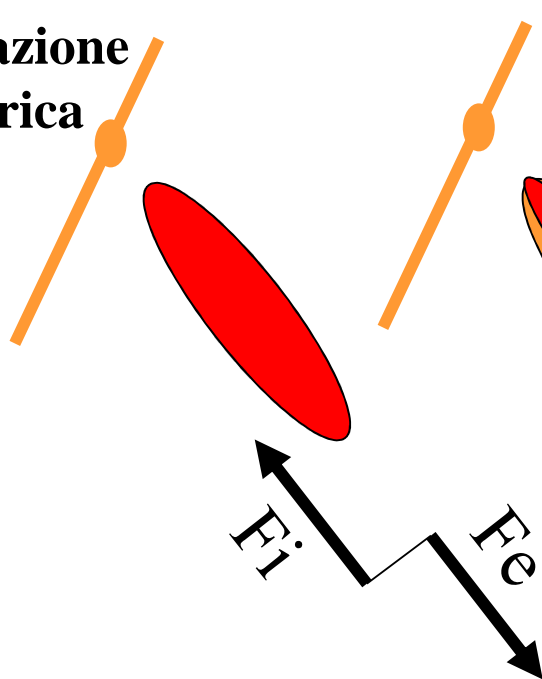
Possiamo misurare (calcolare mediante modelli biomeccanici) i Momenti Esterni per stimare il Momenti Interni

GIOVANFM.MSD
101

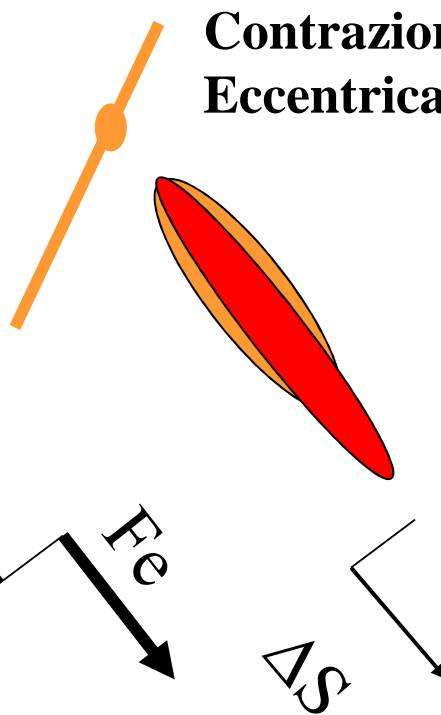
Joint Moments of the External forces (External Joint Moments)



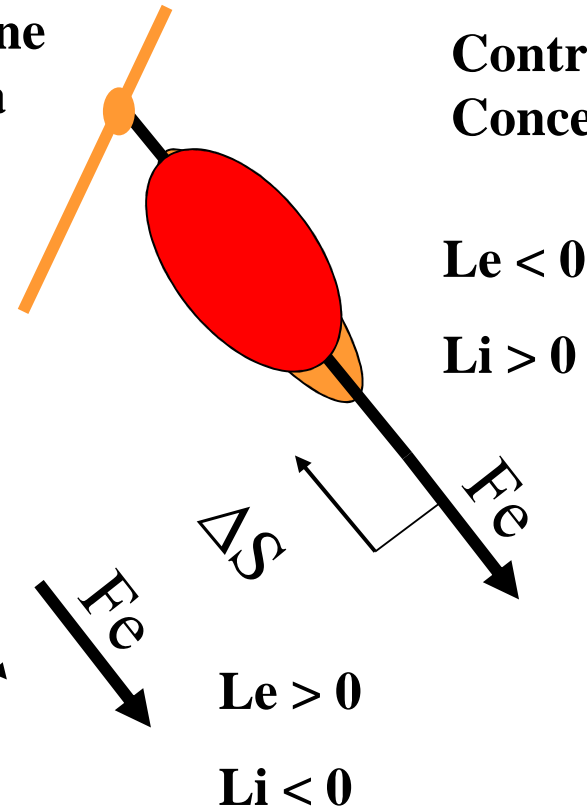
**Contrazione
isometrica**



**Contrazione
Eccentrica**



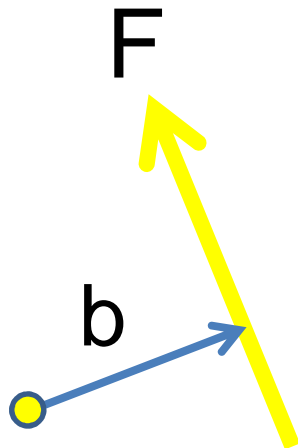
**Contrazione
Concentrica**



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

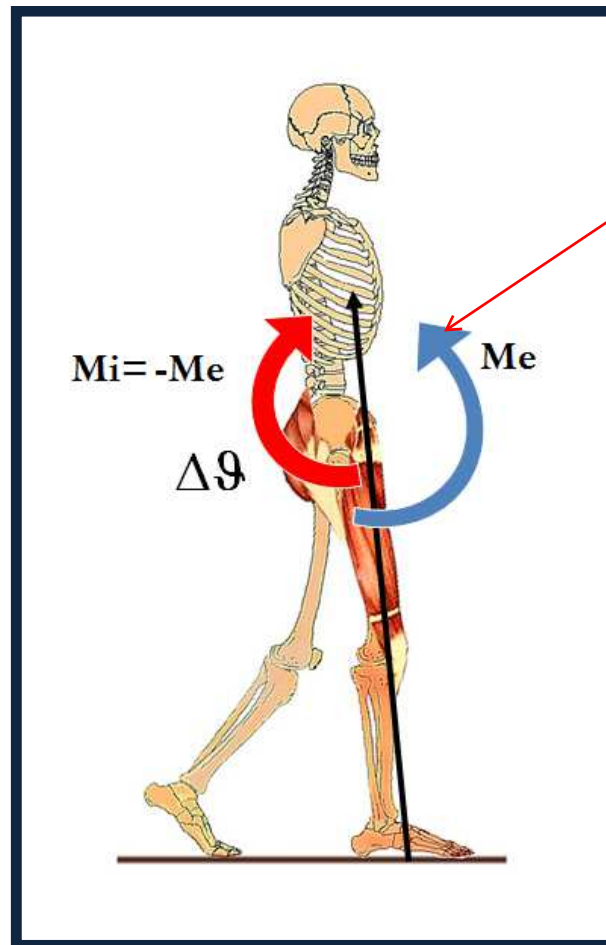
I momenti e le potenze articolari

Momento di una forza



$$M = F \times b$$

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



blu: coppie dovute
alle forze esterne

Lavoro interno:

$$L = Mi \times \Delta\vartheta$$

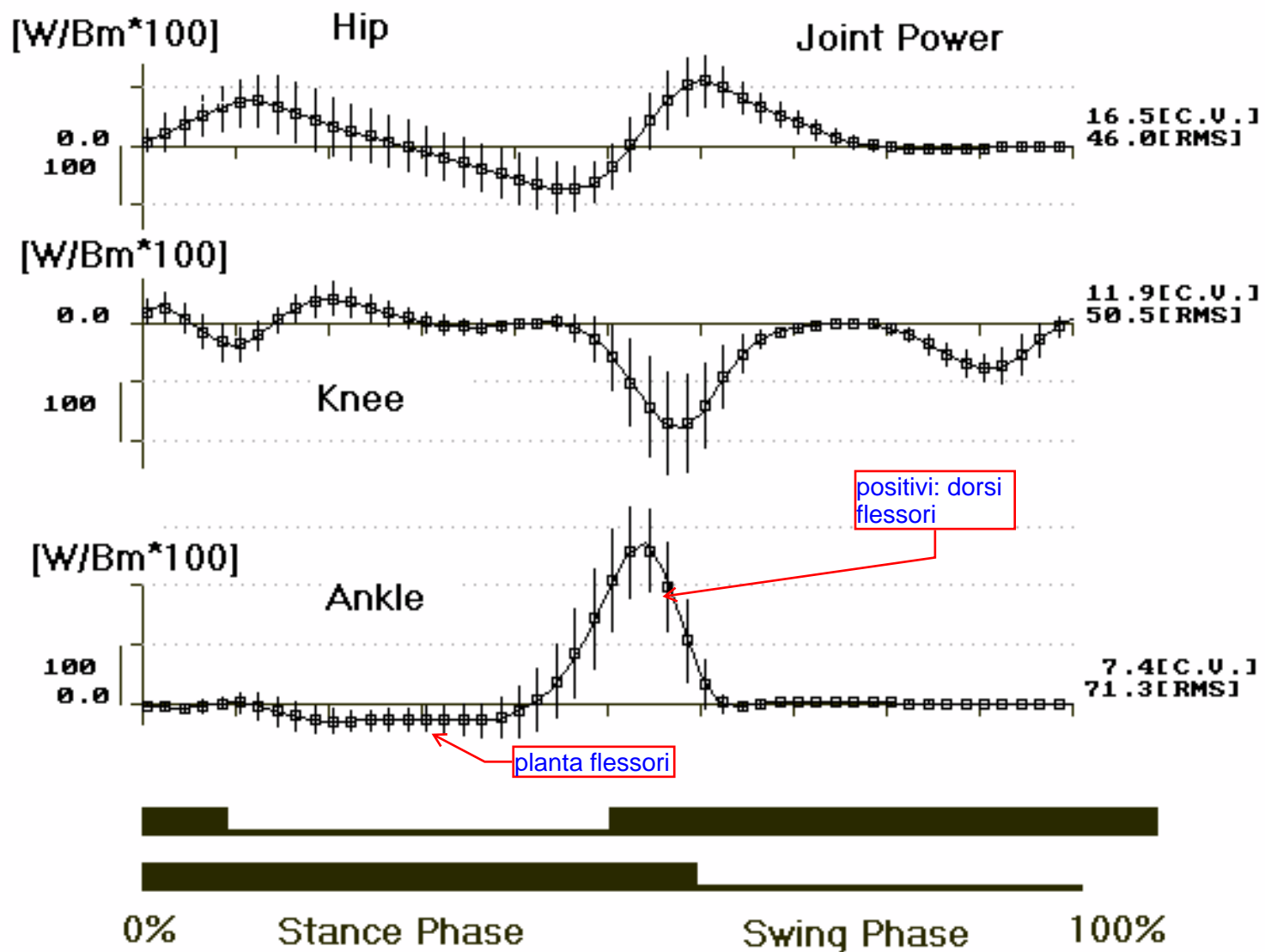
Potenza prodotta:

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

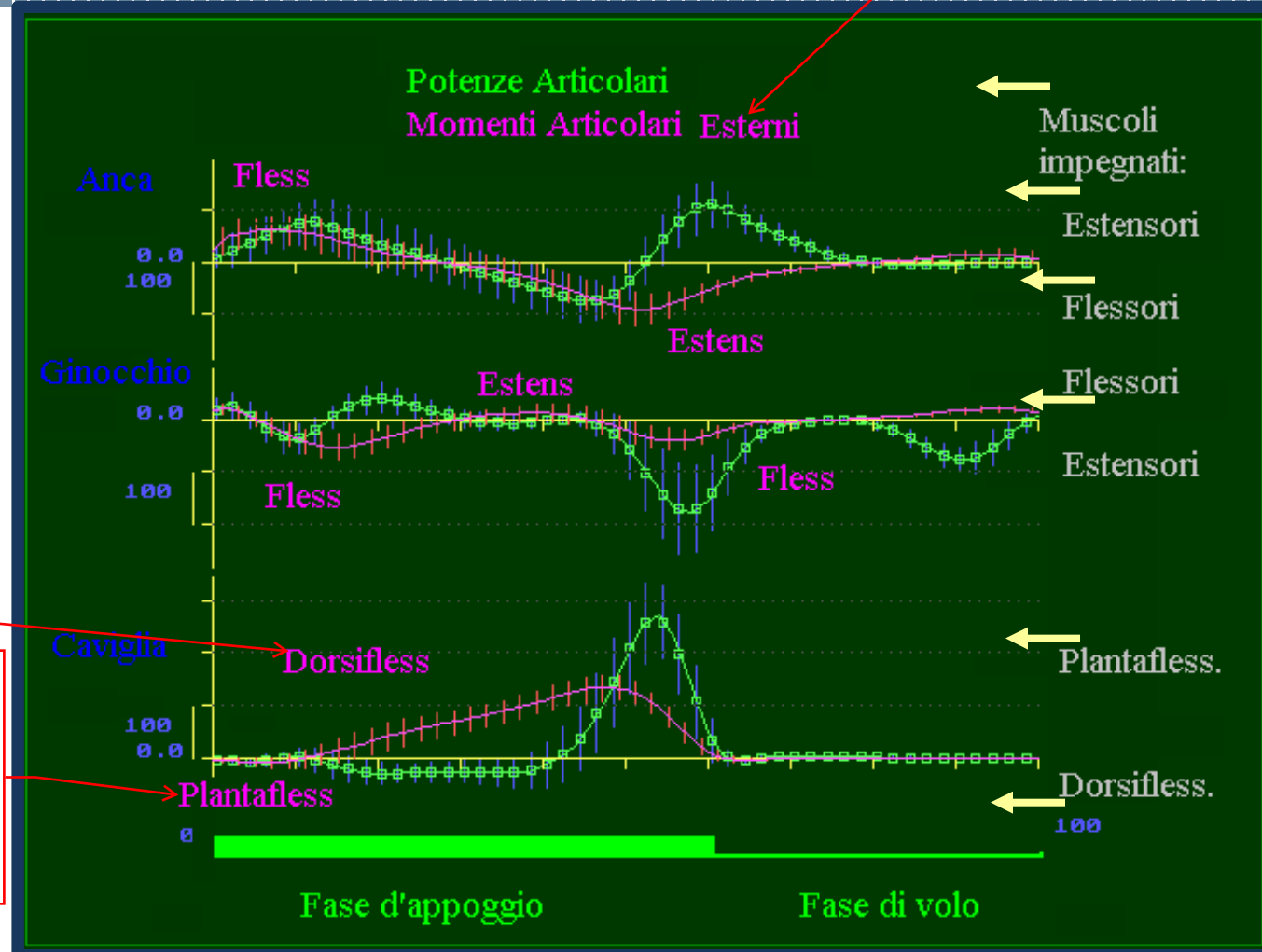
$$= Mi \times \omega$$

GIOVANFM.PSD
101

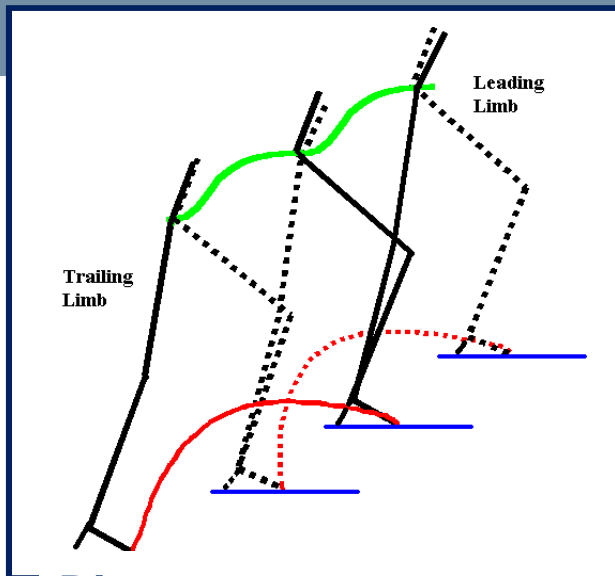
Andamenti dei momenti



Aspetti di dinamica



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



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)

Discesa

-fase di stance:

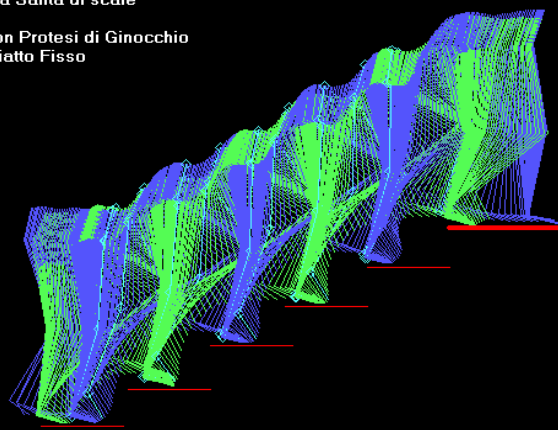
- doppio appoggio (double support)
- continuazione in avanti (forward continuance)
- discesa controllata (controlled lowering)
- secondo doppio appoggio (double support)

-fase di swing:

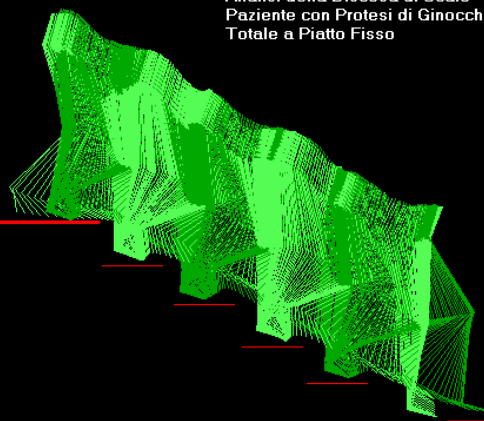
- slancio iniziale (pull through)
- fase di posizionamento (foot placement)

