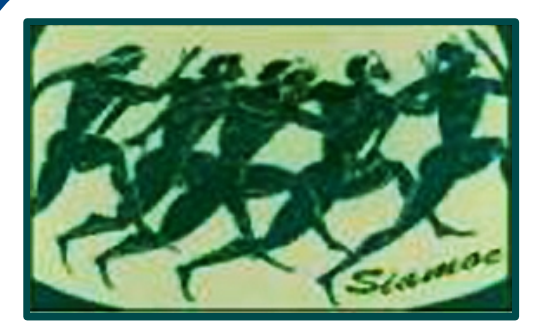


AZIONE DINAMICA DELLA TIBIO-TARSICA DURANTE IL CAMMINO IN SOGGETTO CON ARTROPROTESI BILATERALE DI CAVIGLIA



XII congresso SIAMOC



Davide Conte^{1,2}, Diego Pigatto², Alessandro Ceccato², Cristina Smiderle²

¹ Dip. di Scienze Neurologiche, Neuropsicologiche, Morfologiche e Motorie, Università degli Studi di Verona

² Laboratorio di Gait Analysis, Dip. di Medicina Fisica e Riabilitazione, Ospedale San Bassiano, Bassano del Grappa (VI)



INTRODUZIONE

Il cammino è caratterizzato da **moto del centro di massa corporeo (CDM)** rappresentabile mediante un modello a pendolo invertito [1] che interagisce con il terreno attraverso piede e caviglia.

Nel caso di impotenza funzionale a carico della **tibio-tarsica** causata da grave artrosi, è comune intervenire con interventi di **artroprotesi**. Pur ripristinando una buona mobilità articolare dopo l'intervento, permane spesso una funzionalità ridotta dell'arto inferiore, con aumento di energia dissipata durante la fase di transizione tra un passo e il successivo [2].

Risulta perciò di interesse approfondire il comportamento dinamico della tibio-tarsica in questa fase, connesso alla capacità di re-direzionare il CDM mediante azione plantiflessoria da parte dell'arto in spinta (*trailing*) simultaneamente al contatto con il suolo da parte della gamba in avanzamento (*leading*) [1,3], attraverso lo studio del **lavoro meccanico** fatto sul CDM e dell'azione del **momento esterno** agente in funzione dell'**angolo articolare**.

