

UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



DIPARTIMENTO  
DI INGEGNERIA

**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA  
DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA**

Applicazione di metodiche strumentali per la valutazione dei deficit  
del cammino in soggetti con esiti di COVID-19

Relatore: Prof.ssa Zimi Sawacha

Correlatori: Ing. Antonio Ruggiero, Ing. Marco Romanato

Laureanda: Giulia Squartini

ANNO ACCADEMICO 2021-2022

4 Aprile 2022

*A Giulio,  
piccola grande luce*

# Indice

<b>ABSTRACT</b>	<b>5</b>
<b>1) INTRODUZIONE</b>	<b>7</b>
1.1) Cos'è l'analisi del movimento .....	7
1.1.1) Piani e assi anatomici .....	9
1.2) Analisi del cammino .....	11
1.2.1) Ciclo del passo .....	11
1.2.2) Cinematica .....	16
1.2.3) Dinamica .....	25
1.3) Elettromiografia di superficie .....	29
1.4) Strumentazione per l'analisi del cammino .....	31
1.4.1) Sistema stereofotogrammetrico .....	31
1.4.2) Pedane di forza .....	39
1.5) COVID-19 .....	42
1.5.1) Disturbi neurologici .....	43
<b>2) MATERIALI E METODI</b>	<b>44</b>
2.1) popolazione .....	44
2.2) acquisizione dei dati .....	46
<b>3) ANALISI DEI DATI</b>	<b>55</b>
3.1) Dati cinematici e dinamici .....	55
3.1) Dati elettromiografici .....	57
<b>4) RISULTATI</b>	<b>58</b>
4.1) Dati cinematici e dinamici .....	58
4.1.1) Parametri spazio-temporali .....	58
4.1.2) Cinematica .....	59
4.1.3) Dinamica .....	67
4.2) Dati elettromiografici .....	74
<b>5) CONCLUSIONI</b>	<b>87</b>

<b>Appendice A</b>	<b>89</b>
<b>Appendice B</b>	<b>99</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>108</b>

## **Abstract**

Il presente lavoro di tesi è stato svolto presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e della Postura dell'Istituto di Riabilitazione Santo Stefano di Porto Potenza Picena (MC) con l'obiettivo di caratterizzare il cammino di soggetti in esiti di COVID-19. A causa dell'aggravarsi della patologia tali soggetti hanno avuto l'esigenza di essere ricoverati nell'unità di Terapia Intensiva per un periodo di tempo proporzionale alle complicazioni sorte. Le acquisizioni dei dati sono state effettuate a distanza di circa 6 mesi dalla data di dimissione dall'unità di Terapia Intensiva e durante questo intervallo di tempo i soggetti hanno intrapreso un percorso di riabilitazione, prima di tipo estensivo e poi di tipo intensivo, presso le strutture del gruppo KOS Care di Porto Potenza Picena (Istituto Santo Stefano) e di Ancona (Villa Adria).

L'analisi del cammino è stata effettuata nel momento in cui il soggetto risultava essere in grado di compiere per lo meno brevi camminate e senza dover ricorrere ad ausili quali deambulatori o stampelle. Per effettuare un confronto con i dati di un cammino fisiologico è stata svolta l'analisi del cammino di 12 soggetti di controllo, concordi per età e BMI.

Il lavoro di tesi si prefigge l'intento di valutare le differenze presenti tra il cammino dei soggetti in esiti di COVID-19 e quello della popolazione di controllo tramite Gait Analysis.

L'acquisizione dei dati ha permesso l'estrazione di parametri spazio-temporali e la quantificazione dell'andamento delle variabili cinematiche e dinamiche rispetto al ciclo del passo relative a ciascuna popolazione. Un'analisi statistica è stata condotta per valutare se le differenze riscontrate tra le due popolazioni fossero statisticamente significative.

Ad integrazione di tali informazioni è stata svolta un'analisi qualitativa, relativamente al singolo soggetto, dei segnali elettromiografici relativi a specifici muscoli degli arti inferiori.

In dettaglio, nel primo capitolo è presente un'introduzione all'analisi del movimento con particolare attenzione all'analisi del cammino, all'elettromiografia e alla strumentazione necessaria a svolgere tale analisi. Segue poi una breve panoramica della malattia COVID-19 con approfondimento circa i disturbi neurologici associati alla patologia.

Il secondo capitolo presenta la popolazione dei soggetti in esiti di COVID-19 e quella dei soggetti di controllo, descrivendo successivamente le procedure adottate per l'acquisizione dei dati.

Il terzo capitolo tratta le metodologie utilizzate per l'elaborazione dei dati.

Il quarto capitolo presenta i risultati del lavoro e tramite i grafici ottenuti vengono mostrate le variabili oggetto di studio e le differenze tra le due popolazioni a confronto.

Infine, nel quinto capitolo sono presentate le conclusioni tratte dall'osservazione dei risultati e vengono esposti i limiti e i possibili sviluppi futuri dello studio.

# 1) INTRODUZIONE

In questo capitolo verranno approfonditi vari aspetti dell'analisi del movimento, con particolare attenzione all'analisi del cammino e alla strumentazione necessaria per svolgere tale analisi.

Si presenteranno infine le caratteristiche principali della malattia COVID-19.

## 1.1) Cos'è l'analisi del movimento

L'analisi del movimento è la disciplina che descrive, analizza, definisce il movimento umano. Lo studio di tale movimento prevede di misurare variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici e di raccogliere informazioni quantitative relative alla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un task motorio [1].

Più precisamente, le variabili stimate sono le seguenti:

- il movimento assoluto del centro di massa dell'intero corpo,
- il movimento assoluto dei segmenti ossei,
- il movimento relativo tra ossa adiacenti (cinematica articolare),
- le forze e le coppie trasmesse dalle strutture interne (muscoli, tendini, legamenti, ossa),
- le variazioni di energia,
- il lavoro e la potenza muscolari.

Le grandezze che forniscono queste informazioni possono essere misurate oppure stimate mediante modelli biomeccanici, portando alla caratterizzazione del movimento in esame, sia esso fisiologico o alterato da patologie.

Le misurazioni delle variabili cinematiche (posizione, velocità e accelerazione) sono eseguite tramite sistemi di Motion Capture, ad esempio strumentazione optoelettronica, mentre le variabili dinamiche si ottengono indirettamente tramite la misura delle forze di reazione al suolo, agenti sul soggetto, per mezzo di piattaforme di forza. Le forze interne (momenti e potenze) agenti sulle strutture articolari sono ricavate integrando i dati di pedana con i dati cinematici mediante analisi di Dinamica Inversa.

Le applicazioni dell'analisi del movimento sono molteplici ed interessano diversi ambiti, da quello medico a quello sportivo:

- ✓ applicazioni mediche:
  - diagnosi di patologie ortopediche
  - sviluppo di protesi passive e attive
  - riabilitazione
  - ausili robotici per la chirurgia
  
- ✓ applicazioni sportive:
  - miglioramento delle prestazioni
  - prevenzione degli infortuni
  - miglioramento delle attrezzature sportive
  
- ✓ applicazioni relative alla sicurezza e all'ergonomia:
  - nel lavoro
  - nella vita quotidiana
  
- ✓ applicazioni nel settore dell'intrattenimento:
  - nell'industria cinematografica, nella grafica computerizzata e nei simulatori

L'analisi della postura e del movimento umano costituisce un settore biomedico di grande interesse dal punto di vista clinico, in quanto il controllo posturale e la locomozione sono il risultato dell'interazione di tre principali sistemi fisiologici: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico ed il sistema sensoriale.

La valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione fisiologica, possono essere utili in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti, così come per la conoscenza del livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia o per la pianificazione di specifici trattamenti riabilitativi (chirurgico, ortesico, ...).

I modelli biomeccanici di cui fa uso l'analisi del movimento al giorno d'oggi si basano sulla modellazione del corpo umano attraverso una catena di segmenti uniti da giunti cinematici caratterizzati da diversi gradi di libertà.

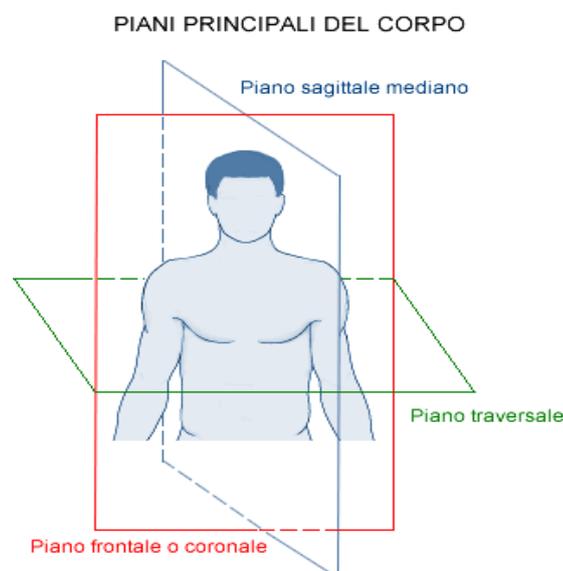
I segmenti della catena corrispondono ai segmenti corporei costituiti da ossa e tessuti molli, mentre i giunti rappresentano le articolazioni presenti tra di essi. Tali modelli si avvalgono dell'ipotesi di corpo rigido modellando i segmenti ossei come corpi i cui punti, se soggetti a movimento, mantengono inalterate le mutue distanze.

L'utilizzo di tale ipotesi permette di sostituire la morfologia complessa dei segmenti corporei con una più semplice. Inoltre, il riferimento ai segmenti ossei consente una definizione più ripetibile dei piani anatomici sui quali si descrivono i movimenti umani grazie a punti di repere anatomici più facilmente identificabili.

### 1.1.1) Piani e assi anatomici

Il movimento del corpo umano può essere descritto su tre piani principali:

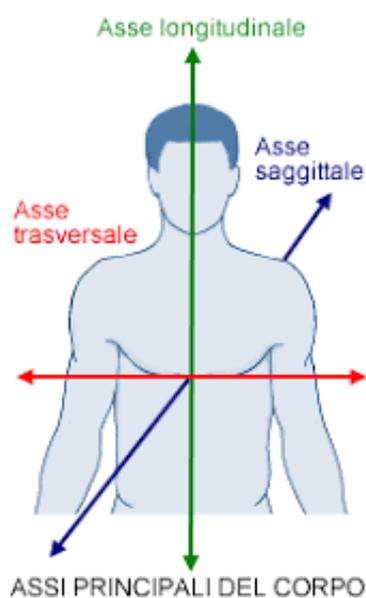
- **Piano sagittale:** è un piano verticale immaginario che divide il corpo in due metà (destra e sinistra) uguali o antimeri.
- **Piano frontale o coronale:** è un piano verticale parallelo alla fronte e perpendicolare al piano sagittale (passa per gli assi trasversale e longitudinale). Divide il corpo in parte anteriore e parte posteriore.
- **Piano orizzontale o trasversale:** è un piano che divide il corpo in due metà (superiore e inferiore). In posizione eretta è orizzontale. E' situato perpendicolarmente al piano sagittale e al piano frontale.



**Figura 1** Piani anatomici.

Gli assi anatomici definiscono l'asse intorno al quale si verifica un movimento rotatorio:

- **asse sagittale**: indica la direzione antero-posteriore ed è perpendicolare al piano frontale.
- **asse longitudinale**: rappresenta la direzione cranio-caudale ed è perpendicolare al piano trasverso.
- **asse trasversale**: è indicativo della direzione medio-laterale ed è perpendicolare al piano sagittale.



**Figura 2** Assi anatomici.

I movimenti di flesso–estensione hanno luogo sul piano sagittale intorno all'asse medio-laterale; i movimenti di ab-adduzione hanno luogo sul piano frontale intorno all'asse sagittale, mentre i movimenti di intra-extra rotazione si svolgono sul piano trasverso intorno all'asse longitudinale.

## 1.2) Analisi del cammino

L'analisi del cammino consente di studiare la deambulazione del soggetto per valutare quanto questa differisca da una deambulazione fisiologica e può essere eseguita in maniera qualitativa da uno specialista oppure quantitativamente, avvalendosi di strumentazioni apposite. In quest'ultimo caso è possibile ottenere i parametri spazio-temporali, la cinematica e la dinamica articolare, e le tempistiche di attivazione muscolare, in modo da poter fare un confronto con i parametri di un cammino fisiologico.

Il cammino è un movimento complesso che vede coinvolte diverse articolazioni in modo sinergico ed è il risultato di una continua valutazione delle informazioni propriocettive finalizzata ad adeguare la strategia di locomozione per garantire l'equilibrio dinamico, la propulsione ed il sostegno del peso corporeo.

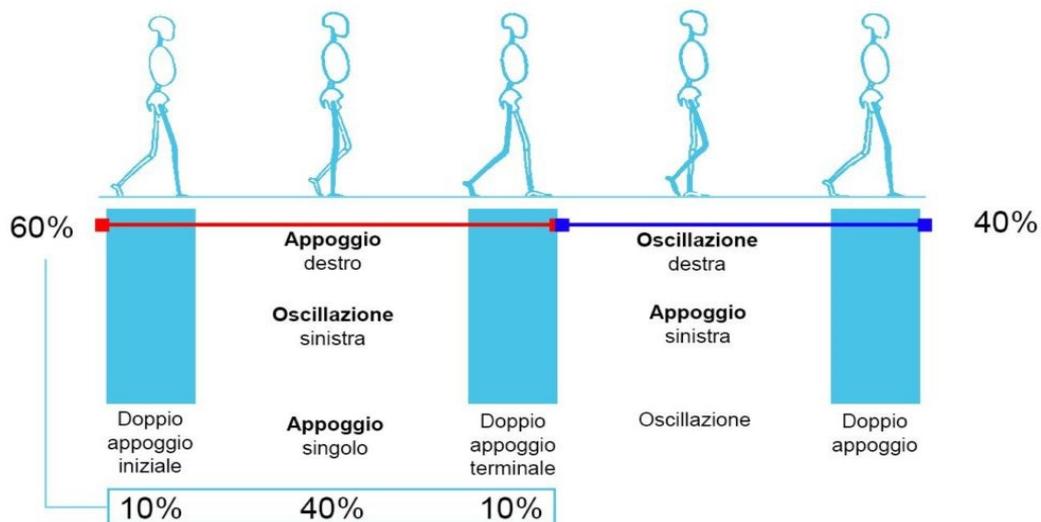
### 1.2.1) Ciclo del passo

Trattandosi di uno schema motorio ciclico, il cammino può essere suddiviso in quella che viene considerata la sua unità funzionale, il passo [2]. Durante il passo gli arti inferiori, in coordinazione col resto del corpo, consentono di trasferire il peso corporeo dall'arto di supporto all'arto controlaterale, procedendo in avanti. Esso è definito come il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede al terreno (*stride*) e rappresenta il riferimento temporale in cui vengono descritti tutti gli altri eventi biomeccanici.

Ogni ciclo del cammino è suddiviso in due fasi principali: la fase di appoggio (*stance*) e la fase di oscillazione (*swing*). La prima rappresenta l'intervallo di tempo nel quale il piede rimane a contatto con il terreno (normalmente rappresenta il 60% del ciclo del passo ed inizia con il contatto iniziale). La seconda rappresenta l'intervallo di tempo durante il quale l'arto è sospeso e si produce la progressione in avanti dell'arto (ricopre circa il 40% dello stride).

Durante la fase di appoggio il corpo svolge due funzioni (tasks): l'accettazione del carico (*weight acceptance*) e il supporto con un solo arto (*single limb support*), mentre durante la fase di swing si occupa dell'avanzamento dell'arto (*limb advancement*).

Queste fasi possono essere ulteriormente suddivise in otto sotto-fasi, ciascuna delle quali ha un preciso obiettivo funzionale ed è caratterizzata da uno schema di movimento sinergico per raggiungere tale obiettivo.



**Figura 3** Fasi del ciclo del passo.

### **Accettazione del carico**

#### **Contatto iniziale (initial contact)**

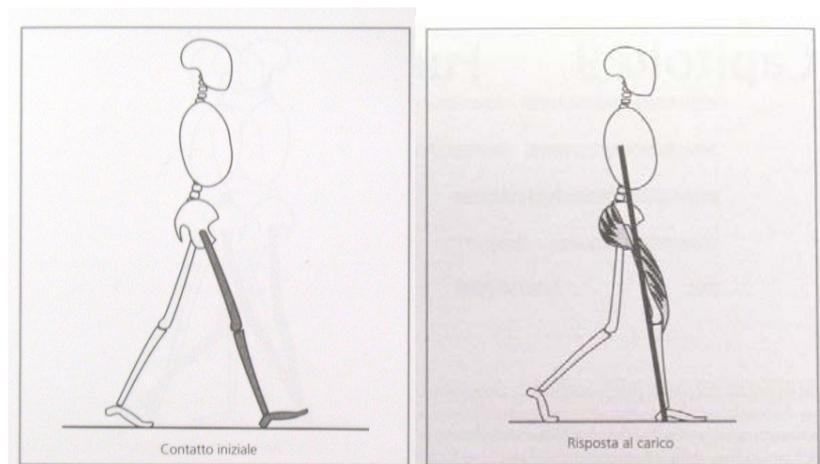
Intervallo: 0-2 % del ciclo del passo;

Obiettivo: l'arto è posizionato in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno. Durante il contatto iniziale, l'anca è flessa, il ginocchio è esteso, la tibiotarsica è flessa dorsalmente fino alla posizione neutra. Il contatto al suolo avviene con il tallone. L'altro arto si trova alla fine della fase di appoggio terminale.