Analisi della Salita di scale

Paziente con Protesi di Ginocchio
Totale a Piatto Fisso

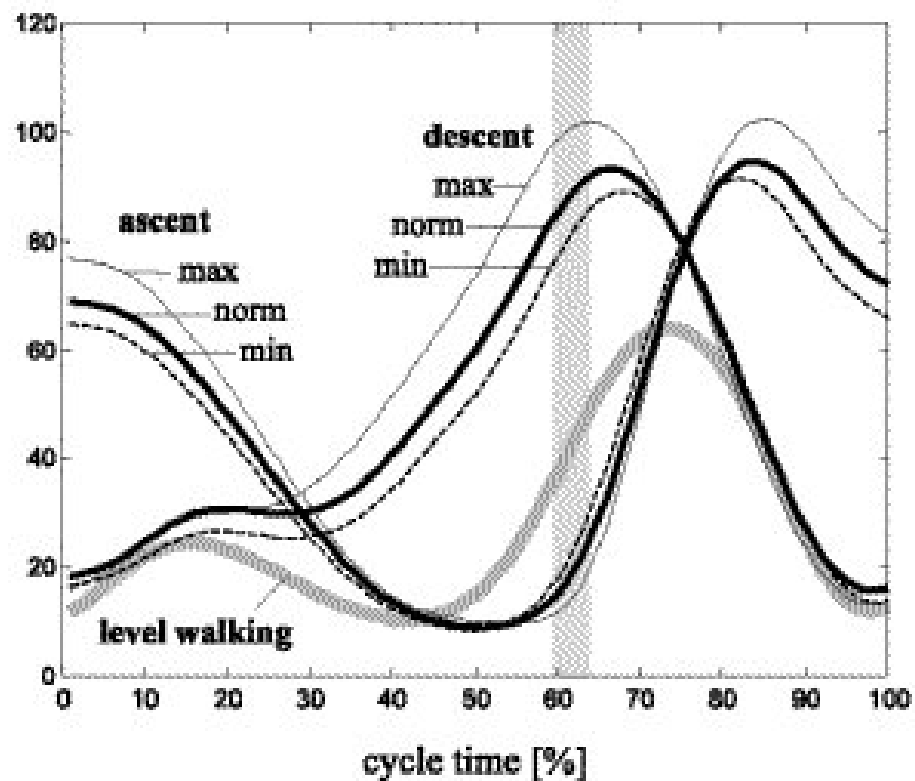


Analisi della Discesa di Scale
Paziente con Protesi di Ginocchio
Totale a Piatto Fisso

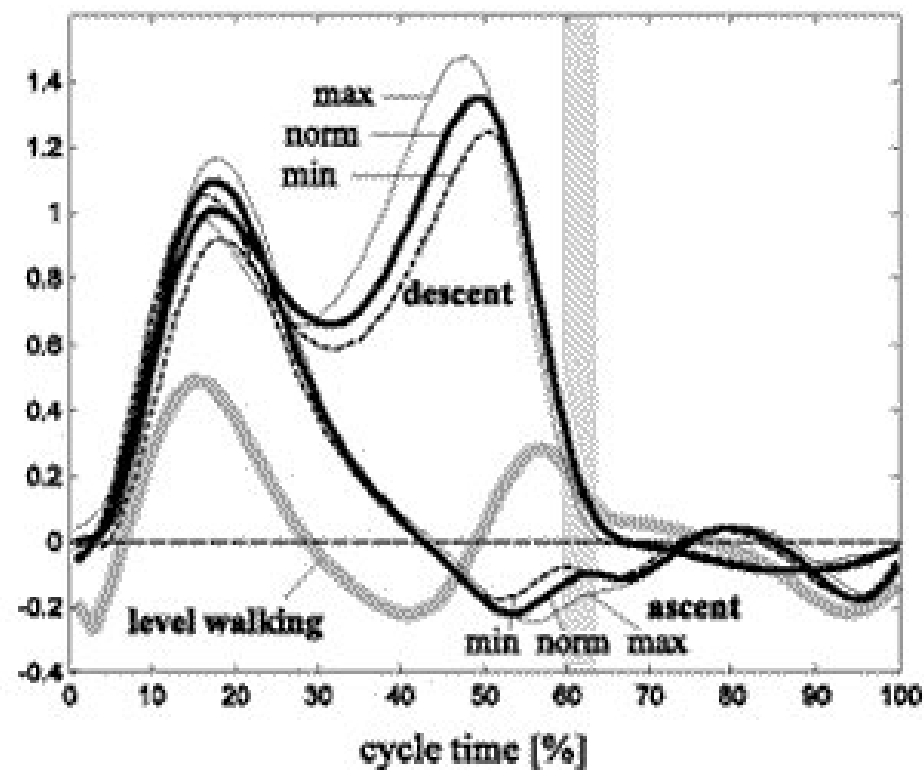


ESC = FINE PROGRAMMA FI = MENU RAPPRESENTAZ.

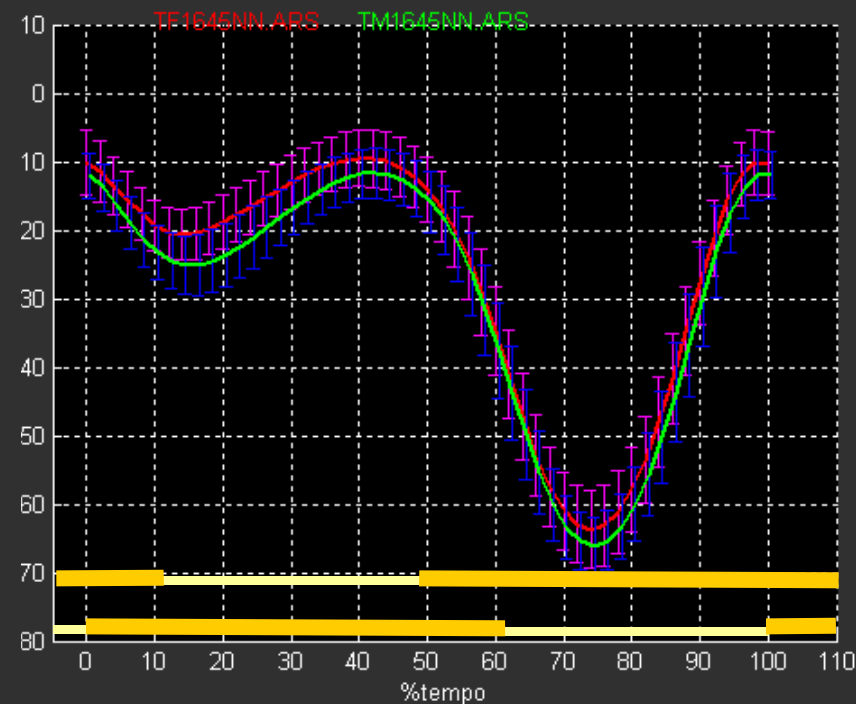
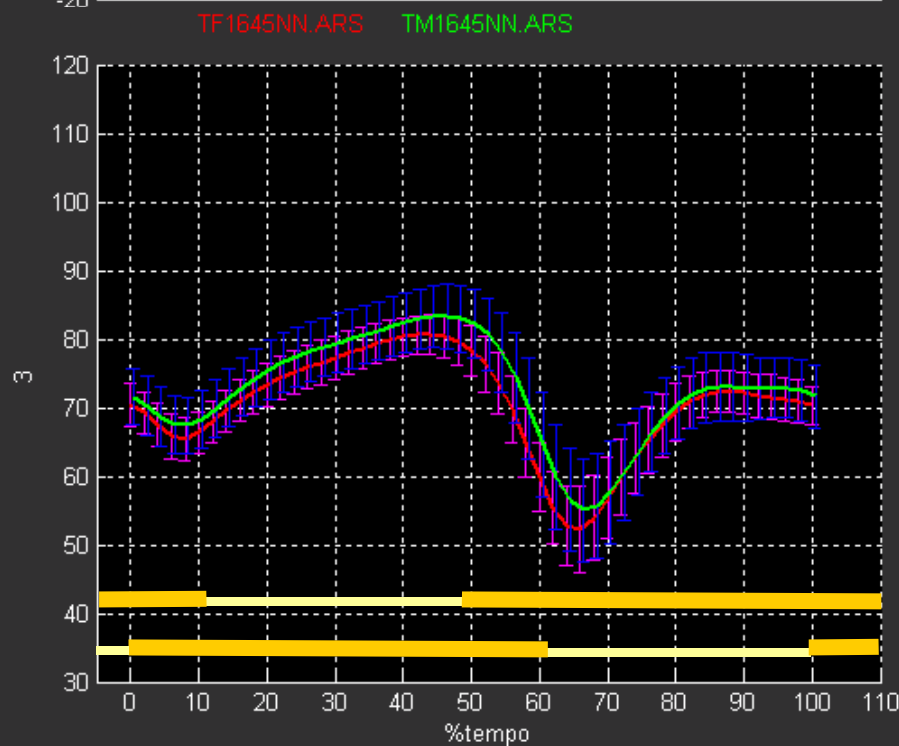
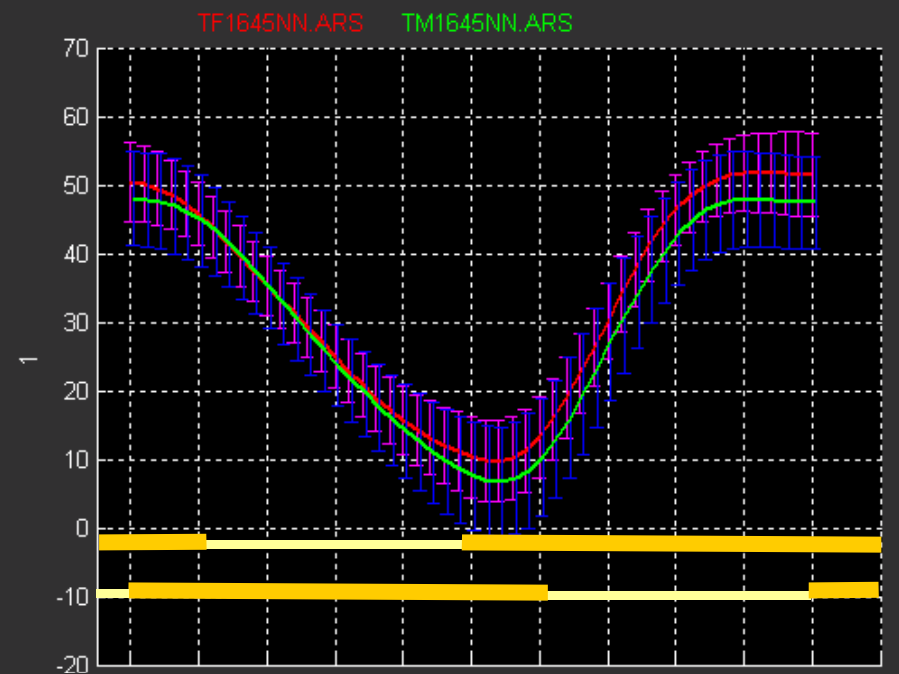
Knee Flexion Angle