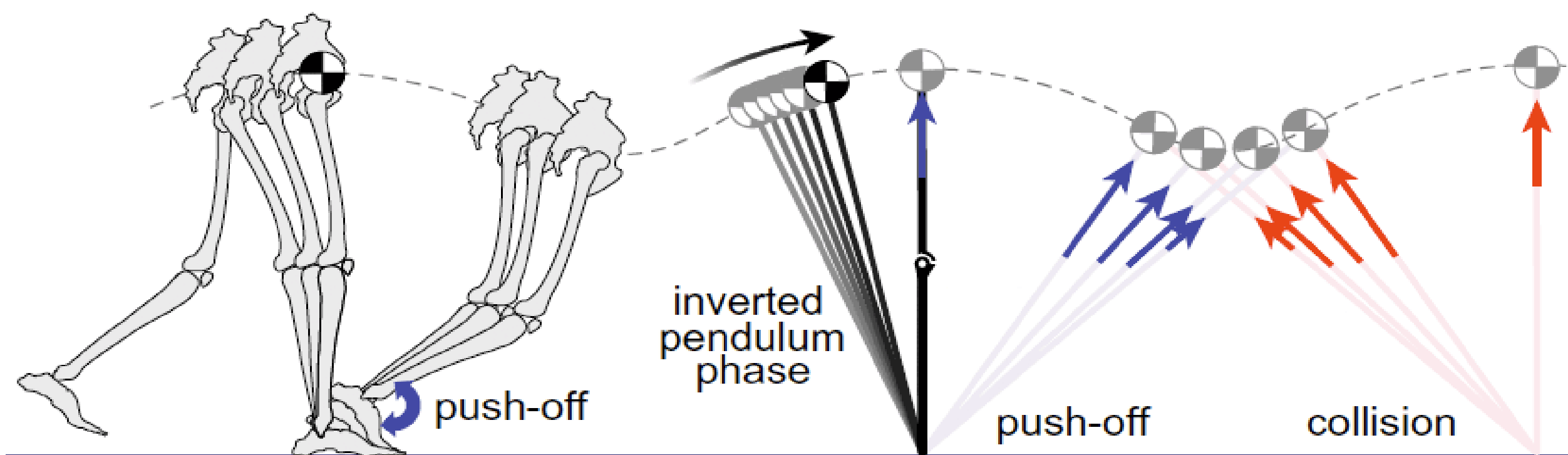


Fig. 1: Modello pendolare del cammino durante la fase di transizione tra 2 passi successivi, [1]

MATERIALI E METODI

Due soggetti sono stati sottoposti ad analisi del cammino nel 2010:

- **soggetto con artroprotesi bilaterale di caviglia (AP)**, donna, 80 anni, 1° intervento a sx nel 2006, 2° a dx nel 2008) per grave artrosi (Fig.2); velocità di cammino pari a 0.88 m/s.
- **soggetto di controllo (C)**, uomo sano di 71 anni; velocità di cammino pari a 1.08 m/s.

L'analisi del cammino a velocità spontanea è stata effettuata mediante sistema Vicon (OxfordMetric, UK) a 6 camere, @ 100 Hz, protocollo Plug-In Gait, e 2 pedane di forza (AMTI, USA) @ 1000 Hz. I segnali di pedana sono stati filtrati e sottocampionati a 100 Hz.

Sono state selezionate 2 prove con doppio appoggio in pedana per AP e 1 prova per C. Per i **grafici di momento-angolo** è stato considerato un ciclo completo del passo, mentre per il **calcolo della potenza meccanica generata da ciascun arto sul CDM**, è stato considerato un semipasso completo, dall'inizio del doppio supporto (DS) alla fine della fase di supporto singolo (SS) dell'arto *leading*. La potenza meccanica è stata calcolata dai segnali delle due pedane di forza [2]:

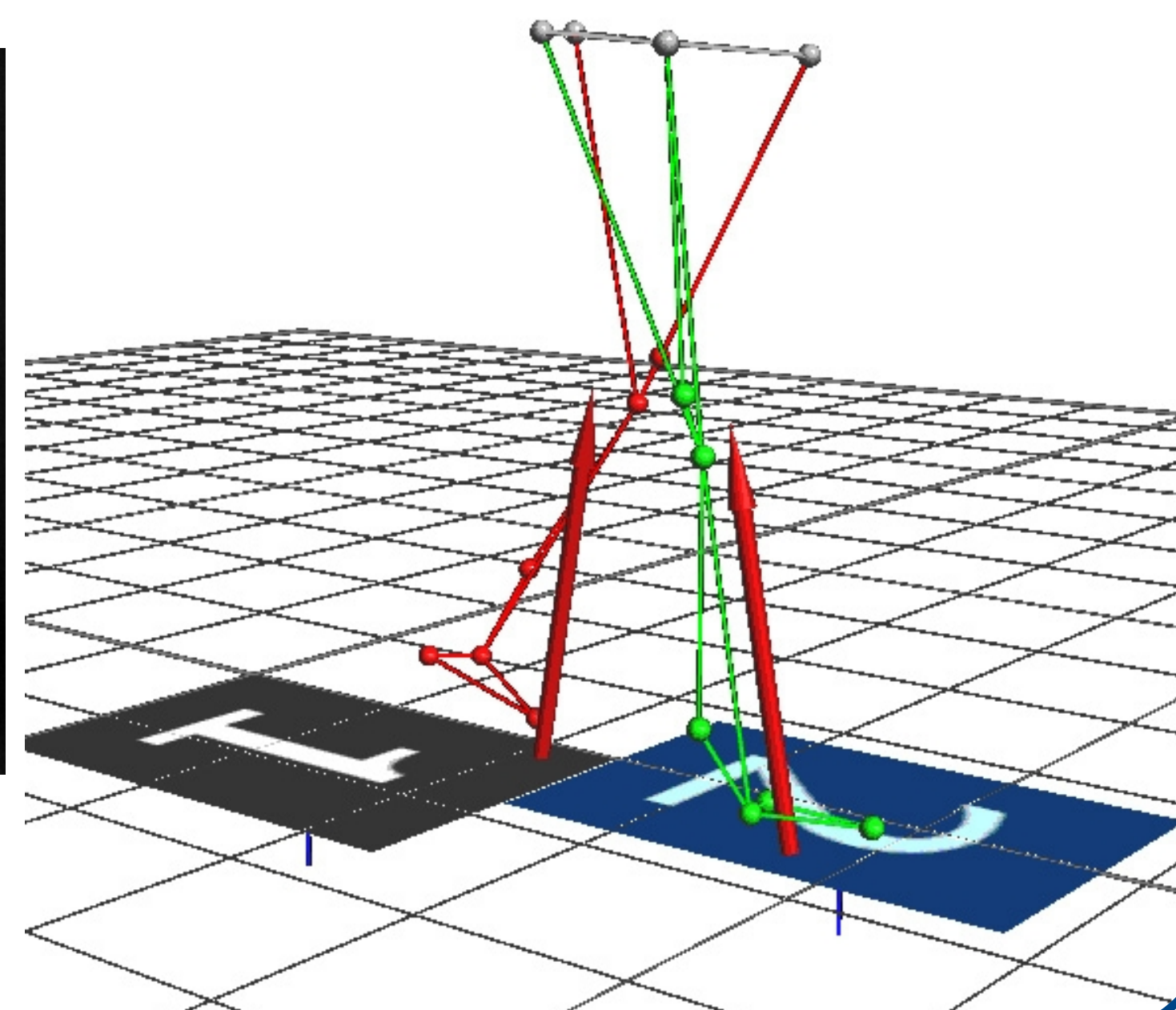
$$P_{trail} = F_{trail} \cdot v_{cdm}$$

$$P_{lead} = F_{lead} \cdot v_{cdm}$$

Il lavoro meccanico prodotto sul CDM nelle distinte fasi dell'azione è stato calcolato integrando le curve di potenza nei diversi intervalli di interesse, mantenendo distinti i contributi di lavoro negativo e positivo.



Fig.2: Immagini RX degli impianti di artroprotesi di caviglia (Hintegra® Total Ankle Prosthesis)



BIBLIOGRAFIA

- [1] Kuo. *Hum Mov Sci*, 26, 2007.
- [2] Doets et al. *Hum Mov Sci*, 28, 2009.
- [3] Donelan et al. *J. Biomech*, 35, 2002.

RISULTATI

I **grafici di momento-angolo** alla caviglia per i lati sx e dx e le curve di **potenza meccanica prodotta sul CDM** dagli arti *trailing* e *leading* durante un semipasso sono illustrati in Fig.3. A differenza del soggetto C, i due lati protesizzati nel soggetto AP mostrano notevole asimmetria.

Nel grafico di momento-angolo, l'**isteresi** della curva a dx risulta rovesciata rispetto al lato sx, con angolo articolare che, a parità di momento esterno agente, rimane in accentuata dorsiflessione (Fig.3a,3b).

Le curve di potenza meccanica prodotta sul CDM sintetizzano invece l'azione dell'intero arto inferiore, ed evidenziano maggiore difficoltà nel compiere il semipasso sx, con contemporanea dissipazione di potenza bilateralmente durante il doppio supporto e appiattimento della curva di potenza a sx durante il supporto singolo (Fig.3c).

I valori complessivi di **lavoro meccanico** nelle diverse fasi di doppio e singolo supporto sono riassunti in Fig.4: per l'arto dx in *spinta (trailing)* aumenta il lavoro negativo e diminuisce il lavoro positivo, mentre per l'arto sx in *avanzamento (leading)* il lavoro sia positivo che negativo aumenta in fase di doppio supporto e diminuisce in fase di supporto singolo.