#### **Risposta al carico (loading response)**

Intervallo: 0-10 % del ciclo del passo;

Obiettivi: assorbimento dell'impatto, stabilità sotto carico e conservazione della progressione. Questa fase inizia con il contatto iniziale al suolo e continua finché il piede controlaterale non viene sollevato per l'oscillazione. Nella risposta al carico, il peso del corpo è trasferito sull'arto in appoggio che avvicina l'avampiede al suolo con conseguente flessione plantare della tibiotarsica e flessione del ginocchio. La flessione plantare della tibiotarsica contribuisce all'assorbimento dell'impatto, la flessione del ginocchio è sufficiente a contribuire all'assorbimento mantenendo la stabilità necessaria per la sicurezza del carico. L'arto opposto è in fase di pre-oscillazione.



**Figura 4** Contatto iniziale e risposta al carico.

### **Appoggio singolo**

Nell'appoggio singolo sono coinvolte due fasi: la posizione intermedia e la posizione terminale. Si differenziano principalmente per i loro meccanismi di progressione.

### **Appoggio intermedio**

Intervallo: 10-30% del ciclo del passo.

Obiettivi: progressione sul piede in appoggio e stabilità del tronco e dell'arto.

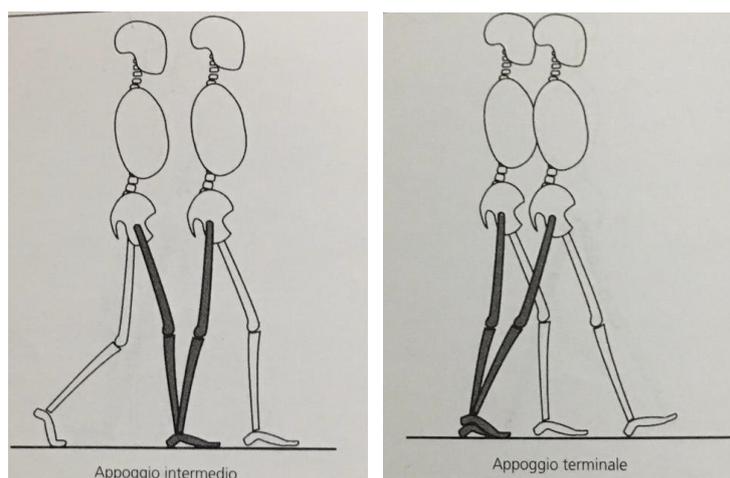
Il piede controlaterale viene sollevato fino a quando il peso del corpo non risulta allineato sull'avampiede.

### **Appoggio terminale**

Intervallo: 30-50 % del ciclo del passo;

Obiettivo: progressione del corpo oltre il piede in appoggio.

Questa fase inizia con il sollevamento del tallone e continua finché l'altro piede non appoggia al suolo. Quando il corpo ruota anteriormente sull'avampiede, la tibiotalarsica flette dorsalmente e il calcagno si solleva poiché il ginocchio ha completato l'estensione.



**Figura 5** Appoggio intermedio e appoggio terminale.

### **Avanzamento dell'arto**

Per soddisfare le elevate esigenze di avanzamento dell'arto, la postura preparatoria inizia in appoggio. Quindi l'arto oscilla attraverso tre posizioni mentre si solleva, avanza e si prepara per il successivo intervallo di posizione. Sono coinvolte quattro fasi dell'andatura: pre-oscillazione (fine dello stance), oscillazione iniziale, oscillazione intermedia e oscillazione terminale.

#### **Pre-oscillazione**

Intervallo: 50-60 % del ciclo del passo;

Obiettivo: posizionamento dell'arto per l'oscillazione.

Questa fase va dal momento in cui si verifica il contatto iniziale dell'arto controlaterale fino al distacco della dita omolaterali. L'ampio arco di flessione del ginocchio inizia in questa fase di doppio appoggio, quando la tibiotarsica si plantaflette.

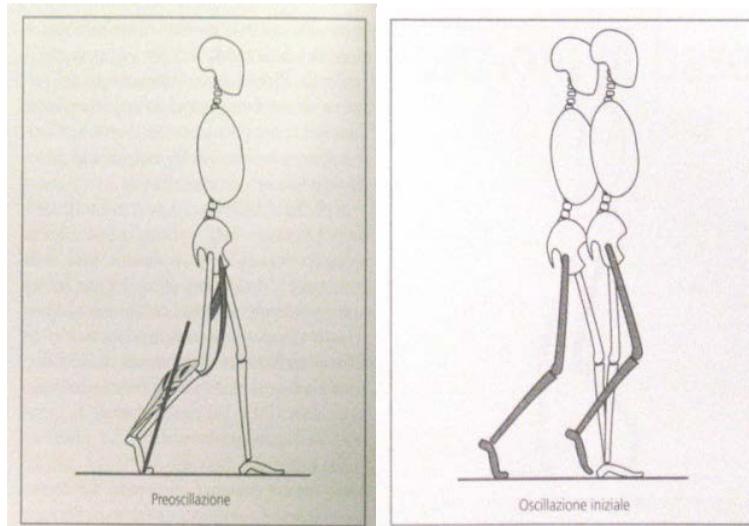
#### **Oscillazione iniziale**

Intervallo: 60-73 % del ciclo del passo;

Obiettivi: avanzamento dell'arto oscillante e sollevamento del piede dal suolo.

Questa fase inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante si trova parallelo al piede di appoggio.

La flessione plantare della tibiotarsica è parzialmente ridotta per allontanare il piede dal suolo, mentre la flessione dell'anca fa ruotare la coscia in avanti.



**Figura 6** Preoscillazione e oscillazione iniziale.

### **Oscillazione intermedia**

Intervallo: 73-87 % del ciclo del passo;

Obiettivi: avanzamento dell'arto e sollevamento del piede dal suolo.

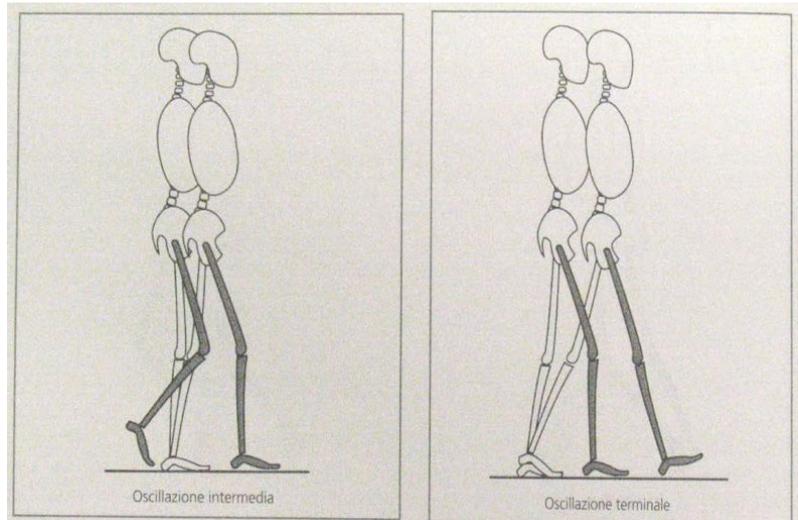
Questa fase inizia quando l'arto oscillante si trova in posizione opposta all'arto in carico e termina quando l'arto in oscillazione avanza oltre l'arto in appoggio. La tibiotarsica flette dorsalmente fino alla posizione neutra per evitare che il piede urti il suolo, l'anca continua la sua flessione mentre il ginocchio comincia ad estendersi.

### **Oscillazione terminale**

Intervallo: 87-100 % del ciclo del passo.

Obiettivi: completo avanzamento dell'arto e preparazione dell'arto per l'appoggio.

Questa fase termina quando il piede prende contatto con il terreno. L'avanzamento dell'arto viene completato dall'estensione del ginocchio, mentre la tibiotarsica rimane dorsiflessa fino alla posizione neutra.



**Figura 7** Oscillazione intermedia e oscillazione terminale.

Le fasi del passo forniscono anche un mezzo per correlare l'azione delle singole articolazioni agli schemi di funzione complessiva dell'arto. Questo approccio è particolarmente utile per l'interpretazione degli effetti funzionali dei deficit del cammino. Inoltre, una postura che si dimostra appropriata in una determinata fase del cammino potrebbe determinare una disfunzione rilevante in un altro momento del passo, poiché la richiesta funzionale è cambiata. Sia i parametri spazio-temporali sia gli angoli articolari sono di particolare rilevanza, in quanto aumentano ulteriormente la complessità dell'analisi del cammino.

### 1.2.2) Cinematica

La cinematica è lo studio del moto di un corpo, ovvero la definizione della posizione dei punti del corpo, in ogni istante, rispetto ad un sistema di riferimento scelto, senza tener conto delle cause che lo determinano.

L'analisi cinematica consiste quindi nel calcolare la posizione, la velocità e l'accelerazione di tutti i segmenti corporei di interesse. I dati di partenza sono la posizione dei markers misurati tramite i sistemi di visione e/o gli angoli di alcune articolazioni misurati con altri sistemi.

Nell'analisi del cammino ogni segmento corporeo è associato ad un corpo rigido, il quale è identificato da tre punti non allineati e per definire la sua posa è necessario conoscere la sua distanza dall'origine del sistema di riferimento scelto, ovvero il vettore posizione, e la matrice che ne stabilisce l'orientamento, in modo da descrivere completamente i suoi sei gradi di libertà.

## Posizione e orientamento

Volendo descrivere precisamente la posizione di un punto  $\mathbf{P}$  nello spazio è utile fare riferimento ad un sistema di assi cartesiani avente origine in un punto fissato  $\mathbf{O}$  dello spazio e gli assi  $x, y, z$  diretti secondo tre versori mutualmente ortogonali denominati rispettivamente  $\hat{\mathbf{i}}, \hat{\mathbf{j}}, \hat{\mathbf{k}}$ . Una volta definita la terna cartesiana di riferimento il punto  $\mathbf{P}$  è univocamente individuato per mezzo delle sue coordinate rispetto agli assi [1], ovvero:

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix}$$

Si può identificare il punto  $\mathbf{P}$  anche attraverso il vettore che va dall'origine  $\mathbf{O}$  al punto stesso (vettore posizione). Il punto  $\mathbf{P}$  è dunque la somma di tre vettori ortogonali e diretti secondo i versori  $\hat{\mathbf{i}}, \hat{\mathbf{j}}, \hat{\mathbf{k}}$ :

$$\mathbf{P} = x \hat{\mathbf{i}} + y \hat{\mathbf{j}} + z \hat{\mathbf{k}}$$

È evidente che un punto libero di muoversi nello spazio è caratterizzato da tre gradi di libertà, ovvero è necessario attribuire un valore ad almeno tre variabili indipendenti per poterne definire la posizione (nel caso di una terna cartesiana le coordinate  $x, y, z$ , ma in generale si possono scegliere altri sistemi di riferimento, come ad esempio le coordinate cilindriche  $r, \theta, z$  o quelle sferiche  $r, \phi, \theta$ ).

Se nel sistema studiato sono stati definiti altri sistemi di riferimento, allora si può riferire la posizione di  $\mathbf{P}$  rispetto ad ognuno di essi, a sua volta ogni vettore può essere espresso in componenti secondo ognuno dei sistemi di riferimento considerati.

Supponiamo ora di voler descrivere l'orientamento di un corpo rispetto ad un sistema di riferimento assoluto, che chiameremo globale (SG). A tal proposito è necessario definire una terna solidale al corpo (sistema di riferimento locale, SL) ed esprimere l'orientamento di SL rispetto a SG. Ciò è possibile se si descrivono i versori di SL rispetto a  $\hat{\mathbf{i}}_{sg}, \hat{\mathbf{j}}_{sg}, \hat{\mathbf{k}}_{sg}$ .

Le componenti dei tre versori possono essere disposte verticalmente come colonne di una matrice  $3 \times 3$ , andando così a definire la *matrice di rotazione* che esprime l'orientamento di SL rispetto a SG:

$$\mathbf{R}_{GL} = \begin{bmatrix} \hat{\mathbf{i}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{i}}_{sg} & \hat{\mathbf{j}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{i}}_{sg} & \hat{\mathbf{k}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{i}}_{sg} \\ \hat{\mathbf{i}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{j}}_{sg} & \hat{\mathbf{j}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{j}}_{sg} & \hat{\mathbf{k}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{j}}_{sg} \\ \hat{\mathbf{i}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{k}}_{sg} & \hat{\mathbf{j}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{k}}_{sg} & \hat{\mathbf{k}}_{sl} \cdot \hat{\mathbf{k}}_{sg} \end{bmatrix}$$

Si può notare che  $\mathbf{R}_{GL} = \mathbf{R}_{LG}^T$ , ovvero la matrice che descrive l'orientamento di SL rispetto a SG è la trasposta della matrice che descrive l'orientamento di SG rispetto a SL. È inoltre facilmente dimostrabile l'ortonormalità di una matrice di rotazione e, poiché per una matrice ortonormale l'inversa coincide con la trasposta, si ha che  $\mathbf{R}_{LG} = \mathbf{R}_{GL}^T = \mathbf{R}_{GL}^{-1}$ , da cui  $\mathbf{R}_{LG} \mathbf{R}_{GL} = \mathbf{I}$ , dove  $\mathbf{I}$  rappresenta la matrice identità.

La matrice di rotazione è composta da 9 termini di cui in realtà solo 3 sono indipendenti. Infatti, essendo le colonne formate dalle componenti dei tre vettori  $\hat{\mathbf{i}}_{sl}$ ,  $\hat{\mathbf{j}}_{sl}$ ,  $\hat{\mathbf{k}}_{sl}$ , si possono scrivere 3 equazioni che impongono la loro mutua ortogonalità. I 9 termini della matrice sono legati da 6 equazioni, rimangono quindi soltanto tre parametri indipendenti; con ciò si è dimostrato che l'orientamento relativo nello spazio tridimensionale è caratterizzato da 3 gradi di libertà.

Se si vuole descrivere contemporaneamente la posizione e l'orientamento di un corpo rispetto ad un altro riferimento, allora è necessario fornire, oltre alla matrice di rotazione  $\mathbf{R}_{GL}$ , la posizione dell'origine della terna SL rispetto a SG tramite il vettore posizione:

$$\mathbf{t} = [\mathbf{O}_{SL} - \mathbf{O}_{SG}]$$

così da attribuire un valore ad ognuno dei 6 gradi di libertà che caratterizzano la posa di un corpo nello spazio tridimensionale.

### **Descrizione cinematica del sistema scheletrico**

Per descrivere la cinematica tridimensionale dell'apparato locomotore, si utilizza un modello a catene cinematiche, vale a dire che ogni segmento corporeo è rappresentato da un corpo rigido e i vari segmenti sono collegati tra loro tramite le articolazioni, approssimate da accoppiamenti cinematici, i quali possono avere da 0 a 6 gradi di libertà [3].

Ogni segmento rigido rappresenta il movimento di un osso con le parti molli a esso connesse. Tali approssimazioni non sono sempre accettabili: in base al tipo di indagine che si vuole condurre i modelli a catene cinematiche possono presentare variazioni nel numero di segmenti che costituiscono le catene, nella eventuale riduzione dello studio del moto in piani o direzioni preferenziali, nella descrizione semplificata delle articolazioni. Ad esempio, per lo studio del cammino mano e avanbraccio si possono unire in un unico segmento, mentre è evidente che per lo studio della presa ogni dito della mano va rappresentato singolarmente e scomposto in falangi, così come per la progettazione di una protesi di ginocchio va considerata la forma esatta di femore, tibia, dei menischi e la struttura dei legamenti.

Per una valutazione quantitativa del cammino umano è necessario ricostruire la posa dei segmenti ossei in esame in ognuno degli istanti in cui si può suddividere il task motorio.

La ricostruzione della posa consiste nel descrivere orientamento e posizione del sistema di riferimento locale SL solidale a ciascun segmento della catena cinematica rispetto ad un sistema di riferimento comune, che nell'analisi del cammino coincide solitamente con il sistema di riferimento del laboratorio in cui viene effettuata l'analisi.

Essendo ogni segmento corporeo assimilato ad un corpo rigido la sua cinematica è del tutto descritta dalla cinematica del SL solidale ad esso.

Per assicurare una ripetibilità intra e inter-soggetto dei risultati è necessario costruire i sistemi di riferimento locali basandosi sull'anatomia, facendo uso di punti di reperi anatomici individuabili tramite palpazione e rilevabili, nel caso qui considerato, da un sistema stereofotogrammetrico tramite l'apposizione di markers in tali punti. Il sistema è in grado di ricostruire le traiettorie descritte dai markers durante il cammino e la loro posizione assume un significato anatomico grazie al modello biomeccanico scelto.