Knee Extension Moment



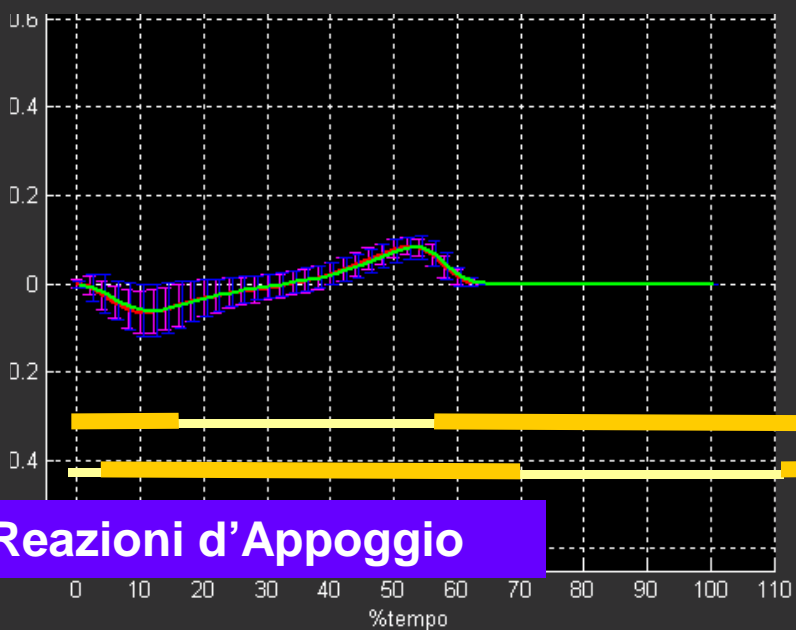
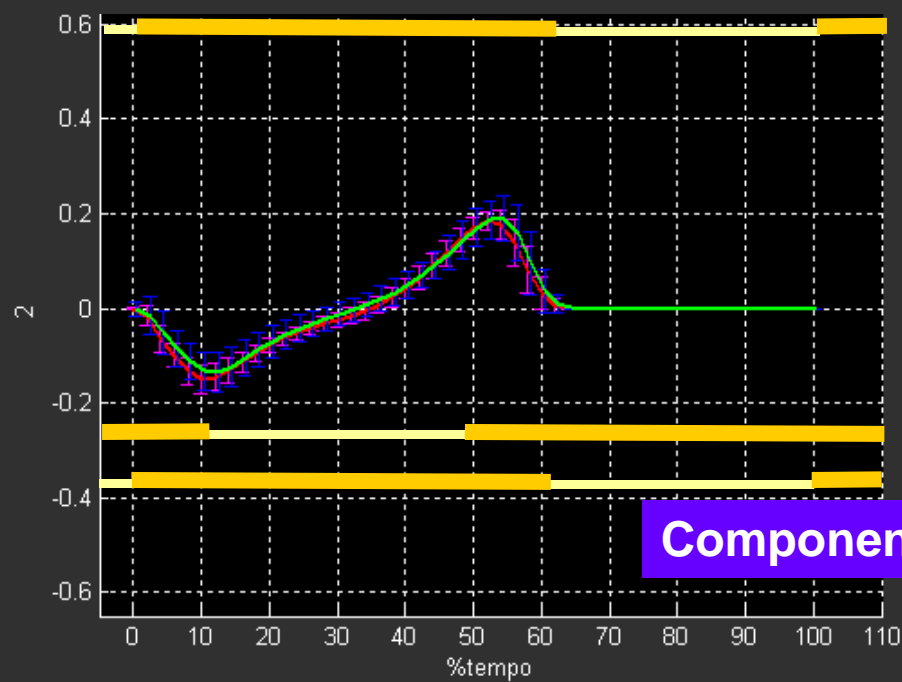
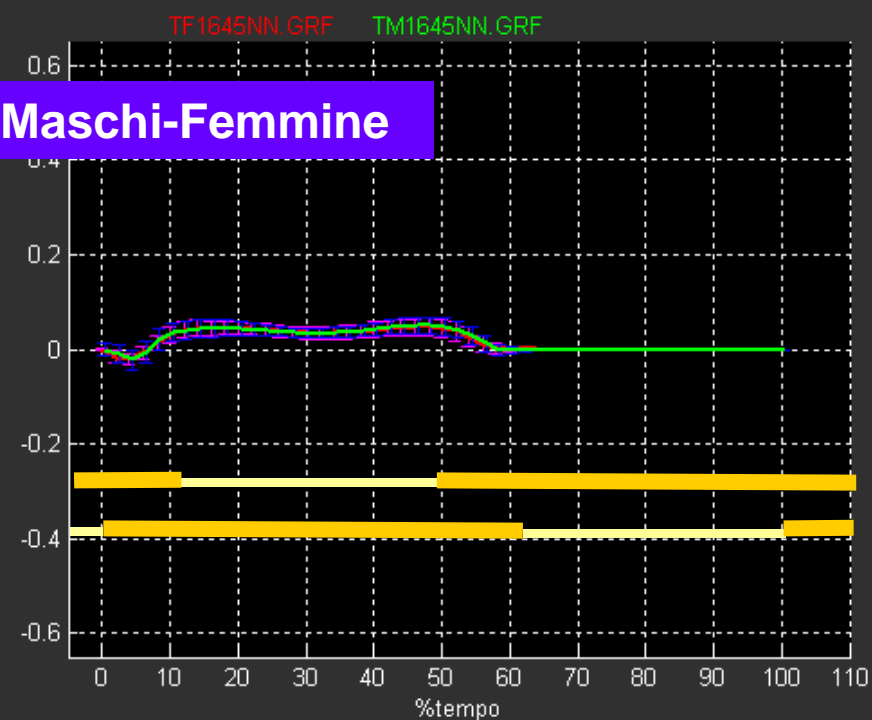
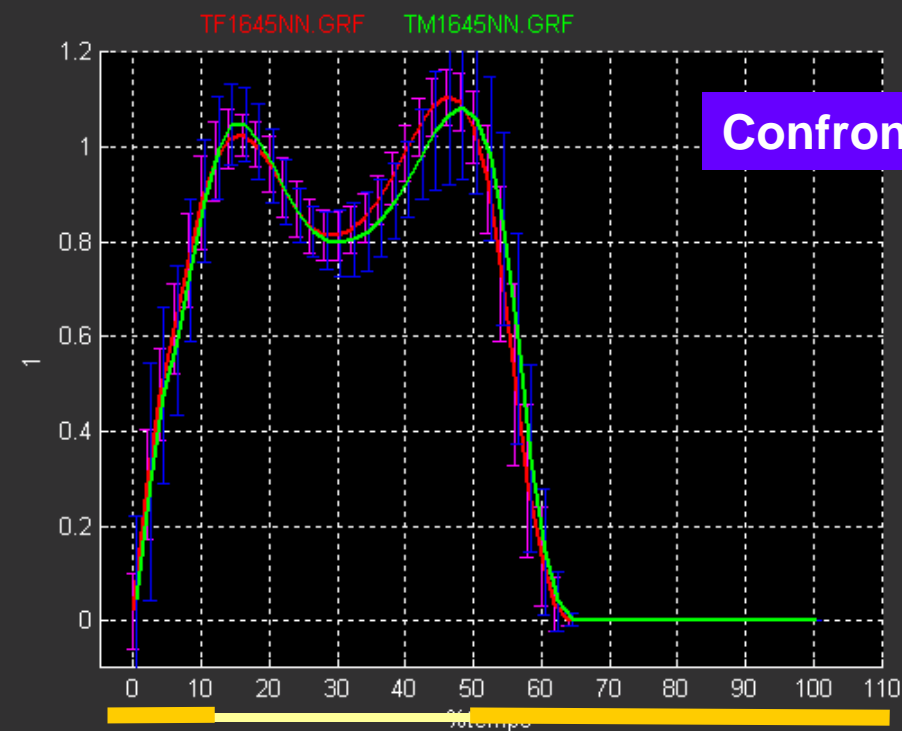
Confronto Maschi-Femmine