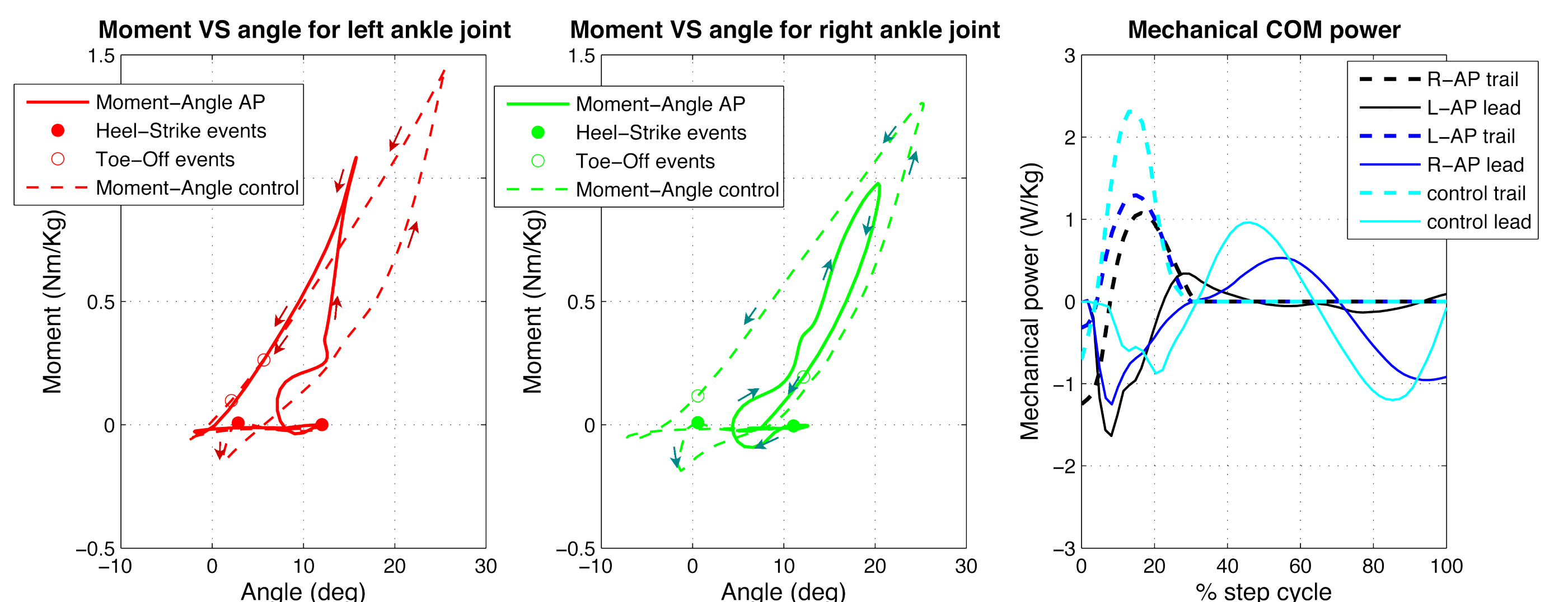


Fig.3: a) Momento-angolo caviglia sx b) Momento-angolo caviglia dx c) Potenza meccanica sul CDM