I punti di reperi anatomici considerati vengono stabiliti da specifici protocolli, i quali definiscono anche, a partire dalla posizione dei markers, assi anatomici con i quali è possibile la costruzione dei sistemi di riferimento ortogonali solidali a ciascun segmento anatomico.

I sistemi di riferimento locali definiti a partire da punti di reperi anatomici vengono detti *sistemi di riferimento anatomici* (SA) e i loro piani approssimano i piani frontale, sagittale e trasverso così come definiti dalla anatomia, rendendo più facilmente interpretabili i dati che vengono rappresentati in quei sistemi di riferimento [4].

Riassumendo, allo scopo di procedere alla descrizione cinematica del sistema scheletrico di un soggetto in movimento, per ciascun segmento osseo di interesse e in ciascun istante di tempo campionato, devono essere acquisite le seguenti informazioni utilizzando dati stereofotogrammetrici:

- Posizione istantanea di marcatori opportunamente collocati sulla cute del soggetto rispetto al sistema della fotogrammetria
- Vettore posizione e matrice di orientamento di un SL costruito sui marcatori, rispetto ad un sistema globale

## Cinematica articolare

Nell'analisi del cammino si è interessati a descrivere i movimenti effettuati dalle articolazioni principalmente coinvolte nel task motorio, ovvero l'articolazione dell'anca, del ginocchio e della caviglia. Per descrivere tali movimenti è necessario tener traccia degli spostamenti relativi tra due segmenti adiacenti, il segmento anatomico prossimale e quello distale, congiunti dall'articolazione di interesse. Ad ogni segmento, supposto rigido, è associato un sistema di riferimento locale, anch'esso detto prossimale e distale, rispettivamente.

L'espressione cinematica articolare si riferisce, quindi, alla descrizione del moto relativo fra questi due sistemi di riferimento.

Note le matrici di rotazione  $R_p^g$  e  $R_d^g$  e i vettori posizione  $o_p^g$  e  $o_d^g$  del segmento prossimale e di quello distale rispettivamente, è possibile ricavare la seguente espressione:

$$p^p = R_j p^d + o_j \quad \text{dove} \quad R_j = (R_p^g)^T R_d^g \quad \text{e} \quad o_j = (R_p^g)^T (o_d^g - o_p^g)$$

$R_j$  e  $o_j$  rispettivamente la matrice di orientamento e il vettore posizione del giunto che modella l'articolazione di interesse, descrivono in modo completo la posa del segmento distale rispetto il segmento prossimale.

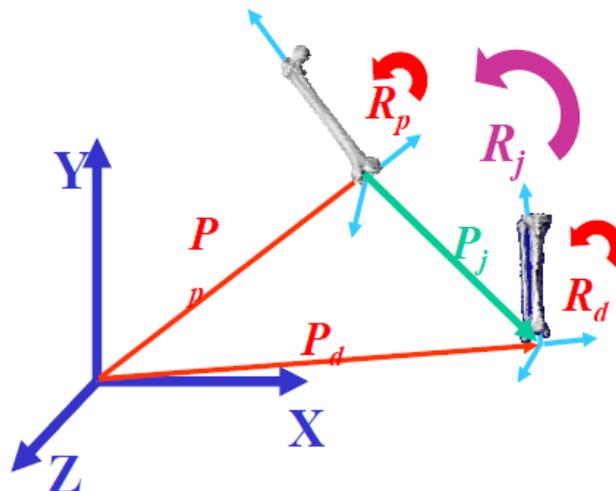
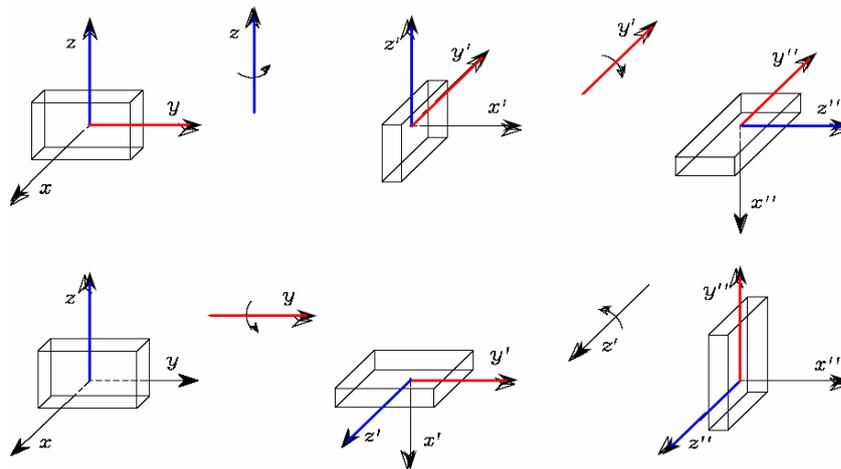


Figura 8 Rappresentazione delle cinematica articolare.

I nove elementi della matrice di orientamento del giunto possono essere scritti in funzione di sole tre coordinate indipendenti grazie alle caratteristiche della matrice stessa. Tali coordinate vanno quindi ad aggiungersi alle tre componenti del vettore posizione, fornendo in tutto sei gradi di libertà, tre associati alla posizione e tre all'orientamento di un corpo rigido relativo ad un altro corpo rigido. A seconda della convenzione scelta, queste sei coordinate scalari possono essere rappresentate in vario modo.

Una generica matrice di rotazione può essere ricavata per composizione di tre rotazioni elementari attorno ad assi predefiniti, ma una complicazione nella definizione di una successione di rotazioni sta nel fatto che le rotazioni non sono commutative: data una successione di rotazioni a cui è sottoposta una terna, se la successione viene eseguita con ordine inverso l'orientamento finale non è lo stesso nei due casi. Per le traslazioni, invece, la sequenza degli spostamenti non ha alcuna influenza. L'orientamento finale della terna, che si ricava con la composizione di rotazioni definite rispetto alla terna corrente, è caratterizzata dalla matrice di rotazione ottenuta moltiplicando le matrici rappresentative delle rotazioni elementari nell'ordine imposto dalla sequenza. Se si utilizza, invece, la terna fissa come riferimento, allora la composizione si ottiene moltiplicando le singole matrici nell'ordine opposto a quello imposto dalla sequenza di rotazioni.

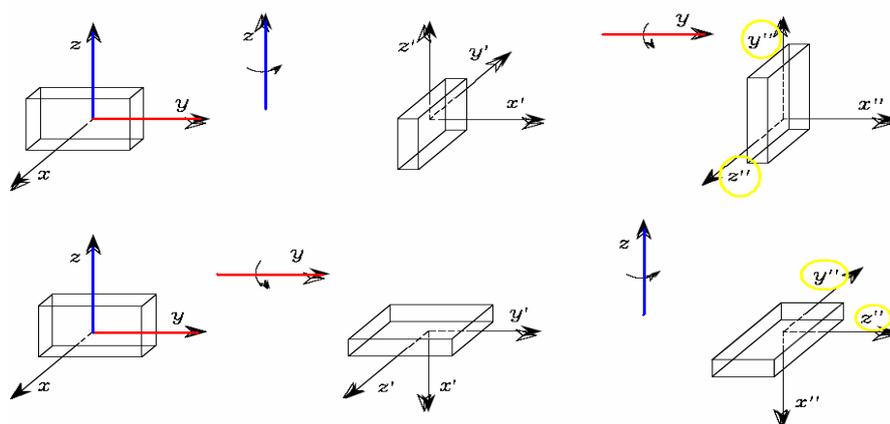
Terna corrente:



**Figura 9** Serie di rotazioni di un corpo rigido rispetto alla terna corrente.

Regola di composizione:  $R_2^0 = R_1^0 R_2^1$

Terna fissa:



**Figura 10** Serie di rotazioni di un corpo rigido rispetto alla terna fissa.

Regola di composizione:  $R_2^0 = R_2^1 R_1^2$

Qualunque orientamento del sistema di riferimento distale rispetto il prossimale può essere considerato come il risultato di tre rotazioni elementari successive, supponendo inizialmente coincidenti i due sistemi di riferimento.

La stima della cinematica articolare può essere quindi effettuata seguendo i seguenti passi:

1. definire un sistema di riferimento locale a ciascun segmento.
2. definire la convenzione matematica per la descrizione dell'orientamento e della posizione relativa dei due sistemi locali.

Con i punti 1 e 2 si vogliono ottenere informazioni clinicamente interpretabili e ripetibili. Per la ripetibilità e la confrontabilità dei risultati è necessario riferire il movimento a sistemi di riferimento anatomici. Per la significatività fisiologica dei risultati è inoltre auspicabile che gli assi articolari, ovvero gli assi attorno a cui si ipotizza avvengano le rotazioni, coincidano con gli assi di rotazione dell'anatomia funzionale. Se le direzioni degli assi articolari non dovessero coincidere con le direzioni di quelli anatomici insorgerebbe un errore di crosstalk, fenomeno per il quale una rotazione articolare (ad es. di flesso-estensione) viene interpretata come una rotazione spuria (ab-adduzione) [5]. Questo errore inficia particolarmente quei gradi di libertà che nel movimento subiscono variazioni limitate, sebbene clinicamente significative.

## Angoli di Eulero

Abbiamo detto in precedenza che è possibile esprimere l'orientazione del segmento distale rispetto al prossimale come il risultato di una sequenza di tre rotazioni elementari. La sequenza maggiormente utilizzata in biomeccanica è quella degli angoli di Eulero ZXY [6]; la matrice di rotazione articolare viene espressa come la composizione di tre rotazioni elementari attorno a tre assi diversi, scelti tra gli assi coordinati del sistema di riferimento anatomico prossimale e/o distale.

- la prima rotazione elementare ( $\alpha$ ) è eseguita attorno all'asse z del SA prossimale (trattandosi della prima rotazione esso coincide con l'asse z del SA distale);
- la seconda rotazione ( $\beta$ ) è attorno all'asse x del SA distale considerando la direzione che tale asse assume nello spazio dopo la prima rotazione;
- la terza rotazione ( $\gamma$ ) avviene attorno all'asse y del SA distale nella nuova posizione che tale asse assume nello spazio dopo che le prime due rotazioni sono state effettuate.

Le matrici elementari sono:

$$R_{\alpha} = \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_{\beta} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta & -\sin\beta \\ 0 & \sin\beta & \cos\beta \end{bmatrix}$$

$$R_{\gamma} = \begin{bmatrix} \cos\gamma & 0 & \sin\gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\gamma & 0 & \cos\gamma \end{bmatrix}$$

Dal prodotto di queste tre matrici si ottiene la matrice di orientamento:

$$R_j = R_\alpha R_\beta R_\gamma =$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\alpha \cos\gamma - \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma & -\sin\alpha \cos\beta & \cos\alpha \sin\gamma + \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma \\ \sin\alpha \cos\gamma + \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma & \cos\beta \cos\alpha & \sin\alpha \sin\gamma + \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma \\ -\cos\beta \sin\gamma & \sin\beta & \cos\beta \cos\gamma \end{bmatrix}$$

Per ricavare gli angoli dalla matrice  $R_j$  si effettuano i seguenti passaggi:

se  $|R_{j32}| \neq 1$ ,

$$\beta = \sin^{-1}(R_{j32}) \quad -\frac{\pi}{2} < \beta < \frac{\pi}{2}$$

Quindi, calcolando  $\cos\beta$  si definisce:

$$\gamma = \sin^{-1}\left(-\frac{R_{j31}}{\cos\beta}\right) \quad -\frac{\pi}{2} < \gamma < \frac{\pi}{2}$$

Da cui si ricava:

$$\gamma = \begin{cases} \gamma_1 & \text{se } R_{j33} \geq 0 \\ \pi - \gamma_1 & \text{se } R_{j33} < 0 \end{cases}$$

Analogamente:

$$\alpha_1 = \sin^{-1}\left(-\frac{R_{j12}}{\cos\beta}\right) \quad -\frac{\pi}{2} < \alpha_1 < \frac{\pi}{2}$$

$$\alpha = \begin{cases} \alpha_1 & \text{se } R_{j22} \geq 0 \\ \pi - \alpha_1 & \text{se } R_{j22} < 0 \end{cases}$$

se  $|R_{j32}| = 1$ ,

$$\beta = \begin{cases} -\frac{\pi}{2} & \text{se } R_{j32} = -1 \\ \frac{\pi}{2} & \text{se } R_{j32} = 1 \end{cases}$$

Ponendo

$$\varepsilon = \sin^{-1}(R_{j13}) \quad -\frac{\pi}{2} \leq \varepsilon \leq \frac{\pi}{2}$$

si ottiene:

$$(\alpha + \gamma) = \begin{cases} \varepsilon & \text{se } R_{j11} \geq 0 \\ \pi - \varepsilon & \text{se } R_{j11} < 0 \end{cases}$$

Se l'asse z attorno a cui avviene la rotazione  $\alpha$  è quello attorno al quale avviene la flessione-estensione del segmento distale rispetto al prossimale, se l'asse y attorno a cui avviene la rotazione  $\gamma$  può rappresentare la rotazione interna-esterna e l'asse x attorno a cui avviene la rotazione  $\beta$  può essere pensato come l'asse di ab-adduzione, allora il significato funzionale degli angoli  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  è quello rispettivamente di angoli di flessione-estensione, di ab-adduzione e di intra-extra rotazione.

### 1.2.3) Dinamica

Durante il cammino il sistema umano di controllo posturale coordina l'azione muscolare permettendo il corretto svolgimento del complesso atto motorio, il quale è il risultato di un equilibrio dinamico tra forze interne (muscoli, vincoli articolari) ed esterne (gravità, forze di reazione al suolo). L'obiettivo di tale sistema di controllo è quello di assicurare all'uomo una stabilità posturale avvalendosi dell'azione dei muscoli antigravitari, sia in posizione eretta statica, sia durante lo svolgimento di un movimento.

L'analisi del cammino considera anche questi aspetti, comprendendo il calcolo delle variabili dinamiche, ovvero dei momenti e delle potenze articolari, solitamente mediante un approccio di Dinamica Inversa, il quale permette di determinare le coppie di forze generate sulle diverse articolazioni coinvolte nel task motorio, conoscendo il movimento del sistema e le forze esterne applicate ad esso.

Per condurre l'analisi dinamica del cammino si devono quindi integrare le informazioni derivanti dalla stereofotogrammetria con quelle ottenute tramite piattaforme di forza, che forniscono, rispettivamente, i dati su posizione e velocità del sistema e le forze di reazione piede-suolo (*Ground Reaction Force*, GRF).

Durante il contatto piede-terreno la forza scambiata varia in direzione, intensità e punto di applicazione ed è la risultante delle forze gravitazionali e inerziali. Per GRF si intende la forza esercitata dal suolo in reazione alla forza scaricata dal piede in appoggio ed ha intensità e direzione uguali a quest'ultima, ma verso opposto. Se consideriamo la posizione eretta statica, la GRF ha direzione verticale e intensità uguale alla forza peso del corpo, mentre durante il cammino, come abbiamo detto, varia continuamente e può essere scomposta in tre componenti: una componente verticale, una antero-posteriore e una medio-laterale (queste ultime due componenti si associano all'attrito presente tra piede e suolo) [1].

I momenti alle articolazioni sono generati dalla GRF in quegli istanti in cui la sua direzione non coincide con quella verticale e vengono calcolati moltiplicando tale forza per il suo braccio di leva rispetto al centro articolare del giunto che si sta considerando. Un'adeguata azione muscolare è necessaria affinché questa forza non causi un collasso posturale durante l'appoggio; si distinguono dunque i momenti interni dovuti alla risposta muscolare, i quali forniscono un momento di bilanciamento, dai momenti esterni causati dal non allineamento tra vettore forza e asse articolare, i quali determinano il movimento.

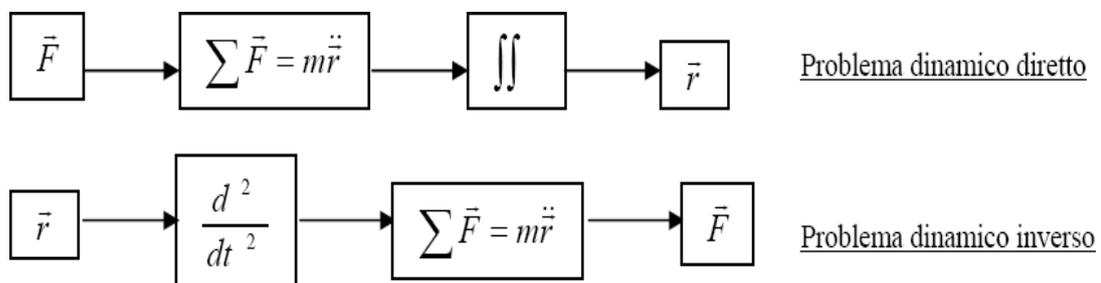
Per esempio, il vettore GRF, durante la fase di risposta al carico, si trova posteriormente al ginocchio flessso creando così un momento flessorio, il quale viene contrastato dalla risposta estensoria dovuta all'azione del quadricipite permettendo la stabilizzazione del ginocchio.

La potenza articolare viene invece calcolata come il prodotto tra momento articolare e velocità angolare: quando la direzione del movimento coincide con la direzione del momento, si dice che l'articolazione sta generando potenza e nel cammino ciò avviene in presenza di una contrazione concentrica (il muscolo produce il movimento), mentre se le direzioni sono opposte, si dice che l'articolazione sta assorbendo potenza e la contrazione è eccentrica (il muscolo frena il movimento generato da forze esterne).