Angoli Flesso- Estensione

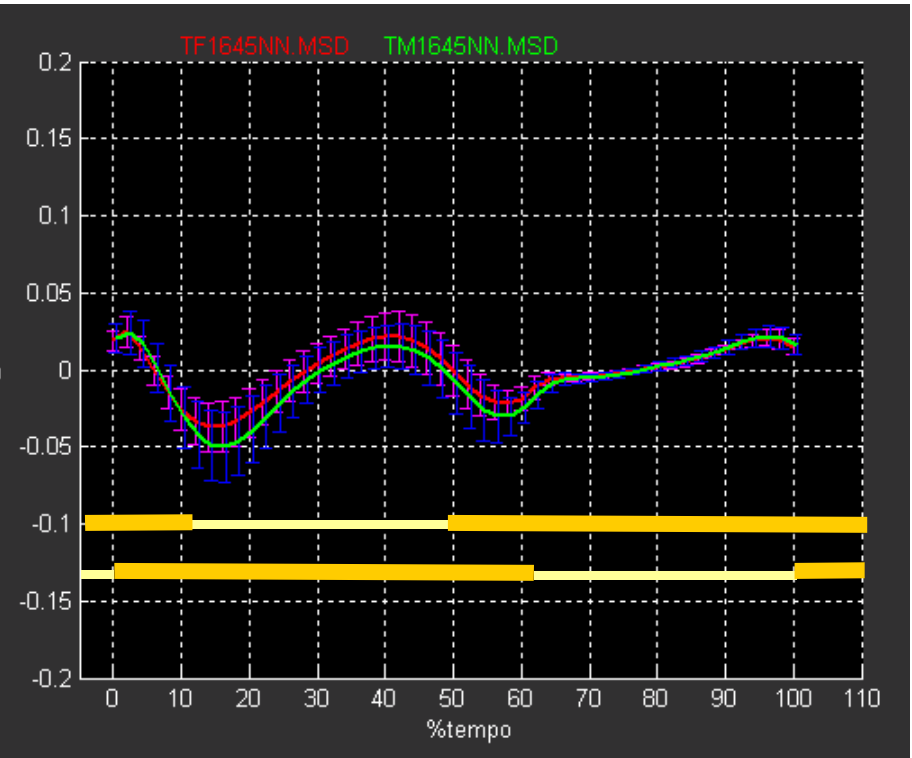
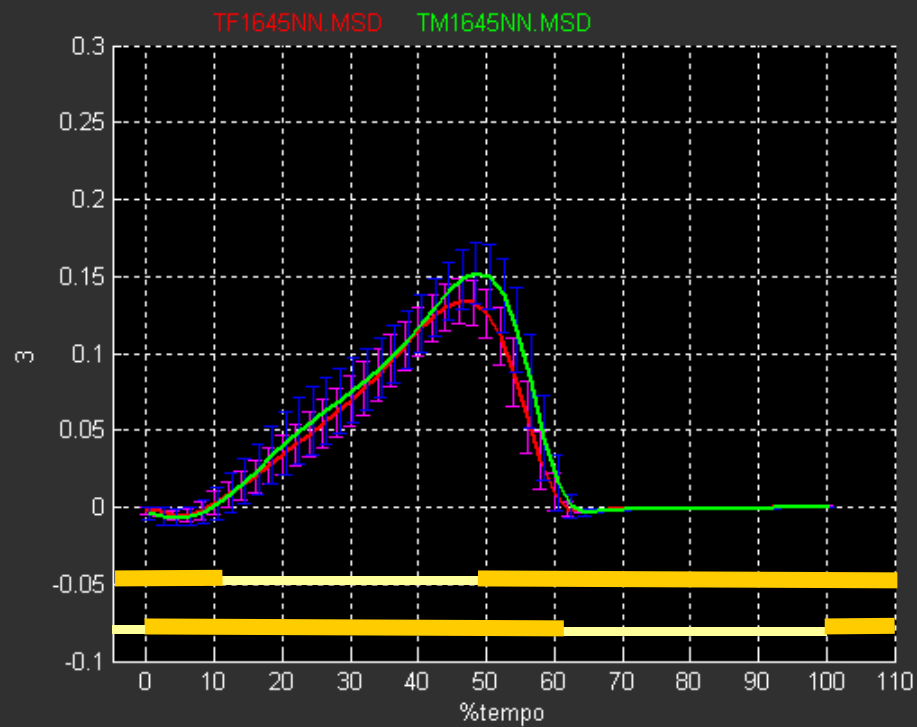
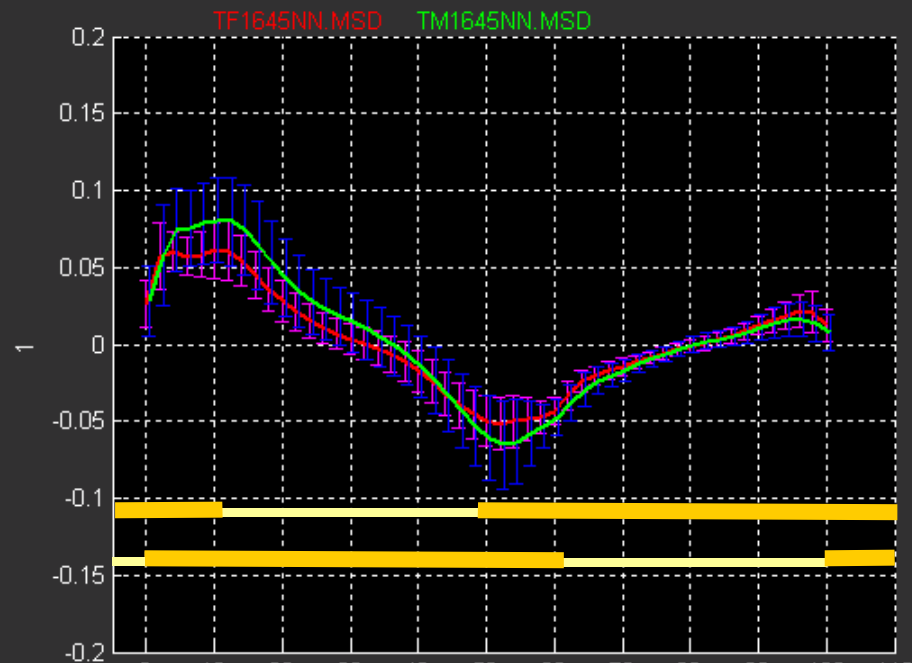
POLITECNICO MILANO 1863