Positive and negative work on COM

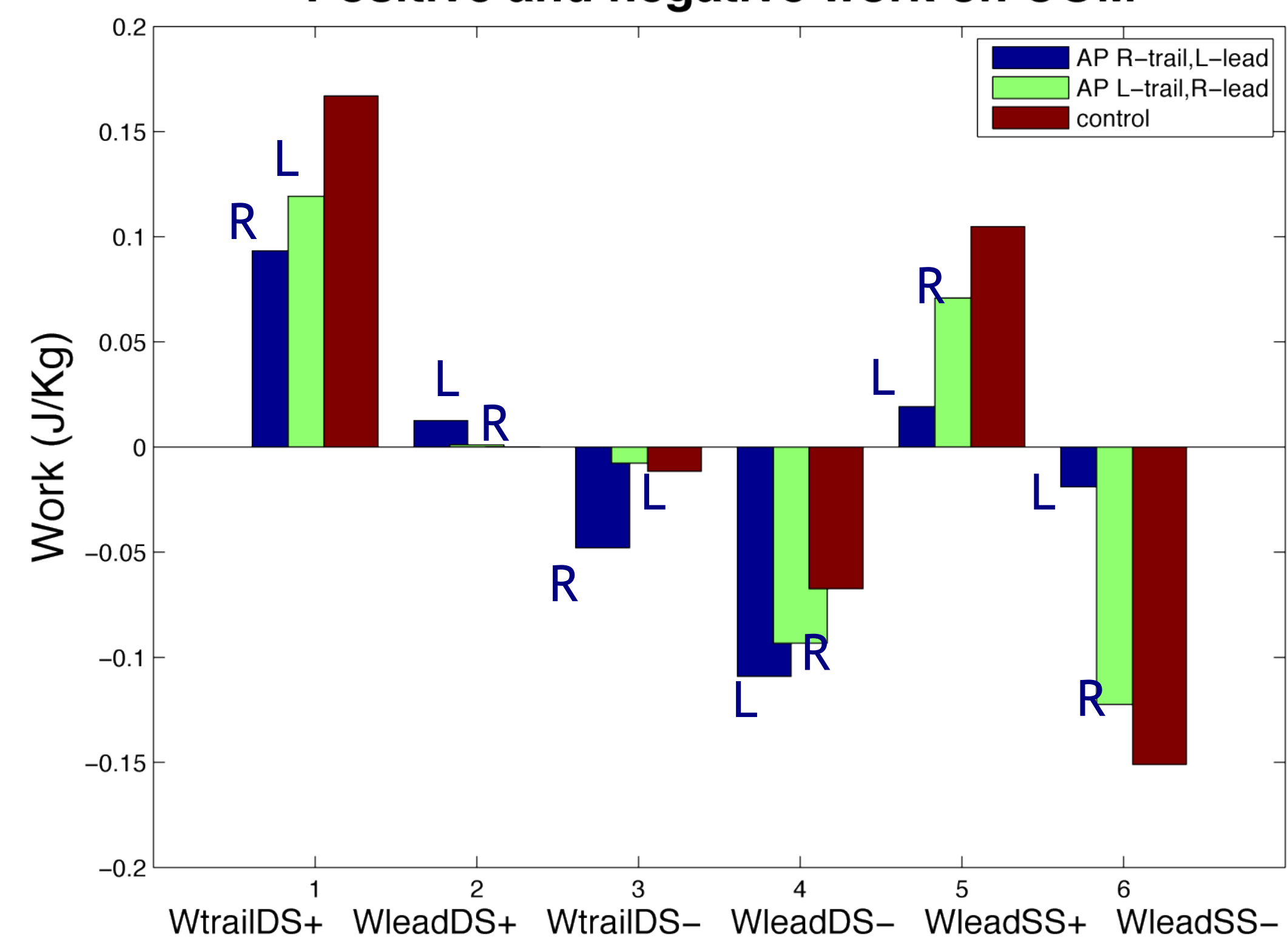


Fig.4: Lavoro positivo(+) e negativo(-) sul CDM degli arti AP dx (R), AP sx (L) e C come leading o trailing durante le fasi di DS e SS

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il lavoro positivo/negativo prodotto sul CDM dagli arti inferiori durante le diverse fasi del ciclo del passo rappresenta un indicatore globale della capacità del soggetto di sincronizzare al meglio l'azione dei due arti.

I grafici di momento-angolo permettono di focalizzare l'analisi sulla contemporanea azione cinematica e dinamica che avviene a livello della articolazione tibio-tarsica. Questa analisi combinata applicata ad un soggetto con protesi bilaterale di caviglia mette in luce la aumentata **dissipazione di energia** che avviene durante la fase di transizione tra 2 passi successivi, maggiore quando l'avanzamento avviene con l'arto sx a causa della diminuita azione propulsiva della caviglia dx, lato dove l'intervento di artroprotesi è più recente.

RINGRAZIAMENTI

Gli autori desiderano ringraziare:

- FT **Mauro Recalcatti** per gli interessanti spunti sul concetto di "momento-angolo"
- Prof. **Carlo Capelli** e ing. **Nicola Petrone** per le molte utili discussioni riguardo significato e calcolo del "lavoro meccanico muscolare"



Contatti: davide.conte@univr.it