L'analisi dinamica assume un ruolo fondamentale nella comprensione dei meccanismi coinvolti nel controllo motorio, permettendo l'estrazione di informazioni utili a fini diagnostici.

Per affrontare il problema dinamico vi sono due possibili approcci: quello della *dinamica diretta*, ovvero, note le azioni motrici e le forze esterne agenti su un corpo se ne predice il movimento, o quello della *dinamica inversa*, per il quale, data la cinematica di un corpo, le forze scambiate con l'ambiente e le proprietà inerziali di ogni segmento corporeo, si effettua una stima dei momenti e delle forze risultanti applicate ad ogni articolazione.

In genere per eseguire l'analisi del movimento, e nello specifico del cammino, ci si avvale dell'approccio di *dinamica inversa*.



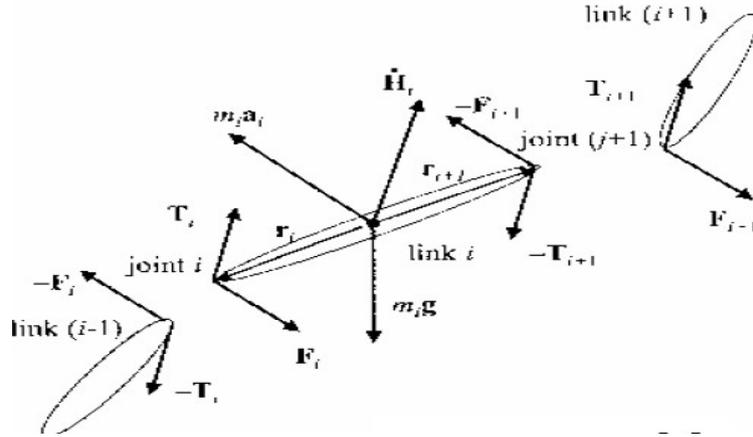
**Figura 11** Problema diretto e inverso della dinamica ( $\vec{F}$  è la risultante delle forze esterne applicate,  $m$  è la massa e  $\vec{r}$  è il vettore che descrive la posizione del centro di massa).

Per effettuare l'analisi dinamica del corpo umano esso viene rappresentato come un sistema multicorpo (sistema *multibody*), ovvero un sistema costituito da un numero finito di membri collegati tra loro tramite coppie cinematiche ideali, prive di attrito. È necessario creare un modello matematico in cui vengano messe in relazione le forze e le coppie agenti sul sistema con il moto dei membri che viene generato.

Dato il numero elevato di segmenti è conveniente ricorrere ad un insieme di equazioni che permettano una procedura ricorsiva. Per risolvere il problema della dinamica inversa, ci si avvale dunque delle equazioni di Eulero-Newton, le quali rappresentano un metodo ricorsivo molto efficiente da un punto di vista computazionale. Tale approccio è detto anche "*free body*" in quanto ogni segmento viene considerato libero nello spazio e soggetto alla sola forza di gravità. L'interazione con gli altri segmenti appare invece sotto forma di forze e coppie applicate agli estremi del segmento in esame.

Tramite l'approccio di Eulero-Newton è quindi possibile calcolare le forze e i momenti interni alle articolazioni risolvendo il bilancio delle forze e dei momenti agenti sul generico segmento.

In Figura 12 viene rappresentato il segmento i-esimo e l'insieme delle forze e dei momenti agenti su di esso:



**Figura 12** Segmento i-esimo e relative forze e momenti applicati secondo l'approccio "free body".

L'equazione di Eulero per il moto traslazionale del baricentro può essere scritta come:

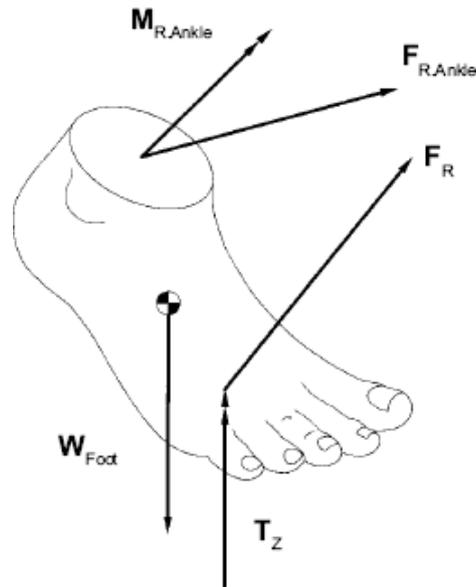
$$\vec{F}_i - \vec{F}_{i+1} + m_i \vec{g} - m_i \vec{a}_i = \mathbf{0}$$

L'equazione di Eulero per il moto rotazionale (riferendo i momenti al centro di massa) può essere scritta come:

$$\vec{T}_i - \vec{T}_{i+1} + \vec{r}_i \times \vec{F}_i - \vec{r}_{i+1} \times \vec{F}_{i+1} - \vec{I}_i \ddot{\vec{\theta}}_i - \dot{\vec{\theta}}_i \times (\vec{I}_i \dot{\vec{\theta}}_i) = \mathbf{0}$$

Dove  $\vec{F}_i$  e  $\vec{F}_{i+1}$  sono le forze agenti sul membro i e i+1 rispettivamente,  $\vec{T}_i$  e  $\vec{T}_{i+1}$  sono i momenti sulle due articolazioni del segmento i-esimo;  $\vec{r}_i$  e  $\vec{r}_{i+1}$  sono i raggi dal centro di massa del segmento al centro delle due articolazioni;  $\vec{g}$  è l'accelerazione di gravità;  $\vec{a}_i$  è l'accelerazione lineare del baricentro;  $m_i$  è la massa del segmento;  $\vec{I}_i$  è la matrice di inerzia.

Per la risoluzione del sistema si procede dal segmento distale, ad esempio il segmento rappresentante il piede, e si procede ricorsivamente fino a quello prossimale.



**Figura 13** Diagramma di free body del piede destro durante la fase di stacco.

### 1.3) Elettromiografia di superficie

L'elettromiografia (EMG) è una misura dell'attività elettrica di un muscolo utilizzata per monitorarne l'attivazione ed è un importante strumento di diagnosi clinica.

I muscoli scheletrici sono organizzati in unità funzionali chiamate unità motorie (UM), formate dal motoneurone, dalle diramazioni del suo assone e dalle fibre muscolari innervate.

In un mezzo conduttivo quale il muscolo sono presenti diverse UM, ognuna rappresentante una sorgente bio-elettrica, in cui le fibre possono essere sia attive che inattive: il segnale elettrico generato dalle fibre attive di una UM prende il nome di potenziale extra-cellulare o potenziale di unità motoria (PUM).

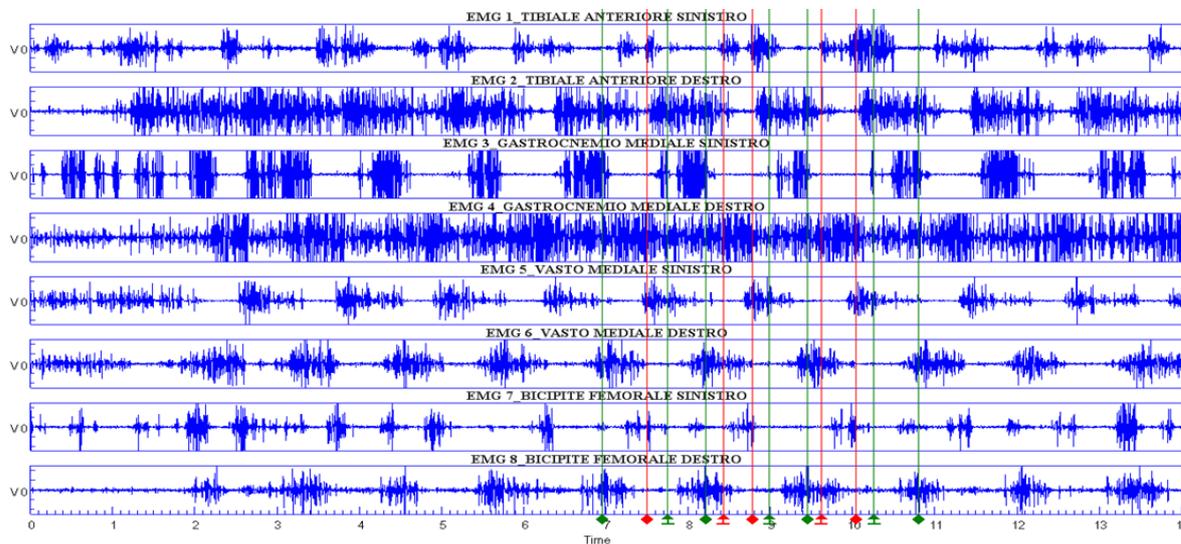
Tale attività muscolare può essere misurata in due diversi modi:

- Elettromiografia ad ago, dove si utilizzano elettrodi sottocutanei per monitorare una piccola area del muscolo d'interesse e rilevare quindi il segnale di una singola UM.

- Elettromiografia di superficie (sEMG), che supera il problema dell'invasività del metodo ad ago, rinunciando però alla rilevazione di un segnale puntuale: esso, infatti, viene captato con degli elettrodi applicati sulla cute del soggetto e risulta essere la somma dei contributi di diverse unità motorie che si trovano in prossimità degli elettrodi [7]. Le unità motorie più vicine agli elettrodi danno un contributo più rilevante rispetto a quelle più lontane, ma se gli elettrodi sono posizionati male, potrebbero misurare la somma dei segnali di più muscoli adiacenti (artefatto di crosstalk).

Il segnale misurato tramite EMG di superficie è dunque influenzato da diversi fattori, tra cui il posizionamento degli elettrodi e la pulizia della pelle del soggetto, e deve essere opportunamente elaborato per fornire una misura significativa.

Per questa serie di motivi il segnale sEMG permette di ricavare indicazioni solo “semi-quantitative” sulla forza generata dai muscoli, ma non rigorosamente quantitative. Si riesce infatti a risalire ai periodi di attivazione dei muscoli e alla loro sequenza di attivazione, si può osservare l'aumento o la riduzione dell'attivazione, ma non si può misurarne con sicurezza l'intensità.



**Figura 14** Segnali sEMG di muscoli degli arti inferiori.

L'analisi del segnale EMG può essere affiancata all'analisi cinematica e dinamica del cammino, così da poter associare alle informazioni precedentemente discusse anche quelle relative all'attività muscolare.

A tale scopo, si prendono in considerazione soltanto gli arti inferiori ed in particolare, per la parte distale, l'attività delle coppie di muscoli antagonisti Tibiale Anteriore e Gastrocnemio Mediale o Laterale. Per la parte prossimale si possono considerare muscoli della parte anteriore, quali Vasto Mediale o Laterale e Retto Femorale, e della parte posteriore, quali Bicipite Femorale e Semitendinoso.

Per la preparazione del paziente, la scelta degli elettrodi e il loro posizionamento è bene far riferimento alle linee guida SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [8].

Il progetto SENIAM fu finanziato dall'Unione Europea nel periodo 1996-1999 con l'obiettivo di promuovere lo scambio di conoscenze ed esperienze tra ricercatori e clinici di diversi paesi europei nel settore dell'Elettromiografia di superficie e uno dei risultati del progetto fu lo sviluppo di raccomandazioni riguardanti la scelta e il posizionamento degli elettrodi.

Gli elettrodi consigliati sono formati da argento e cloruro di argento (Ag/AgCl) e sono solitamente applicati con del gel conduttivo atto a diminuire l'impedenza elettrodi-cute. La zona della cute in cui deve essere applicato l'elettrodo viene depilata se vi sono peli, leggermente abrasa e pulita con dell'alcool: questo consente di avere un buon contatto cute-elettrodo e di ottenere una migliore registrazione del segnale, riducendo rumore ed artefatti.

Dopo la preparazione della pelle il paziente, come raccomandato, si posiziona in modo da poter eseguire dei semplici esercizi atti ad evidenziare la parte del muscolo di interesse. Si determina quindi la posizione in cui devono essere applicati gli elettrodi rispettando la distanza inter-elettrodica consigliata (definita come la distanza tra i centri delle aree conduttive di due elettrodi bipolari), così da ridurre effetti di crosstalk.

## **1.4) Strumentazione per l'analisi del cammino**

### **1.4.1) Sistema stereofotogrammetrico**

La stereofotogrammetria rappresenta il "gold standard" per quanto riguarda l'analisi cinematica del cammino eseguita in modo non invasivo.

Questa tecnica di acquisizione si basa sulla rilevazione della posizione di markers retroriflettenti, applicati sulla cute del soggetto, da parte di sistemi di rilevazione ottica [1].

I punti di applicazione dei markers sono solitamente punti di repere anatomici: essi, per ragioni pratiche, si trovano sulla superficie esterna del corpo e rappresentano solo approssimativamente i punti anatomicamente significativi, come ad esempio i centri delle articolazioni. L'analisi di sequenze di immagini, acquisite a frequenze note e regolari, permette di stimare anche velocità e accelerazioni di un corpo in movimento. Si riesce così a stimare il movimento di diversi segmenti corporei: i sistemi optoelettronici, infatti, pur garantendo un'elevata accuratezza, non forniscono una misura diretta delle variabili cinematiche, ma una loro stima.

I sistemi stereofotogrammetrici consistono in un set di videocamere in grado di rilevare il segnale luminoso proveniente dai markers e trasdurlo in segnale elettrico tramite sensori CCD (*charge coupled device*) o CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*).

Il modello che viene associato a tali sistemi di videocamere è quello di camera a foro stenoscopico che permette di spiegare la formazione delle immagini: si modella l'ottica come un foro di piccole dimensioni posto nel centro di prospettiva.

Supponiamo che l'immagine si formi sempre su una superficie piana (piano immagine), essa si forma capovolta e se ne perde la tridimensionalità, in quanto tutti i punti che si trovano allineati rispetto a una retta che passa per il diaframma della telecamera vengono visti sovrapposti. Inoltre, considerando l'altezza  $H$  di un oggetto o la dimensione  $h$  della sua immagine, sussiste una relazione legata alla dimensione della camera  $f$  e la distanza  $d$  dell'oggetto dal piano su cui è praticato il foro stenoscopico:

$$\frac{h}{f} = \frac{H}{d}$$

dove il valore di  $f$  (distanza focale) è noto o facilmente determinabile. Di conseguenza l'immagine non permette di determinare allo stesso tempo la distanza  $d$  e l'altezza  $H$ , ma se uno dei due è noto è possibile ricavare l'altro.

Con l'utilizzo di una sola telecamera non è quindi possibile determinare la posizione di un punto, ma solo la sua angolazione rispetto alla telecamera, cioè si individua la retta su cui si trova il punto. L'angolo  $\alpha$  vale infatti:

$$\alpha = \operatorname{atan}\left(\frac{h}{f}\right) = \operatorname{atan}\left(\frac{H}{d}\right)$$

In generale un'immagine rappresenta un oggetto tridimensionale in forma bidimensionale secondo una trasformazione prospettica, facendo perdere l'informazione sulla spazialità.

La posizione assoluta di un punto nello spazio 3D può essere determinata inquadrando il punto contemporaneamente con due (o più) telecamere la cui posizione reciproca è nota, intersecando le rette che individuano la sua posizione rispetto alle due telecamere.

La posa assoluta di un corpo, invece, può essere determinata inquadrando il corpo in contemporanea con due (o più) telecamere che vedono tre punti non allineati dei quali è nota la posizione reciproca, seguendo una procedura detta di *triangolazione*.

Per svolgere tali acquisizioni è necessario che le telecamere siano preventivamente calibrate. Ciò si ottiene elaborando una o più immagini ottenute riprendendo un corpo di forma, dimensione e posizione nota. Inoltre, in presenza di due telecamere, occorre sincronizzarle nel tempo ed effettuare il riconoscimento e l'abbinamento dei punti, ovvero è necessario indicare la corrispondenza dei punti immagine visti dalle diverse telecamere, ma relative allo stesso punto fisico.

## **Markers**

I markers utilizzati per rilevare la posizione dei punti di interesse sono in genere piccoli, leggeri e di facile applicazione. La tipologia più diffusa è quella dei markers passivi, essi non emettono luce propria, ma riflettono la luce prodotta da appositi illuminatori (lampade) nel campo del visibile o dell'infrarosso. Sono tipicamente di forma sferica, per facilitare l'individuazione univoca del centro, o semisferica, per facilitare il fissaggio alla pelle.

Esistono anche markers attivi che emettono luce propria o radiazioni infrarosse, ma che risultano più ingombranti in quanto richiedono un sistema di alimentazione con fili ed eventualmente batterie.

La maggiore diffusione dei markers passivi è dovuta al fatto che sono più semplici ed economici, ma hanno lo svantaggio di non poter essere "accesi" uno per volta, come invece accade per gli attivi: il sistema vede in contemporanea tutti i markers passivi e risulta necessario distinguere gli uni dagli altri. Il problema diventa rilevante quando si acquisisce un corpo in movimento e quando sono presenti nella scena numerosi markers.