Confronto Maschi-Femmine



Componenti Reazioni d'Appoggio

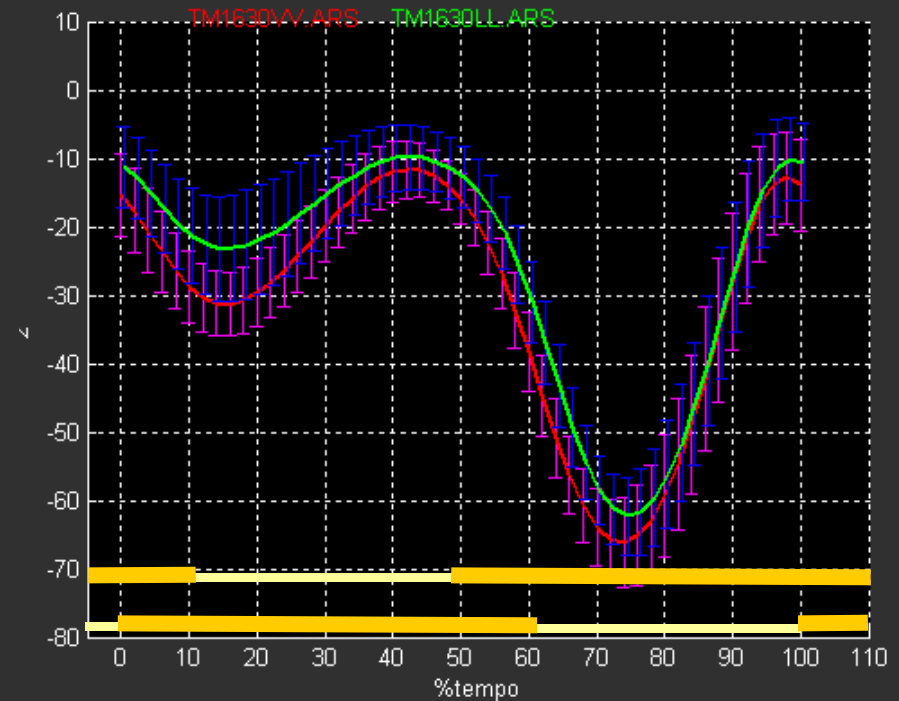
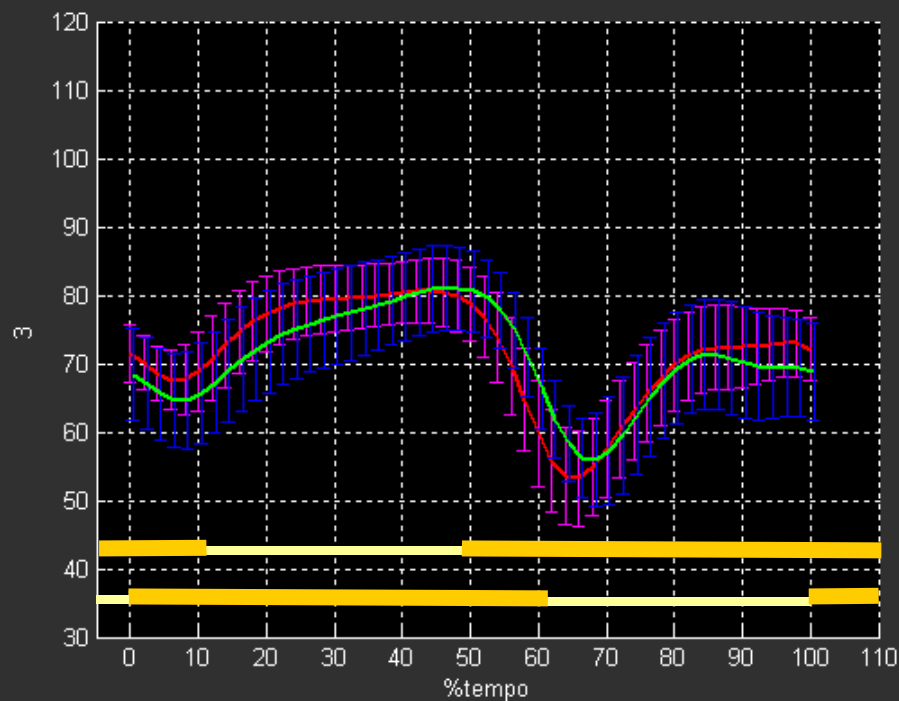
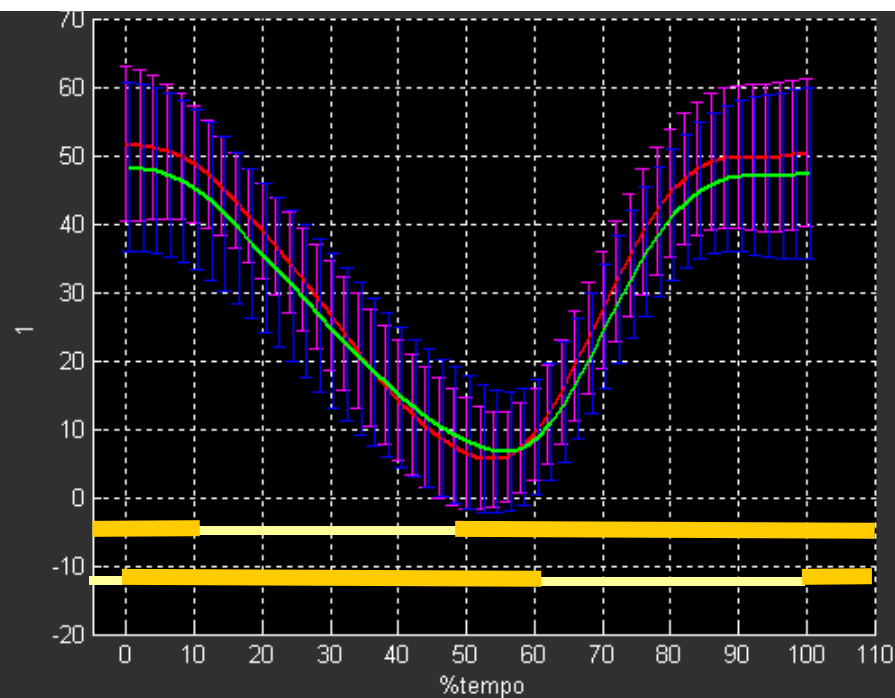
Confronto Maschi-Femmine