Un'altra difficoltà che può essere riscontrata nell'utilizzo dei markers è il problema dell'occlusione che si verifica quando uno o più markers vengono nascosti da qualche parte del corpo in movimento. Ad esempio, una persona che cammina e ondeggia il braccio potrebbe nascondere il marker che indica la cresta iliaca.



**Figura 15** Markers passivi sferici.

### **Calibrazione delle telecamere**

Come abbiamo già detto, per ricostruire la posizione 3D dei markers sono necessarie due o più telecamere opportunamente sincronizzate, i cui piani focali non siano coincidenti. È necessario, inoltre, eseguire un'operazione di calibrazione delle telecamere, in modo da determinare i parametri geometrici che permettono di passare da informazioni planari a informazioni tridimensionali.

I parametri geometrici si dividono in interni ed esterni, i primi comprendono la lunghezza focale, le coordinate del piano principale e i coefficienti di distorsione, dei secondi fanno parte le informazioni relative alla posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto [3].

In termini generali, si può spiegare il processo di calibrazione come un passaggio nel quale vengono fatte acquisire dal software delle immagini che riprendono oggetti di dimensioni note, attraverso le quali si possano fare delle proporzioni e delle ricostruzioni in scala [9].

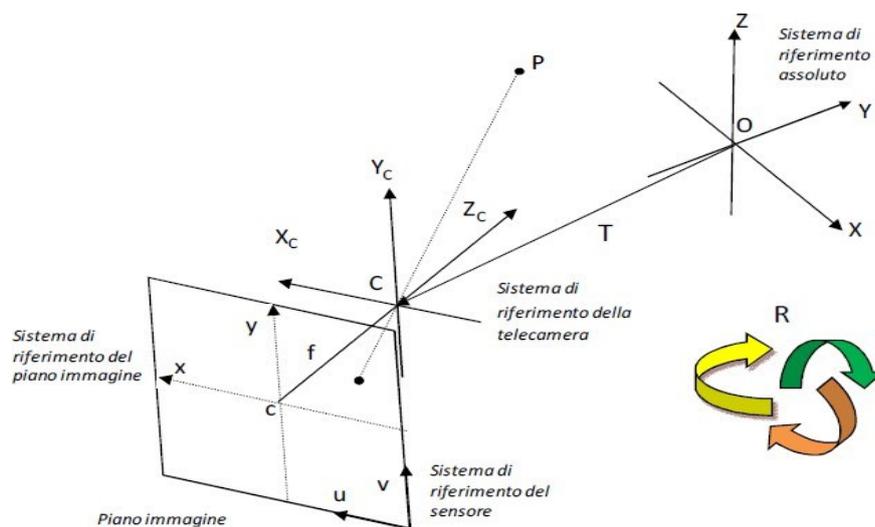
La procedura di calibrazione varia in base alla strumentazione utilizzata, ma si divide solitamente in due fasi: la prima fase, detta calibrazione dinamica, in cui un operatore muove una bacchetta (*wand*) all'interno del volume di acquisizione, e una seconda fase, detta calibrazione statica, nella quale viene acquisita la posizione di una terna di calibrazione, rappresentante i tre assi del movimento e posizionata all'interno del volume di interesse definito precedentemente.

Sia la terna che la bacchetta di calibrazione sono composte da dei markers passivi, la cui distanza relativa è nota dal sistema di acquisizione. Più preciso e accurato è il processo di calibrazione, migliori saranno le analisi svolte in termini di precisione e riduzione dell'errore. Il grado di precisione con cui vengono ricostruite le posizioni spaziali dei marker varia da sistema a sistema a causa degli errori intrinseci dei sistemi di misura.

La calibrazione dinamica è necessaria affinché il sistema di telecamere, grazie ai movimenti della *wand*, determini le corrette distanze all'interno del volume di lavoro, ovvero lo spazio fisico all'interno del laboratorio in cui verranno eseguiti i movimenti dal soggetto (nel nostro caso le camminate) ed ha anche lo scopo di ricavare i parametri geometrici interni. La calibrazione statica permette invece di dare il giusto orientamento alle telecamere rispetto al sistema di riferimento assoluto (globale) al quale verranno poi riferite le posizioni di tutti i markers, ovvero di ricavare i parametri geometrici esterni.

Operativamente i parametri di calibrazione stabiliscono le seguenti trasformazioni:

- una trasformazione di coordinate dal sistema assoluto al sistema di coordinate della camera localizzato nel suo centro di prospettiva;
- una trasformazione prospettica dallo spazio 3D allo spazio 2D della camera;
- una trasformazione 2D dal sistema di coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore



**Figura 16** Proiezione sul piano immagine di un punto  $P$  nello spazio 3D.

Il primo passo verso la calibrazione del sistema è quello di definire un modello delle telecamere. Come è stato detto in precedenza, la scelta ricade spesso sul modello a foro stenopeico (pin-hole) [1].

Un raggio di luce proveniente dal punto P dello spazio (nel nostro caso un marker retroriflettente) attraversa il foro e incide sul piano immagine in un punto p. Se si considera una terna cartesiana con l'origine nel centro di prospettiva della camera e l'asse Z coincidente con l'asse ottico, per similitudine si ottiene la seguente relazione tra le coordinate  $(x_p, y_p)$ , espresse nel sistema di riferimento del piano immagine, e  $(X_p, Y_p, Z_p)$ , espresse nel sistema di riferimento della camera  $(C, X_c, Y_c, Z_c)$ , dei punti p e P rispettivamente:

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = -f \begin{pmatrix} \frac{1}{z_p} & 0 \\ 0 & \frac{1}{z_p} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \end{pmatrix}$$

Dove f è la lunghezza focale, definita come la distanza del centro di prospettiva della telecamera dal piano immagine.

Riscrivendo in coordinate omogenee la precedente relazione si ottiene:

$$\lambda \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix}$$

Il sensore della telecamera possiede un proprio sistema di riferimento centrato sull'angolo inferiore destro del piano immagine e rispetto al quale sono espresse le coordinate 2D in uscita dalla telecamera. Conoscendo le dimensioni orizzontale e verticale del pixel  $(k_u, k_v)$  e le coordinate del punto di intersezione tra piano di proiezione e perpendicolare condotta dal centro di proiezione  $(u_o, v_o)$ , le coordinate  $(u, v)$  del punto p nel sistema di riferimento del sensore saranno:

$$p = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_o \\ 0 & 1/k_v & v_o \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix}$$

Il punto P era inizialmente espresso rispetto al sistema di riferimento assoluto (O,X,Y,Z) per cui si ha:

$$P_p = \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_a \\ Y_a \\ Z_a \\ 1 \end{pmatrix}$$

Dove il vettore T rappresenta la traslazione e la matrice R rappresenta la rotazione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto.

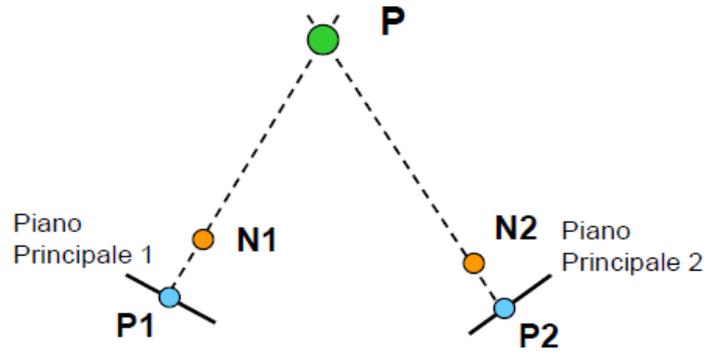
$P_p$  è il punto P espresso nel sistema di riferimento della telecamera. Il modello *pin-hole* può essere quindi rappresentato come una matrice 3 x 4 ottenuta come composizione delle tre trasformazioni precedenti:

$$A = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_o \\ 0 & 1/k_v & v_o \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Definito il modello delle telecamere si passa alla calibrazione vera e propria, ovvero alla determinazione dei parametri geometrici. Esistono diversi metodi per risolvere il problema: alcuni richiedono la soluzione in forma chiusa delle equazioni precedenti, dette equazioni di collinearità, assumendo note le coordinate di punti di controllo distribuiti internamente al volume di calibrazione, altri utilizzano punti di controllo di coordinate non note e parametri di calibrazione che vengono stimati in modo iterativo.

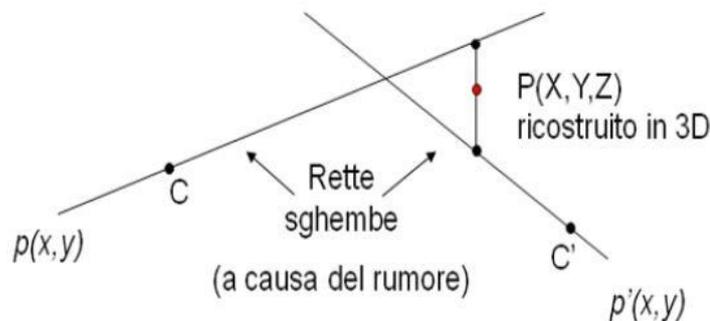
### **Ricostruzione e tracking**

Conclusa la calibrazione delle telecamere è possibile ricostruire la posizione dei markers nello spazio 3D tramite la procedura di triangolazione. Quando un punto P nello spazio 3D viene ripreso da almeno due telecamere è possibile ricostruire la sua posizione tramite semplici retroproiezioni a partire dalle immagini che si formano sui piani principali delle telecamere (P1 e P2) e dalla conoscenza della posizione dei punti nodali (centro ottico dell'obiettivo, N1 e N2) e della posa dei piani principali.



**Figura 17** Ricostruzione della posizione del punto P, note le sue proiezioni P1 e P sui piani principali delle telecamere e le posizioni N1 e N2 dei punti nodali delle telecamere.

Le rette che passano per le proiezioni del punto sui piani immagine di ciascuna telecamera e per i rispettivi centri ottici dell'obiettivo si intersecano nella posizione del punto P, ma a causa del rumore quasi sempre presente, le rette sono sghembe e occorre individuare la posizione del punto per soluzione ai minimi quadrati delle equazioni di collinearità.



**Figura 18** Ricostruzione tramite triangolazione in presenza di rumore.

Si procede poi con il riconoscimento, in parte manuale in parte automatico, dei markers. Questa operazione viene detta di *labelling* ed è seguita poi da quella di *tracking*, ossia dalla ricostruzione vera e propria di tutte le traiettorie.

La fase di *tracking* risulta più o meno complessa in base al numero di markers presenti nella scena e alla complessità del movimento in esame.

Esistono due approcci per affrontare tale problema: il primo prevede di sfruttare informazioni note a priori, come ad esempio misure antropometriche del soggetto e il tipo di movimento analizzato, con lo svantaggio di essere un metodo difficilmente generalizzabile: risulta infatti complicato sviluppare un generico algoritmo per l'analisi di movimenti molto diversi tra loro. Il secondo approccio sfrutta invece l'ipotesi di regolarità della traiettoria dei markers: utilizzando stimatori ricorsivi dello stato di sistemi dinamici, si calcolano la posizione dei markers grazie ai risultati dello step precedente con un algoritmo di predizione.

#### 1.4.2) Pedane di forza

Una piattaforma di forza [1] è costituita da un piatto strumentato (spesso di forma rettangolare, di qualche decina di centimetri per lato) che consente di misurare la risultante della forza di reazione al suolo secondo un certo sistema di riferimento ortogonale orientato e vengono utilizzate per integrare i dati di cinematica articolare al fine di svolgere un'analisi dinamica del cammino.



**Figura 19** Piattaforma di forza.

La piattaforma è in grado di misurare le tre componenti  $x$ ,  $y$ ,  $z$  delle risultanti delle forze e delle coppie a essa applicate. È sempre possibile quindi determinare entità e direzione della forza così come il punto di applicazione della risultante. Tali misure, come già accennato, sono fornite rispetto a un sistema di riferimento definito sulla piattaforma stessa. Nei laboratori di analisi del movimento normalmente le piattaforme di forza (solitamente sono infatti due) sono installate a livello del terreno e circondate da una pedana posta allo stesso livello, in modo che un soggetto possa camminarci sopra in modo naturale.

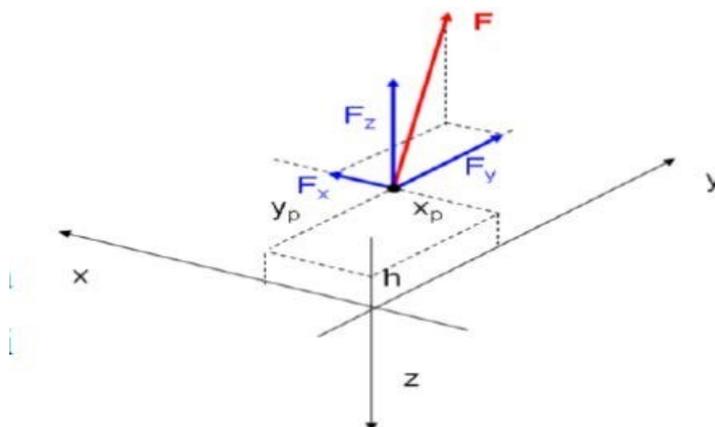
Le dimensioni delle pedane di forza sono tipicamente scelte in modo da accogliere facilmente un piede del soggetto che cammina in modo naturale, così da non costringerlo a movimenti innaturali che falserebbero la misura. Allo stesso tempo essa non deve però essere di dimensioni troppo grandi altrimenti potrebbe essere calpestata contemporaneamente da due piedi.

Il principio di funzionamento di una pedana di forza è basato su più sensori (almeno 6) che vengono sollecitati dalle forze esterne. Essi possono essere di diverso tipo:

- Pedane con trasduttori piezoelettrici: sfruttano l'effetto piezoelettrico che si manifesta in alcuni cristalli, come il quarzo, dove una sollecitazione meccanica genera cariche elettriche in superficie. Questi trasduttori non sono adatti a misurare carichi statici, perché la carica elettrica non si rinnova sotto un carico costante.
- Pedane con trasduttori estensimetrici (*strain gauges*): misurano la variazione della resistenza elettrica del sensore causata da fenomeni di compressione o trazione. Questo è possibile perché il trasduttore è un conduttore elettrico e quindi soddisfa la legge di Ohm.

L'intensità della forza esterna si ottiene sommando le forze misurate dai singoli sensori e la coppia, rispetto al centro di pedana, si può determinare sommando i momenti delle forze misurate, essendo nota la distanza tra i sensori.

Una volta misurato il vettore di carico, si possono calcolare le coordinate del punto di applicazione della forza risultante attraverso le seguenti equazioni:



**Figura 20** Piattaforma di forza con il relativo sistema di riferimento.

$$x_p = \frac{h F_x - M_y}{F_z}$$

$$y_p = \frac{h F_y - M_x}{F_z}$$

dove  $h$  è l'altezza alla quale si trova l'effettiva superficie d'appoggio rispetto al piano di riferimento  $(x,y)$ .

Il punto di applicazione della forza di reazione piede-suolo, individuato da tali coordinate, viene detto centro di pressione CoP (*centre of pressure*) e rappresenta il centroide della distribuzione della pressione su tutta la superficie di appoggio del piede.

## 1.5) COVID-19

La malattia da coronavirus (COVID-19) è una malattia infettiva respiratoria causata dal virus SARS-CoV-2, il quale è stato identificato e isolato per la prima volta a Wuhan, in Cina, a fine Dicembre 2019. Da quel momento in avanti, tale agente patogeno si è rapidamente diffuso su scala mondiale, tanto da venire classificato come pandemico dall'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) l'11 Marzo 2020.

Nello specifico, il SARS-CoV-2 è un coronavirus di origine zoonotica, appartenente al genus Betacoronavirus, lo stesso genere di cui fanno parte anche i virus SARS-CoV e MERS-CoV, responsabili di altre due precedenti epidemie [10].

Dall'inizio della pandemia ad oggi, il virus è mutato diverse volte, dando vita a varianti che si sono diffuse altrettanto velocemente, le quali sono state però accomunate dalla tipologia dei sintomi riscontrati nei soggetti infetti.

La maggior parte delle persone che contraggono il virus sviluppa sintomi simil-influenzali lievi o moderati e guarisce senza avere bisogno di particolari cure, altre risultano totalmente asintomatiche. Tuttavia, alcune persone sviluppano una forma di malattia grave e necessitano di assistenza sanitaria, in particolare soggetti vulnerabili quali anziani e soggetti aventi più comorbidità, come diabete e ipertensione [11].

Il virus può diffondersi attraverso piccole goccioline, dette *droplets*, che fuoriescono dalla bocca o dal naso di una persona infetta, ad esempio tossendo, starnutando o semplicemente parlando. È per questo motivo che esso si diffonde più facilmente in ambienti chiusi e affollati.

L'infezione può essere contratta in modo diretto, inalando il virus se ci si trova nelle vicinanze di una persona affetta da COVID-19, oppure in modo indiretto, attraverso oggetti e superfici contaminate.

I sintomi più comuni della malattia sono febbre, tosse secca, astenia, perdita del gusto e/o dell'olfatto, dispnea, mentre i sintomi riscontrati meno frequentemente sono mal di testa, diarrea, rash cutaneo, congiuntivite.