Momenti Flesso-Estensione

POLITECNICO MILANO 1863

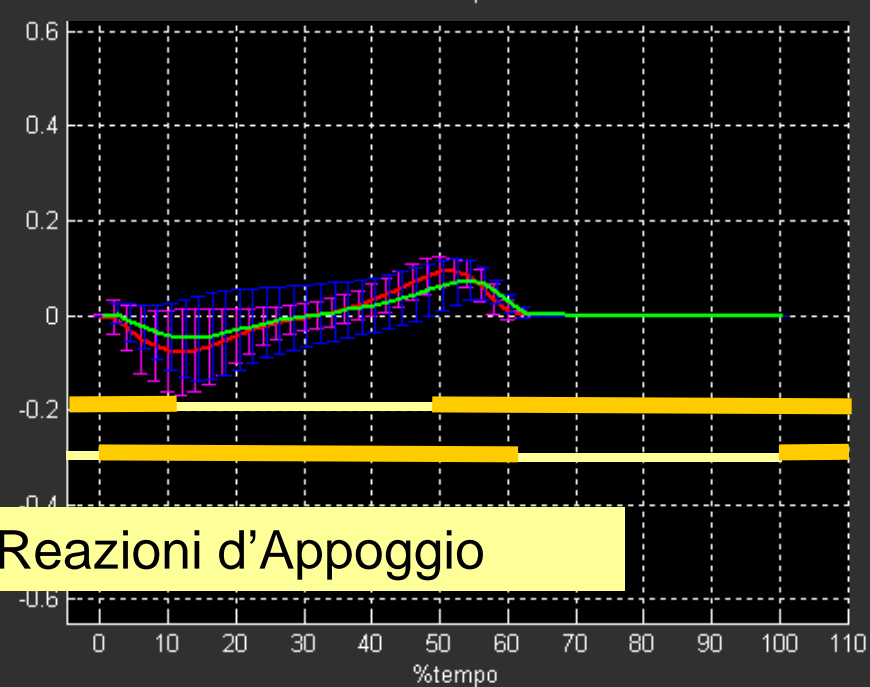
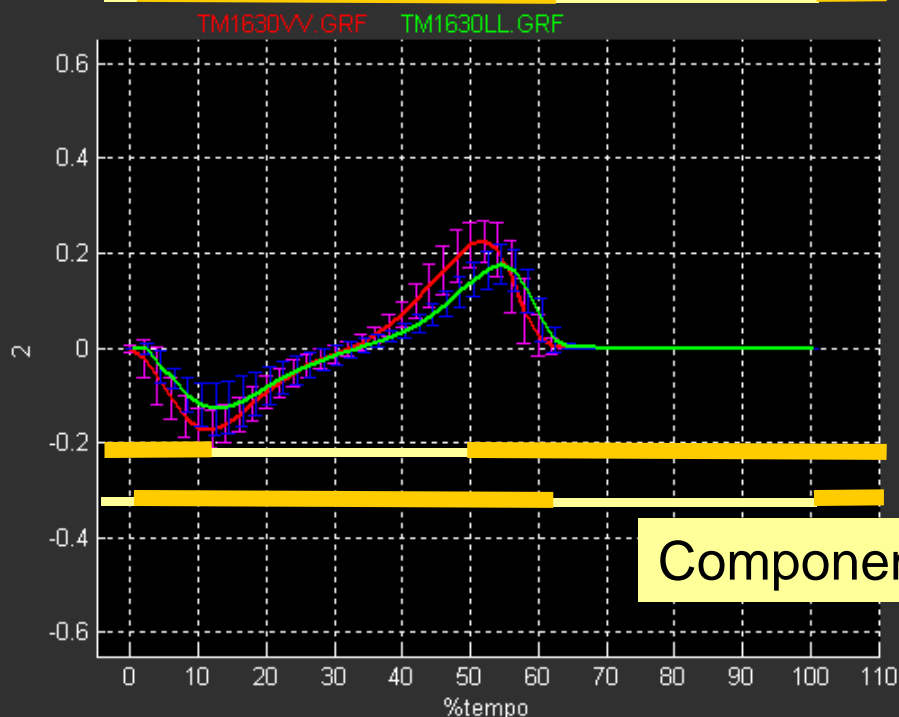
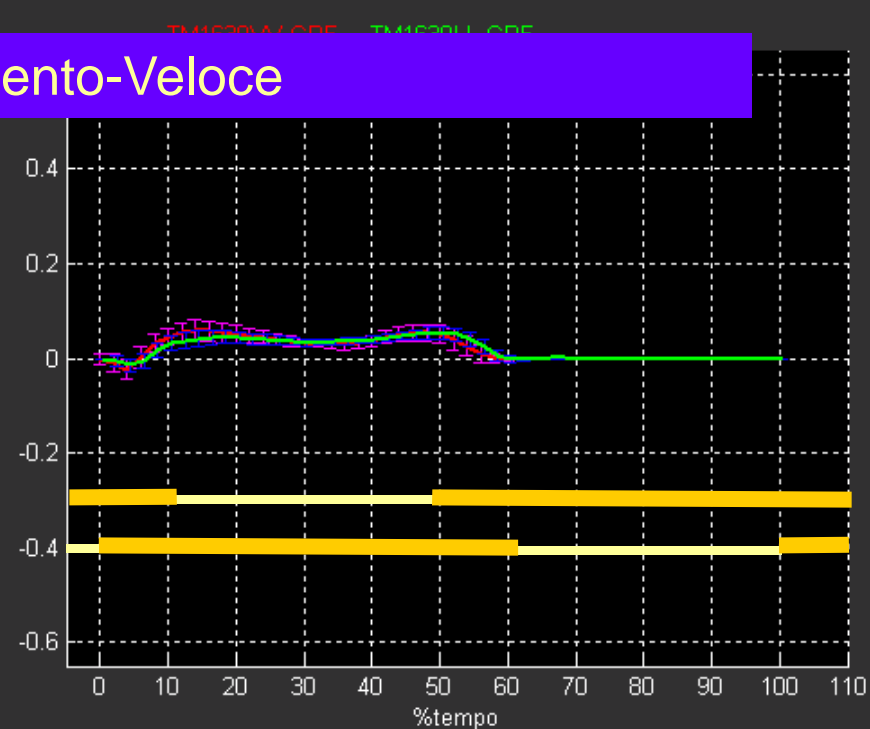
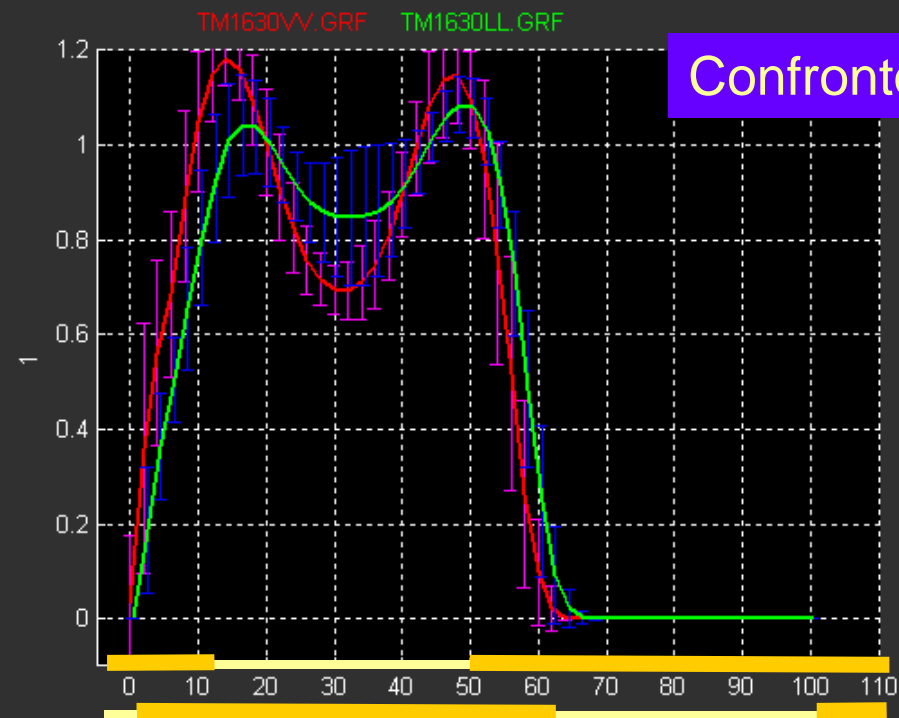
Confronto Lento-Veloce



Angoli flessione-estensione

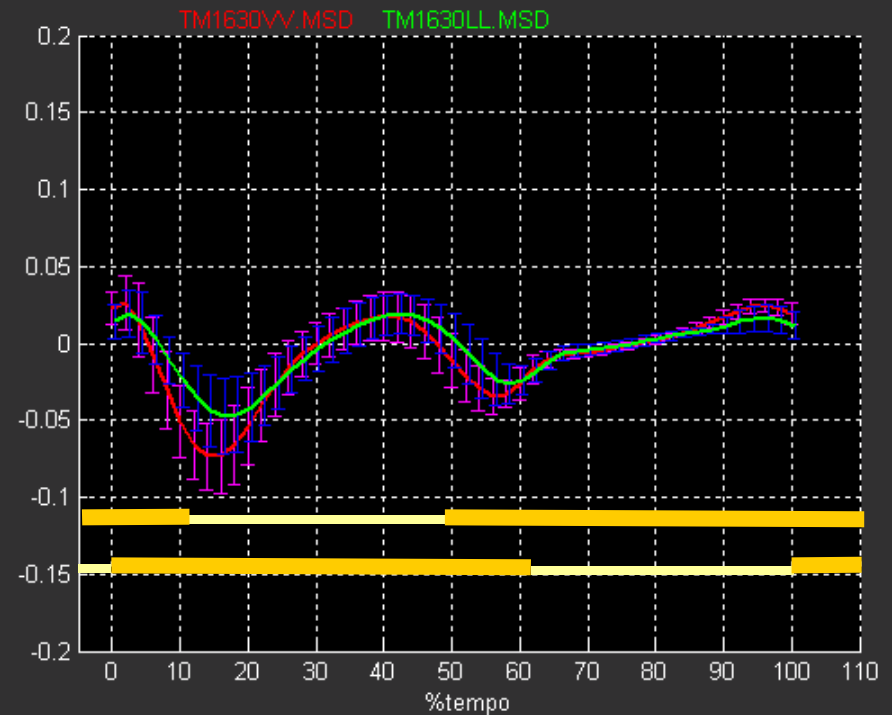
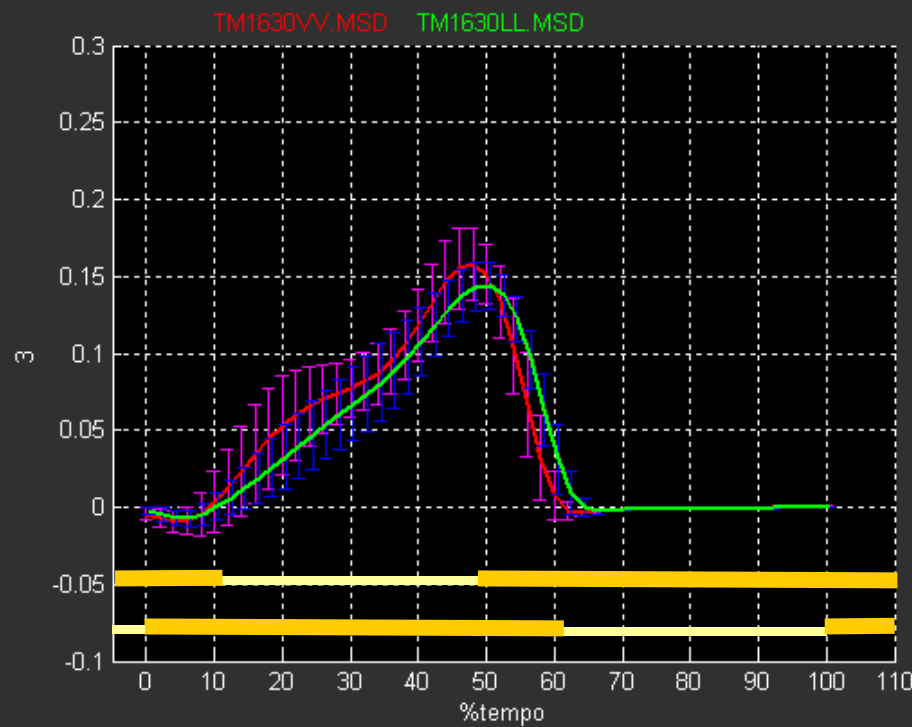
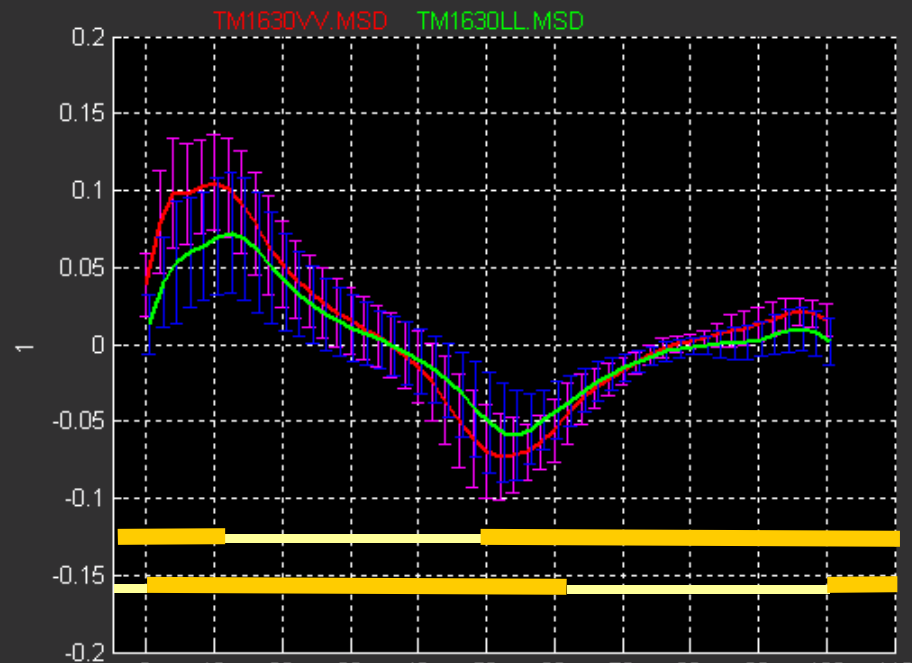
POLITECNICO MILANO 1863