Nei casi più gravi possono verificarsi polmoniti, sindromi da distress respiratorio acuto, sepsi e shock settici, fino ad arrivare al decesso del paziente.

Tali complicanze spesso conducono ad un ricovero in unità di terapia intensiva e alla necessità di ventilazione meccanica.

### **1.5.1) Disturbi neurologici**

L'infezione da SARS-CoV-2 può provocare, oltre alle complicanze respiratorie, anche disturbi neurologici [12]. La comparsa di sintomi neurologici a seguito dell'infezione è ormai riconosciuta e include una compromissione non solo del sistema nervoso centrale (SNC), ma anche del sistema nervoso periferico (SNP).

Le principali patologie del SNP associate al COVID-19 sono: rabdomiolisi, miopatia, miosite, miastenia, poliradicolite e neuropatie periferiche.

Per quanto concerne queste ultime, le cause più comuni di neuropatia periferica associata all'infezione da SARS-CoV-2 includono la sindrome di Guillain-Barré (GBS), gli effetti collaterali dei farmaci per il trattamento dei sintomi della malattia [13], diabete preesistente e neuropatie da compressione dovute al posizionamento prono del paziente nell'unità di terapia intensiva in caso di insufficienza respiratoria [14][15].

Ad oggi, in letteratura, non vi è nessun riferimento a neuropatie periferiche virali: i dati fin qui analizzati suggeriscono infatti che il virus SARS-CoV-2 non attacchi in modo diretto i nervi periferici, ma ne causi il danneggiamento indirettamente tramite meccanismi immunitari secondari [12].

## 2) MATERIALI E METODI

### 2.1) Popolazione

I dati del presente lavoro di tesi fanno riferimento ad una popolazione di 12 soggetti di controllo (*body mass index* (BMI)  $25,6 \pm 3,0$  kg/m<sup>2</sup>; età  $63,2 \pm 6,2$  anni) e una di 12 soggetti in esiti di COVID-19 (BMI  $27,8 \pm 5,2$  kg/m<sup>2</sup>; età  $66,6 \pm 6,9$  anni), i quali sono stati ricoverati nell'unità di Terapia Intensiva (T.I.) a causa dell'aggravarsi della malattia. Il numero di giorni di permanenza in T.I. è stato differente per ciascun soggetto, variando da un minimo di 5 giorni ad un massimo di 75, con una media di 39 giorni.

I dati dei soggetti sono stati acquisiti presso il Laboratorio di Analisi del Movimento e della Postura dell'Istituto di Riabilitazione Santo Stefano di Porto Potenza Picena.

Le acquisizioni dei dati relativi ai soggetti in esiti di COVID-19 sono state effettuate a distanza di circa 6 mesi dalla data di dimissione dall'unità di Terapia Intensiva. Durante questo intervallo di tempo i soggetti hanno intrapreso un percorso di riabilitazione, prima di tipo estensivo e poi di tipo intensivo, presso le strutture del gruppo KOS Care di Porto Potenza Picena (Istituto Santo Stefano) e di Ancona (Villa Adria).

L'analisi del cammino è stata effettuata nel momento in cui il soggetto risultava essere in grado di compiere per lo meno brevi camminate e senza dover ricorrere ad ausili quali deambulatori o stampelle.

Alcuni dei soggetti in esame presentavano, al momento della contrazione del virus SARS-CoV-2, patologie preesistenti come diabete e obesità.

Dei dodici soggetti in esiti di COVID-19, cinque presentavano una diagnosi di polineuropatia confermata da Elettromiografia ad ago, effettuata dopo il periodo in T.I., mentre i restanti non erano stati sottoposti a tale esame.

I soggetti costituenti lo studio sono stati identificati attraverso un codice alfanumerico. La prima lettera del codice permette di individuare la relativa popolazione di appartenenza; le tabelle anagrafiche con i relativi dati clinici sono riportate di seguito (Tabella 1 e Tabella 2):

<b>Codice</b>	<b>Età</b>	<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>	<b>Patologie preesistenti</b>	<b>Numero di giorni in T.I.</b>
P01	55	23,0	-	70 ca.
P02	55	30,5	Diabete Obesità	70 ca.
P03	67	29,3	-	70 ca.
P04	66	30,8	-	14
P05	68	24,4	-	5
P06	77	29,7	Diabete Obesità	9
P07	63	41,0	Diabete Obesità	75 ca.
P08	66	31,2	Diabete	18
P09	75	23,1	-	13
P10	68	22,7	-	50 ca.
P11	77	27,4	-	30
P12	63	21,5	-	45

**Tabella 1** Anagrafica soggetti in esiti di COVID-19.

<b>Codice</b>	<b>Età</b>	<b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>
C01	56	25,1
C02	54	24,4
C03	60	30,3
C04	66	22,4
C05	58	26,7
C06	62	23,6
C07	70	29,4
C08	72	24,9
C09	55	22,1
C10	69	23,5
C11	70	31,7
C12	66	23,9

**Tabella 2** Anagrafica soggetti di controllo.

## 2.2) Acquisizione dei dati

### Dati cinematici e dinamici

I dati cinematici sono stati acquisiti utilizzando il sistema stereofotogrammetrico Vicon a marker passivi con 6 telecamere, con una frequenza di campionamento di 100 Hz, e software applicativo Nexus 1.8.5. I dati dinamici sono stati acquisiti con 2 piattaforme di forza AMTI ad una frequenza di campionamento di 1000 Hz. Il software Polygon 3.5.2 (Vicon) ha consentito una elaborazione diretta dei dati, come il calcolo delle variabili cinematiche e dinamiche d'interesse: angoli articolari, velocità, accelerazioni, forze, potenze e momenti.

Il sistema optoelettronico Vicon lavora nel campo dell'infrarosso (lunghezza d'onda 780-820 nm) ed ha permesso di catturare i riflessi provenienti dai marker passivi sferici posti sul soggetto, individuandone la posizione.

Per la scelta dei punti di repere anatomici e il posizionamento dei markers si è seguito il protocollo Davis [16] :

- per il bacino si sono considerati i seguenti punti di repere: le spine iliache superiori anteriori (ASIS), destra (RASI) e sinistra (LASI) e le spine iliache superiori posteriori (PSIS), destra (RPSI) e sinistra (LPSI).
- per la coscia i markers sono stati applicati in corrispondenza del condilo femorale laterale (KNE) e sul piano frontale della coscia, definito dal centro d'anca e dall'asse di flessione del ginocchio (THI). L'altezza a cui viene posto quest'ultimo marker non è un fattore critico.
- per la gamba i punti di repere considerati sono stati il malleolo laterale (ANK) e un punto giacente sul piano frontale tibiale, definito dal centro articolare del ginocchio e dai due malleoli, laterale e mediale (TIB). Anche in questo caso l'altezza a cui viene posto il marker non è un fattore critico.
- per il piede i markers sono stati posti in corrispondenza della seconda testa metatarsale (TOE) e del calcagno (HEE).

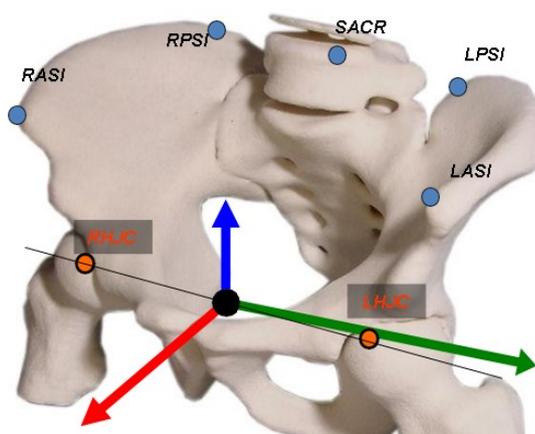
Per permettere al sistema la costruzione delle terne di riferimento anatomiche (Figure 21, 22, 23, 24) sono state date in input al software le seguenti misure antropometriche per entrambi gli arti inferiori di ciascun soggetto, effettuate sul soggetto disteso in posizione supina:

- lunghezza della gamba [mm], definita come la distanza tra ASIS e malleolo mediale;
- larghezza del ginocchio [mm], definita come la distanza tra condilo laterale e condilo mediale;
- larghezza della caviglia [mm], definita come la distanza tra i malleoli, laterale e mediale.

Sono di seguito descritte le terne anatomiche considerate.

Terna anatomica del bacino:

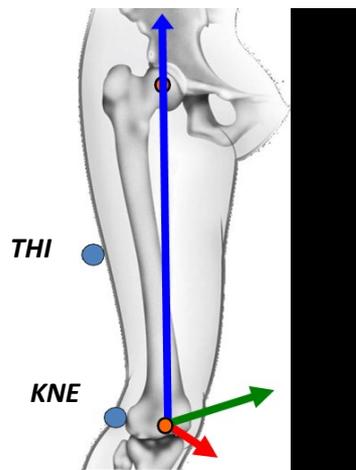
- ✓ origine nel punto medio tra i centri d'anca (RHJC e LHJC), i quali vengono calcolati in modo automatico dal software;
- ✓ asse y, stessa direzione del vettore che congiunge RASI e LASI, con verso positivo;
- ✓ asse z, direzione perpendicolare al piano formato da RASI, LASI e RPSI (o LPSI), positivo verso l'alto;
- ✓ asse x, stessa direzione del vettore risultante dal prodotto vettoriale  $|y| \times |z|$ , con verso positivo.



**Figura 21** Terna anatomica del bacino. In verde l'asse y, in blu l'asse z e in rosso l'asse x.

### Terna anatomica della coscia:

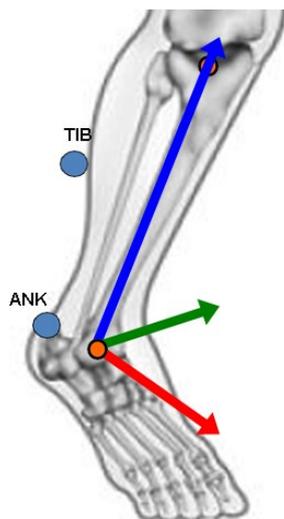
- ✓ origine nel centro articolare del ginocchio;
- ✓ asse z, stessa direzione del vettore che congiunge il centro articolare del ginocchio al centro d'anca, con verso positivo;
- ✓ asse x, direzione perpendicolare al piano formato da THI, centro articolare del ginocchio e centro d'anca, positivo verso l'alto;
- ✓ asse y, stessa direzione del vettore risultante dal prodotto vettoriale  $|z| \times |x|$ , con verso positivo.



**Figura 22** Terna anatomica della coscia. In verde l'asse y, in blu l'asse z e in rosso l'asse x.

### Terna anatomica della gamba:

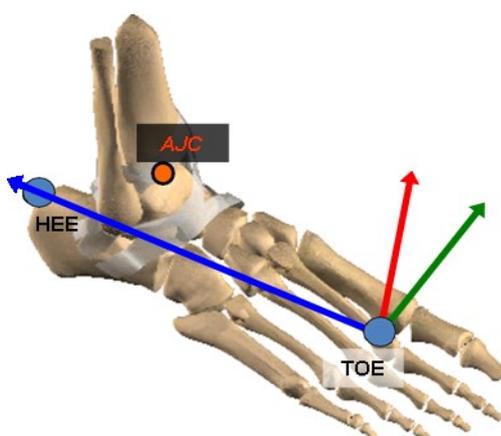
- ✓ origine nel centro articolare della caviglia;
- ✓ asse z, stessa direzione del vettore che congiunge il centro articolare della caviglia al centro articolare del ginocchio, con verso positivo;
- ✓ asse x, direzione perpendicolare al piano formato da TIB, centro articolare del ginocchio e centro articolare della caviglia, positivo verso l'alto;
- ✓ asse y, stessa direzione del vettore risultante dal prodotto vettoriale  $|z| \times |x|$ , con verso positivo.



**Figura 23** Terna anatomica della gamba. In verde l'asse y, in blu l'asse z e in rosso l'asse x.

Terna anatomica del piede:

- ✓ origine nel punto TOE;
- ✓ asse z, stessa direzione del vettore che congiunge TOE al HEE, con verso positivo;
- ✓ asse y, direzione perpendicolare al piano formato da TOE, centro articolare del ginocchio e centro articolare della caviglia (AJC), con verso positivo mediale;
- ✓ asse x, stessa direzione del vettore risultante dal prodotto vettoriale  $|y| \times |z|$ , con verso positivo.



**Figura 24** Terna anatomica del piede. In verde l'asse y, in blu l'asse z e in rosso l'asse x.

## Dati elettromiografici

Per i segnali elettromiografici è stato usato il sistema ZeroWire (Aurion) costituito da 8 canali wireless, con una frequenza di campionamento di 1000 Hz, e il software ProEMG ad integrazione del sistema Vicon utilizzato internamente a Nexus.

Gli elettrodi di superficie sono stati posizionati in modo da rilevare l'attività dei muscoli Tibiale Anteriore, Gastrocnemio Mediale, Vasto Mediale e Bicipite Femorale seguendo le linee guida del progetto SENIAM [8], dopo un'adeguata preparazione della pelle del soggetto.

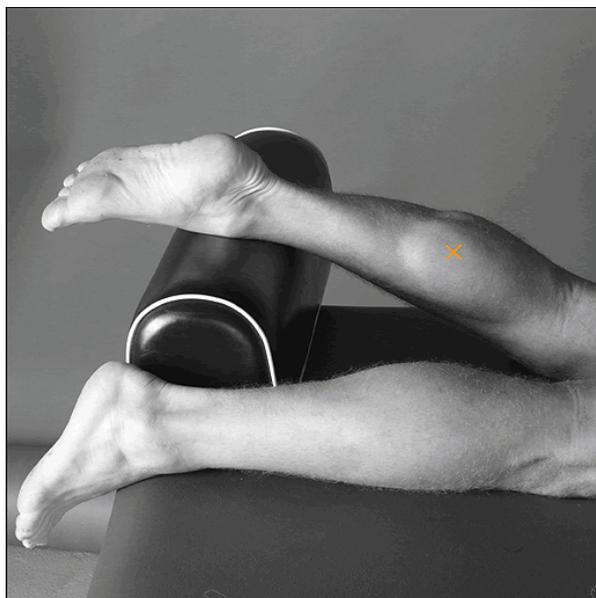
Di seguito sono riportate le raccomandazioni SENIAM per il posizionamento degli elettrodi su tali muscoli.

Per il Tibiale Anteriore si raccomanda l'uso di un elettrodo di 10 mm orientato lungo le fibre muscolari con una distanza interelettrodica di 20 mm. L'elettrodo deve essere inoltre posizionato a 1/3 della linea tra la fibula e il malleolo mediale.



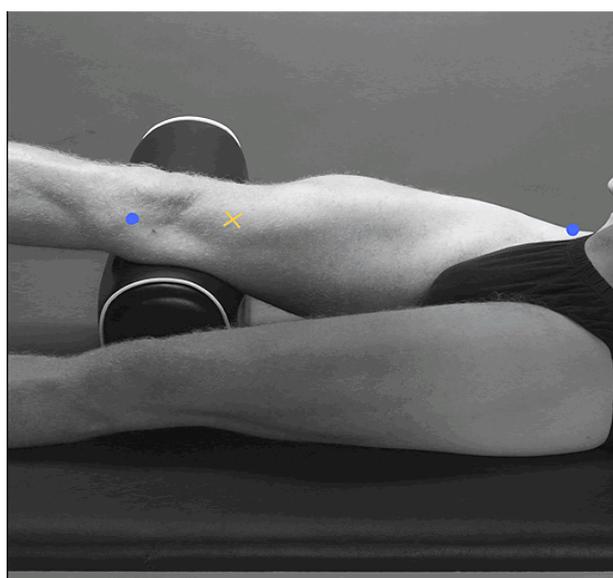
**Figura 16** Corretto posizionamento dell'elettrodo per il Tibiale Anteriore (x arancione).

Per il Gastrocnemio Mediale l'elettrodo è sempre di 10 mm, orientato lungo le fibre muscolari e con una distanza inter-elettrodica di 20 mm. L'elettrodo deve essere posizionato sulla protuberanza più prominente del muscolo.



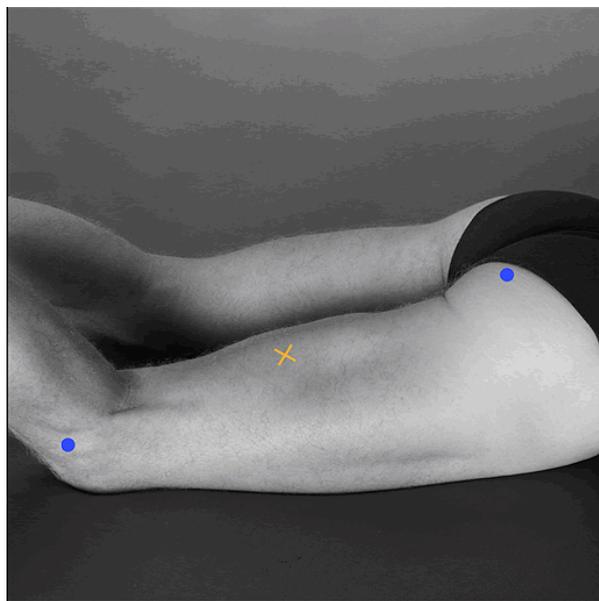
**Figura 17** Corretto posizionamento dell'elettrodo per il Gastrocnemio Mediale (x arancione).

Per il Vasto Mediale l'elettrodo è sempre di 10 mm e con una distanza inter-elettrodica di 20 mm. Esso va posizionato all'80% della linea tra la spina iliaca superiore anteriore e lo spazio articolare davanti al margine anteriore del legamento mediale.



**Figura 18** Corretto posizionamento dell'elettrodo per il Vasto Mediale (x arancione).

Per il Bicipite Femorale l'elettrodo è ancora di 10 mm e con una distanza inter-elettrodica di 20 mm. Gli elettrodi devono essere posizionati al 50% sulla linea tra la tuberosità ischiatica e l'epicondilo laterale della tibia.



**Figura 19** Corretto posizionamento dell'elettrodo per il Bicipite Femorale (x arancione).

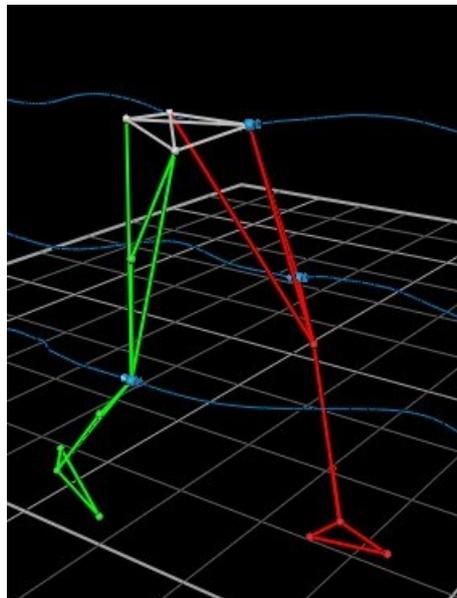
### **Task motorio eseguito**

Conclusa la fase di applicazione dei markers e degli elettrodi, ad ogni soggetto viene chiesto di posizionarsi al centro della pedana presente all'interno del laboratorio, con un piede su ciascuna piattaforma di forza. Con una acquisizione di 1 secondo vengono rilevate le posizioni dei 22 markers da dare in input al modello biomeccanico Plug In Gait, permettendo così la calibrazione del soggetto in statica (*static subject calibration*).

Plug In Gait è il nome commerciale utilizzato da Vicon per l'implementazione del modello Conventional Gait Model (CGM): un modello biomeccanico degli arti inferiori creato e sviluppato da Kadaba, Davis e Helen Hayes Hospital [16][17][18].

Il modello richiede in input le posizioni dei markers rilevati tramite stereofotogrammetria (Figura 29) e le seguenti misure antropometriche effettuate sul soggetto (Figura 30): peso [kg], altezza [mm], distanza tra le spine iliache superiori anteriori [mm] e, per ogni arto inferiore, lunghezza della gamba [mm], ampiezza del ginocchio [mm] e ampiezza della caviglia.

Il software procede poi al calcolo automatico di altre misure antropometriche, quali la distanza tra le spine iliache superiori anteriori ed i grandi trocanteri [mm], l'angolo di torsione della tibia rispetto al ginocchio [gradi] e la distanza tra tallone e suolo [mm], utile nel caso di analisi effettuate con l'uso di rialzi per calcolare la reale dorsiflessione della caviglia.



**Figura 20** *Stick figure* rappresentante gli arti inferiori. I segmenti rigidi collegano le posizioni dei marker rilevate tramite stereofotogrammetria.

General	
Bodymass (kg):	<input type="text"/>
Height (mm):	<input type="text"/>
InterAsisDistance (mm):	<input type="text"/>
Left	
LegLength (mm):	<input type="text"/>
AsisTrocanterDistance (m...):	<input type="text"/>
KneeWidth (mm):	<input type="text"/>
AnkleWidth (mm):	<input type="text"/>
TibialTorsion (deg):	<input type="text"/>
SoleDelta (mm):	<input type="text"/>
Right	
LegLength (mm):	<input type="text"/>
AsisTrocanterDistance (m...):	<input type="text"/>
KneeWidth (mm):	<input type="text"/>
AnkleWidth (mm):	<input type="text"/>
TibialTorsion (deg):	<input type="text"/>
SoleDelta (mm):	<input type="text"/>

**Figura 21** Misure antropometriche date in input al software per la modellazione biomeccanica.

Avvalendosi dell'ipotesi di corpo rigido, vengono definiti i segmenti rigidi a partire dai markers fisici e da markers virtuali. Per l'analisi cinematica, il modello restituisce in output gli angoli formati da un segmento rigido rispetto al segmento adiacente, detti angoli articolari (angolo dell'articolazione dell'anca, del ginocchio e della caviglia, individuati sul piano sagittale, frontale e trasverso) e l'angolo assoluto formato dal bacino.

Per quanto riguarda l'analisi dinamica, il modello sfrutta il metodo della dinamica inversa e, utilizzando i parametri antropometrici definiti da Winter [19], restituisce le forze scambiate a livello delle articolazioni dai segmenti corporei adiacenti, i relativi momenti e le potenze, normalizzati rispetto al peso del soggetto.

Effettuata la calibrazione del soggetto in statica, vengono rimossi i markers mediali e al soggetto viene chiesto di compiere alcune camminate per familiarizzare con l'ambiente.

Gli viene inoltre suggerito di camminare in modo naturale, ignorando la presenza della strumentazione.

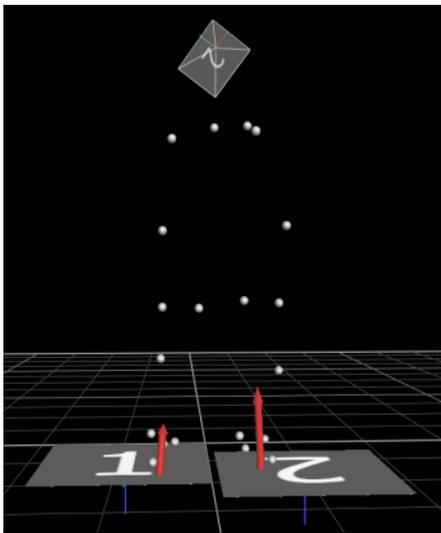
Inizia poi l'acquisizione vera e propria dei dati: il paziente compie diverse camminate lineari, definite *trials*, le quali vengono registrate. Vengono scartati i trials in cui il soggetto si è fermato o ha accorciato/allungato il passo in maniera innaturale (per cercare di prendere o evitare le piattaforme di forza) e si prendono in considerazione soltanto quei trials in cui esso ha calpestato una piattaforma di forza con l'interezza del piede, destro o sinistro.

La situazione ottimale è quella in cui si ottengono, per ogni soggetto, tre trials in cui il soggetto calpesta una piattaforma col piede destro e tre col piede sinistro e compie almeno due cicli del passo destro e due del sinistro.

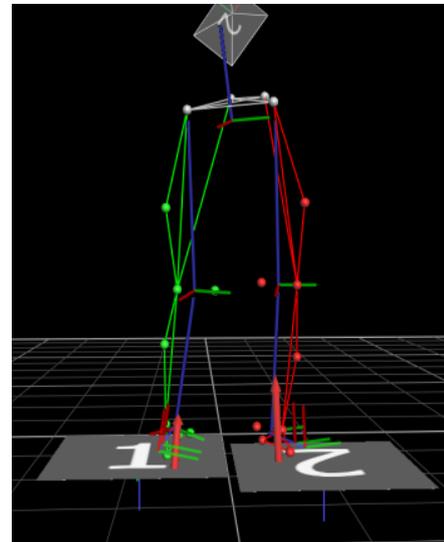
### 3) ANALISI DEI DATI

#### 3.1) Dati cinematici e dinamici

I dati sono stati elaborati utilizzando il software Nexus 1.8.5, il quale ha permesso la visualizzazione di tutti i marker individuati durante l'acquisizione statica (fase di *reconstruction*) e il loro etichettamento manuale (fase di *labelling*). Associati i marker ai rispettivi punti di repere anatomici e fornite le misure antropometriche descritte in precedenza, il software è in grado di adattare il modello biomeccanico allo specifico soggetto.



**Figura 31** Fase di *reconstruction* (Nexus 1.8.5).



**Figura 32** Rappresentazione del modello biomeccanico soggetto-specifico.

Per l'analisi cinematica e dinamica del cammino è stato utilizzato un modello biomeccanico che differisce da quello utilizzato nell'acquisizione statica per la sola assenza dei markers mediali. È stato quindi necessario ripetere la fase di *labelling* e di creazione del modello soggetto-specifico per il primo trial preso in considerazione per ciascun soggetto. L'etichettamento dei marker è stato eseguito utilizzando un fotogramma del trial in cui erano visibili tutti i marker: essi, infatti, non sono sempre rilevabili in quanto il soggetto, all'inizio e alla fine di ogni camminata, esce parzialmente dal volume di acquisizione considerato dalle telecamere.

Il software, in questa fase, applica una routine di filtraggio Woltring per minimizzare il rumore presente nei dati [20] e applica un algoritmo per la ricostruzione delle traiettorie dei marker nei pochi istanti in cui essi non risultano visibili dalle telecamere (problema dell'occlusione, descritto nel paragrafo 1.4.1).

A questo punto, per ogni trial considerato, sono stati identificati manualmente gli istanti in cui il soggetto appoggia il tallone al suolo (*heel strike*) e quelli in cui stacca la punta del medesimo piede da terra (*toe off*) così da individuare l'inizio e la fine, rispettivamente, di ogni ciclo del passo destro e del passo sinistro (*gait cycle*).

Utilizzando il software Polygon 3.5.2 sono stati visualizzati i dati cinematici e dinamici, normalizzati rispetto al ciclo del passo, per una prima analisi qualitativa e sono stati estratti, da ciascun trial, i seguenti parametri spazio-temporali: velocità del cammino [m/s], cadenza [passi/min], durata dello stride [s], durata del passo [s], durata del singolo appoggio [s], durata del doppio appoggio [s], lunghezza dello stride [m], lunghezza del passo [m] e larghezza del passo [m].

Tali dati sono stati esportati in formato Excel per essere ulteriormente elaborati in ambiente Matlab. Per ciascun soggetto è stato calcolato il valor medio e la deviazione standard di ogni parametro spazio-temporale, eliminando precedentemente gli outlier riscontrati per i parametri lunghezza dello stride e lunghezza del passo. La significatività statistica dei parametri è stata valutata tramite test di Wilcoxon con un livello di significatività  $\alpha$  fissato a 0.05 (5%), implementato da una funzione *built-in* di Matlab. I valori sono stati riportati in una tabella riassuntiva.

Sono stati creati dei grafici per confrontare visivamente l'andamento delle curve cinematiche e dinamiche di ogni soggetto in esiti di COVID-19 con un range di normalità costruito utilizzando medie e standard deviation dei dati della popolazione di controllo.

L'analisi statistica di tali curve è stata condotta utilizzando un pacchetto software open source in codice Matlab chiamato SPM1D (vers. 0.4.8, Pataky TC, 2019). Al fine di valutare la presenza di una differenza statisticamente significativa tra le curve relative alle due popolazioni è stato utilizzato il test statistico non parametrico di Student con un livello di significatività  $\alpha$  pari a 0.05 (5%).

Attraverso le funzioni messe a disposizione dal toolbox SPM1D sono stati creati dei grafici in cui sono evidenziate, per ogni curva cinematica e dinamica d'interesse, le fasi del ciclo del passo in cui la differenza tra le due popolazioni confrontate è statisticamente significativa. Tali grafici sono stati messi a confronto con gli andamenti delle curve relative alle due popolazioni rappresentati da range calcolati come mediana + primo e terzo quartile.

Per il soggetto P11 non è stata possibile l'acquisizione dei dati di dinamica poiché il paziente, avendo il passo molto corto, calpestava la pedana più di una volta.

### 3.2) Dati elettromiografici

I dati elettromiografici sono stati elaborati utilizzando il software ProEmg. Per ciascun paziente è stato scelto il trial che presentava il miglior segnale EMG, ovvero quello meno affetto da errore. Il trial scelto conteneva tre cicli del passo destro e tre cicli del passo sinistro. Il software ha permesso di mediare, per ciascun arto, i tre segnali relativi a ciascun ciclo del passo, in modo da ottenere, per l'arto destro e per l'arto sinistro, un segnale medio normalizzato rispetto al ciclo del passo.

Il segnale sEMG è stato quindi filtrato applicando un filtro notch a 50 Hz per ridurre il rumore di rete e un filtro passa-banda di *Butterworth* del quarto ordine con banda passante compresa tra 20 e 400 Hz.

I dati sono stati esportati in formato Excel per essere ulteriormente elaborati in ambiente Matlab. Per ogni muscolo preso in considerazione, sono stati creati dei grafici per visualizzare il segnale sEMG filtrato. I profili di attivazione di tali muscoli (*envelope*) sono stati calcolati con un codice Matlab appositamente creato: il segnale è stato prima rettificato e poi filtrato con un filtro passa-basso di *Butterworth* del quarto ordine con frequenza di taglio pari a 5 Hz. L'*envelope* dei segnali relativi ai muscoli che mostravano un'attivazione prossima allo zero non è stato calcolato. Si è inoltre effettuata una normalizzazione dell'*envelope* di ogni muscolo rispetto al valore di massima attivazione riscontrato nel ciclo del passo. Tale normalizzazione in ampiezza ha reso comparabili i dati sEMG tra i diversi soggetti [21]. Tali dati sono stati valutati qualitativamente. Per ciascun soggetto in esiti di COVID-19 sono stati confrontati graficamente i profili di attivazione dei muscoli con range di normalità costruiti a partire da media e deviazione standard dei dati elettromiografici della popolazione di controllo per evidenziare le differenze nel timing di attivazione dei muscoli tra le due popolazioni.

Per il soggetto P04 non è stata possibile l'acquisizione dei segnali EMG a causa di un malfunzionamento dell'elettromiografo.

## 4) RISULTATI

### 4.1) Dati cinematici e dinamici

#### 4.1.1) Parametri spazio-temporali

I parametri spazio-temporali presi in considerazione in entrambe le popolazioni sono stati: velocità del cammino [m/s], cadenza [passi/min], durata dello *stride* [s], durata del passo [s], durata del singolo appoggio [s], durata del doppio appoggio [s], lunghezza dello *stride* [m], lunghezza del passo [m] e larghezza del passo [m].

È stato constatato che i parametri relativi ai soggetti in esiti di COVID-19 differiscono significativamente dai parametri relativi alla popolazione di controllo.

In particolare la velocità del cammino, la lunghezza dello *stride* e del passo e la cadenza dei soggetti in esiti di COVID-19 sono molto ridotte rispetto a quelle dei soggetti di controllo. Risultano maggiori le durate dello *stride*, del passo e della fase di doppio appoggio. La larghezza del passo di tali soggetti risulta essere maggiore rispetto a quella della popolazione di controllo: i soggetti, camminando ad una velocità ridotta, allargano la base d'appoggio per una maggiore stabilità.

Nella tabella seguente (Tabella 3) sono riportati i valori medi  $\pm$  deviazione standard dei parametri considerati, per entrambe le popolazioni, e il risultato del test statistico applicato.

<b>PARAMETRO</b>	<b>SOGGETTI IN ESITI DI COVID-19 (media <math>\pm</math> SD)</b>	<b>SOGGETTI DI CONTROLLO (media <math>\pm</math> SD)</b>	<b>SIGNIFICATIVITA' STATISTICA</b>
VELOCITA' [m/s]	0.58 $\pm$ 0.24	1.28 $\pm$ 0.14	Si
CADENZA [passi/min]	84.6 $\pm$ 13.7	111 $\pm$ 8.65	Si
DURATA STRIDE [s]	1.45 $\pm$ 0.23	1.08 $\pm$ 0.08	Si
DURATA PASSO [s]	0.72 $\pm$ 0.13	0.54 $\pm$ 0.03	Si
DURATA DOPPIO APPOGGIO [s]	0.53 $\pm$ 0.23	0.23 $\pm$ 0.04	Si
DURATA APPOGGIO [s]	0.74 $\pm$ 0.13	0.42 $\pm$ 0.02	Si
LUNGHEZZA STRIDE [m]	0.84 $\pm$ 0.18	1.38 $\pm$ 0.08	Si
LUNGHEZZA PASSO [m]	0.41 $\pm$ 0.09	0.69 $\pm$ 0.03	Si
LARGHEZZA PASSO [m]	0.24 $\pm$ 0.05	0.13 $\pm$ 0.03	Si

**Tabella 3** Parametri spazio-temporali.

## 4.1.2) Cinematica

Per l'analisi cinematica del cammino sono stati considerati gli angoli ritenuti più rilevanti dal punto di vista clinico, ovvero: l'obliquità del bacino, l'angolo di flessione-estensione dell'articolazione dell'anca, l'angolo di flessione-estensione del ginocchio, l'angolo di dorsiflessione della caviglia e l'angolo di intra-extra rotazione del piede.