Confronto Lento-Veloce



Componenti Reazioni d'Appoggio

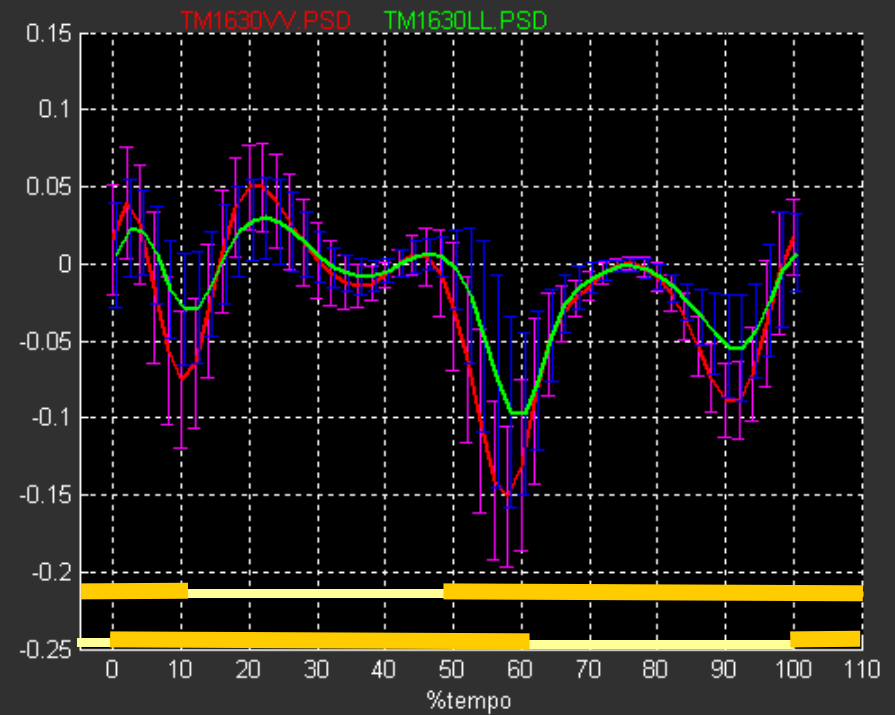
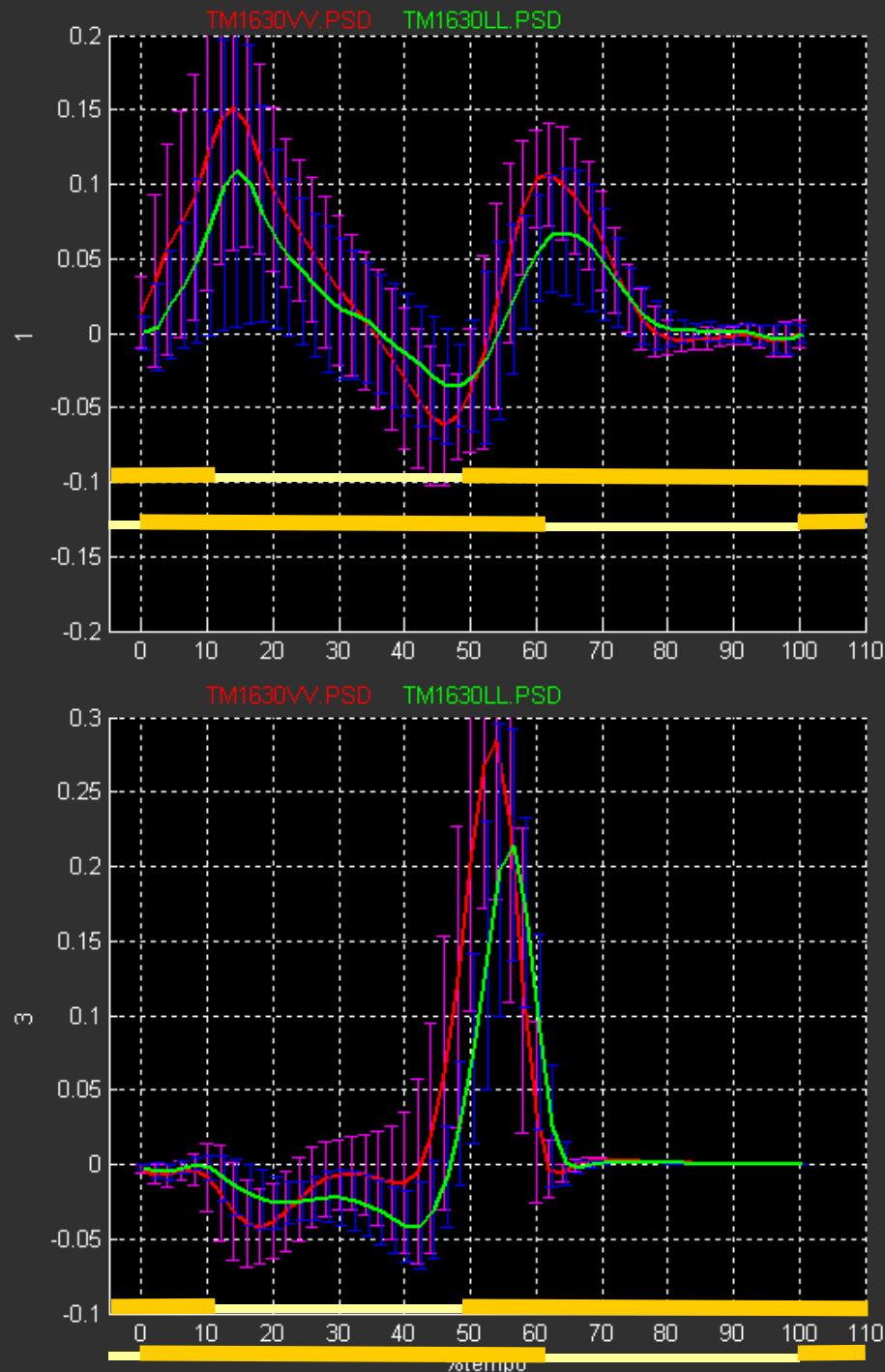
Confronto Lento-Veloce



Momenti Flesso-
Estensione

POLITECNICO MILANO 1863

Confronto Lento-Veloce



Potenze articolari

POLITECNICO MILANO 1863