Per ogni angolo di interesse, vengono riportate le principali caratteristiche riscontrate nei soggetti in esiti di COVID-19. Viene inoltre mostrato l'andamento dell'angolo rispetto al ciclo del passo, per entrambe le popolazioni, in termini di mediana + primo e terzo quartile e il grafico che evidenzia in quali fasi del ciclo del passo le differenze tra le due popolazioni risultano statisticamente significative.

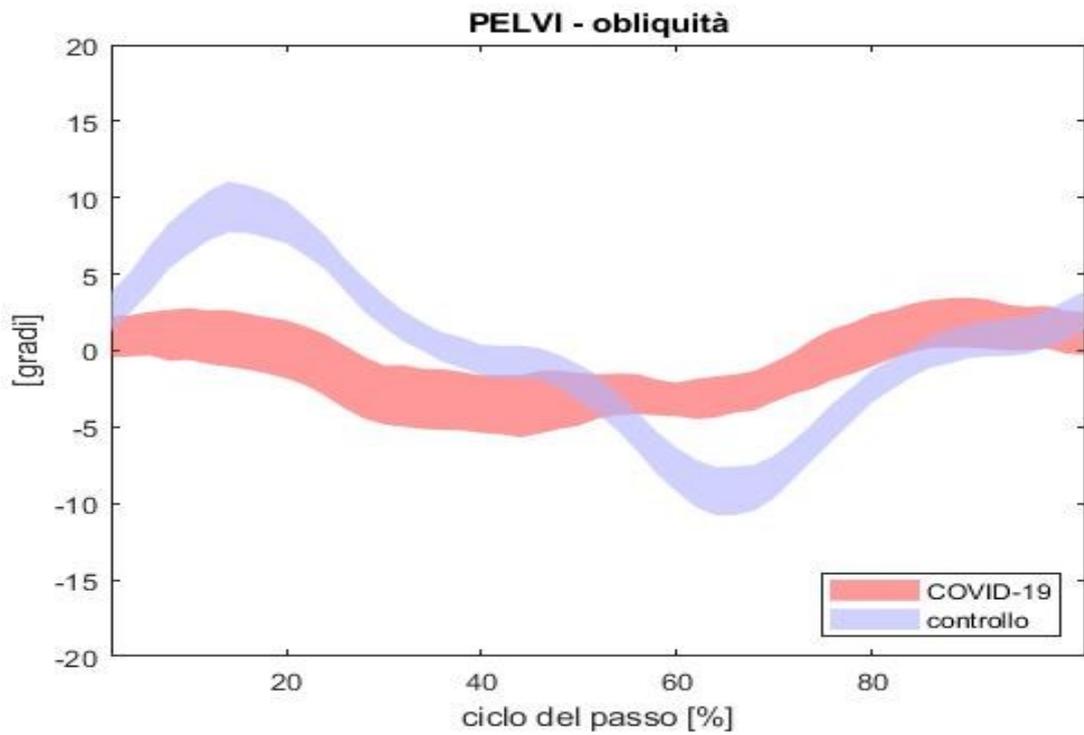
La totalità dei grafici raffiguranti le curve cinematiche ottenute per ciascuno dei soggetti in esiti di COVID-19 e il relativo range di normalità è presente in Appendice A.

### Obliquità della pelvi

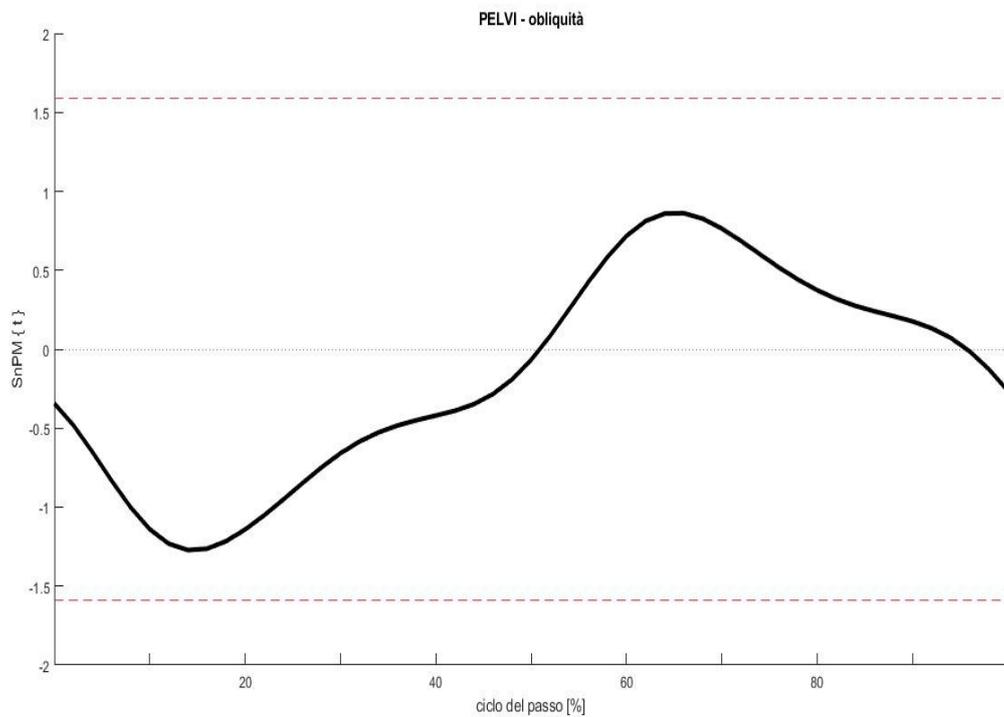
Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

- Presenza di dislivello tra i due emibacini in tutto il ciclo del passo (4 soggetti).
- Appiattimento delle curve fisiologiche di innalzamento del bacino in risposta al carico e di caduta di bacino in *pre-swing* (molto evidente in 3 soggetti, accennato in altri 2).

Dal grafico di Figura 33 si notano, nei soggetti in esiti di COVID-19, l'assenza di sollevamento del bacino nella fase di risposta al carico e la mancanza del successivo abbassamento in fase di *pre-swing* rispetto alla popolazione di controllo. Applicando il test statistico le differenze tra le due popolazioni non risultano però significative.



**Figura 33** Obliquità della pelvi rispetto al ciclo del passo, relativa ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



**Figura 34** Assenza di differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

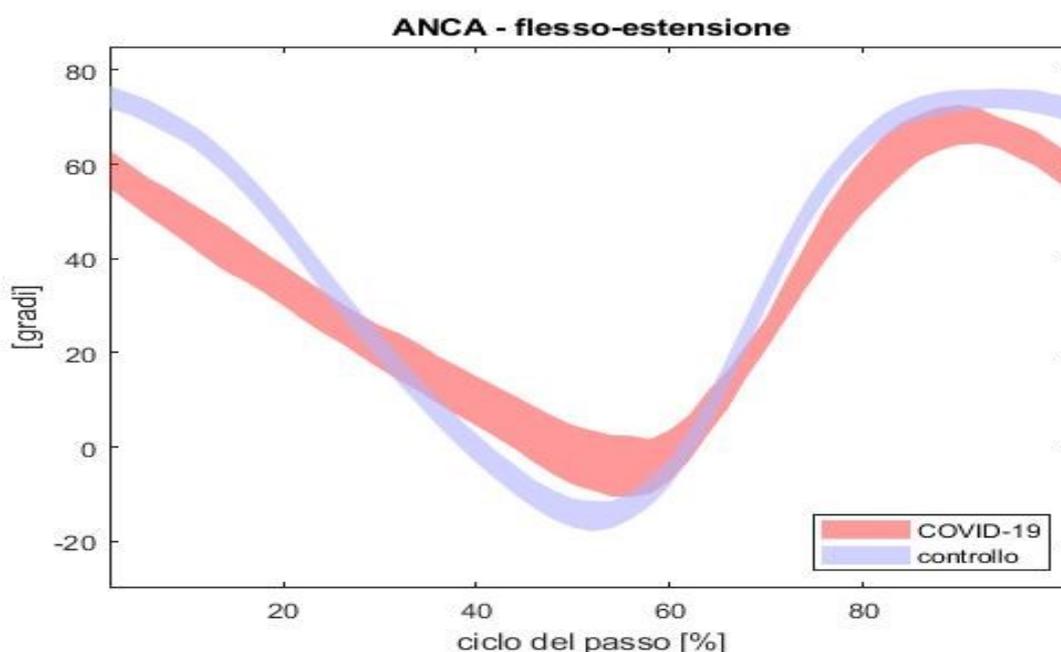
## Flesso – estensione dell'anca

Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

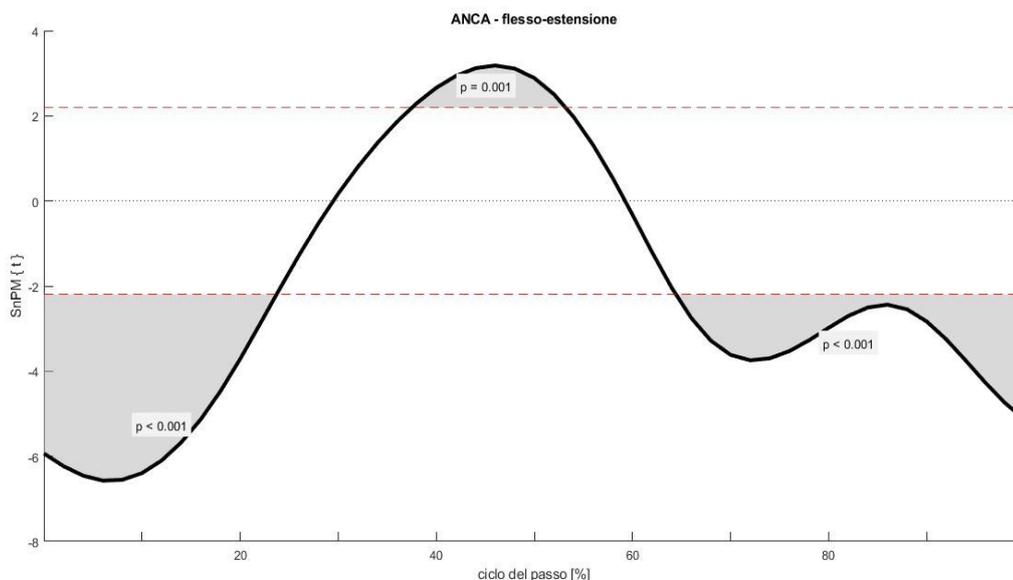
- Appoggio ad anca rigida (**10** soggetti).
- Asimmetria (**9** soggetti).
- Retro-versione del bacino (**8** soggetti).
- Ridotta flessione dell'anca all'*heel strike* (**8** soggetti).
- Strategia d'anca in iper-flessione nella prima fase dello *swing* (**6** soggetti).
- Ridotta estensione dell'anca in *pre-swing* (**5** soggetti).
- *Range of motion* (ROM) ridotto (**4** soggetti) e molto ridotto (**3** soggetti).

La flesso-estensione dell'anca differisce significativamente tra le due popolazioni durante tutto il ciclo del passo.

In particolare la flessione dell'anca dei soggetti in esiti di COVID-19 è minore rispetto a quella dei soggetti di controllo in fase di *heel strike*. La risposta al carico in tali soggetti avviene ad anca rigida, mentre l'estensione in *terminal stance* risulta ridotta. In fase di *terminal swing* vi è una riduzione di flessione che conduce al successivo *heel strike* a flessione ridotta.



**Figura 35** Andamento dell'angolo di flesso-estensione dell'articolazione dell'anca rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



**Figura 36** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

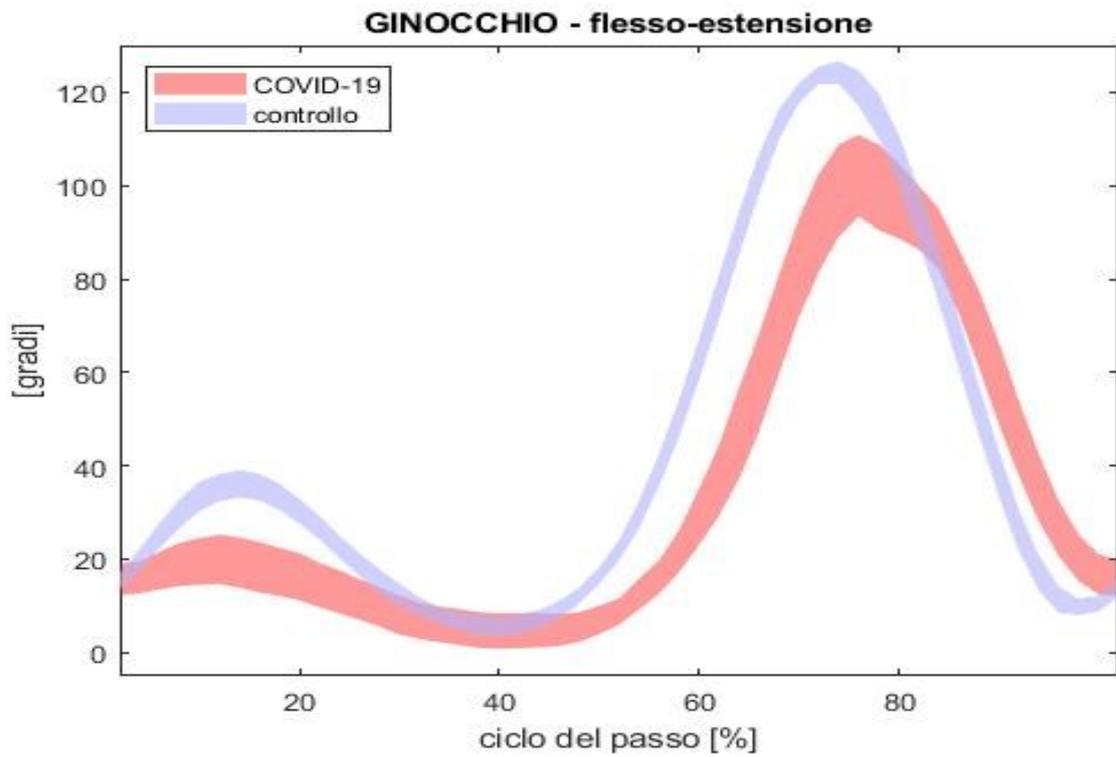
### Flesso – estensione del ginocchio

Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

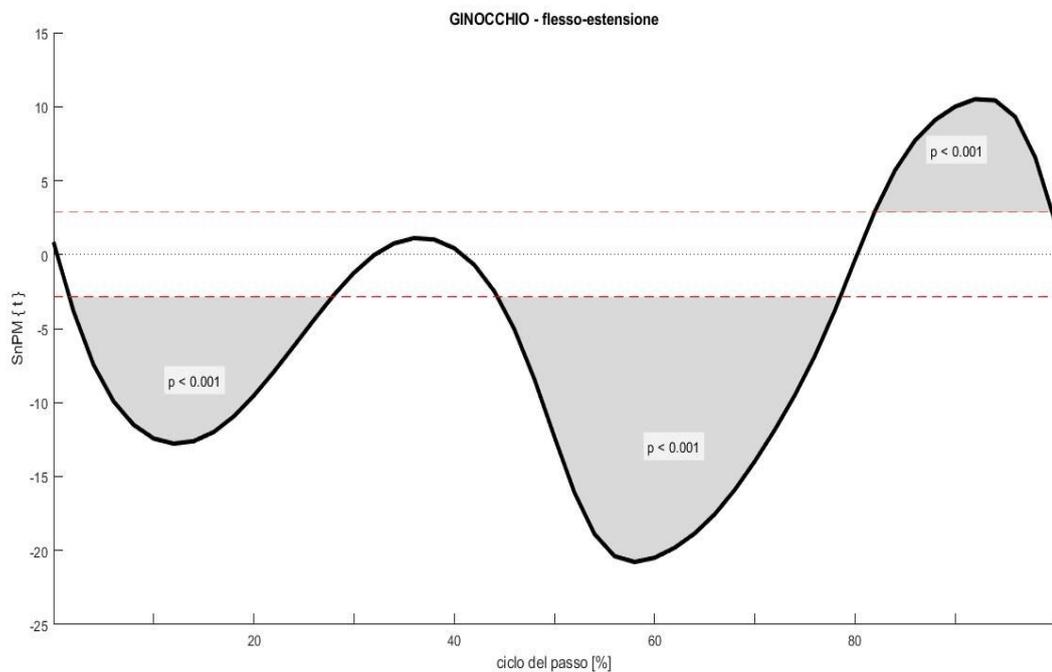
- Mancanza del picco di flessione nella fase di risposta al carico (**7** soggetti).
- Iperestensione del ginocchio nella fase di *mid-stance* (**6** soggetti)
- Ridotta flessione in fase di *swing* (**6** soggetti).
- Anomala flessione in fase di appoggio e per tutta la durata della *stance* (**3** soggetti).

La flessio-estensione del ginocchio differisce significativamente tra le due popolazioni durante tutto il ciclo del passo.

In particolare la flessione del ginocchio dei soggetti in esiti di COVID-19 è minore rispetto a quella dei soggetti di controllo, sia in fase di risposta al carico (primo picco) che in fase di *pre-swing* (picco di massima flessione), mentre l'estensione risulta minore nella fase di *terminal swing*.



**Figura 37** Andamento dell'angolo di flessione-estensione del ginocchio rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



**Figura 38** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

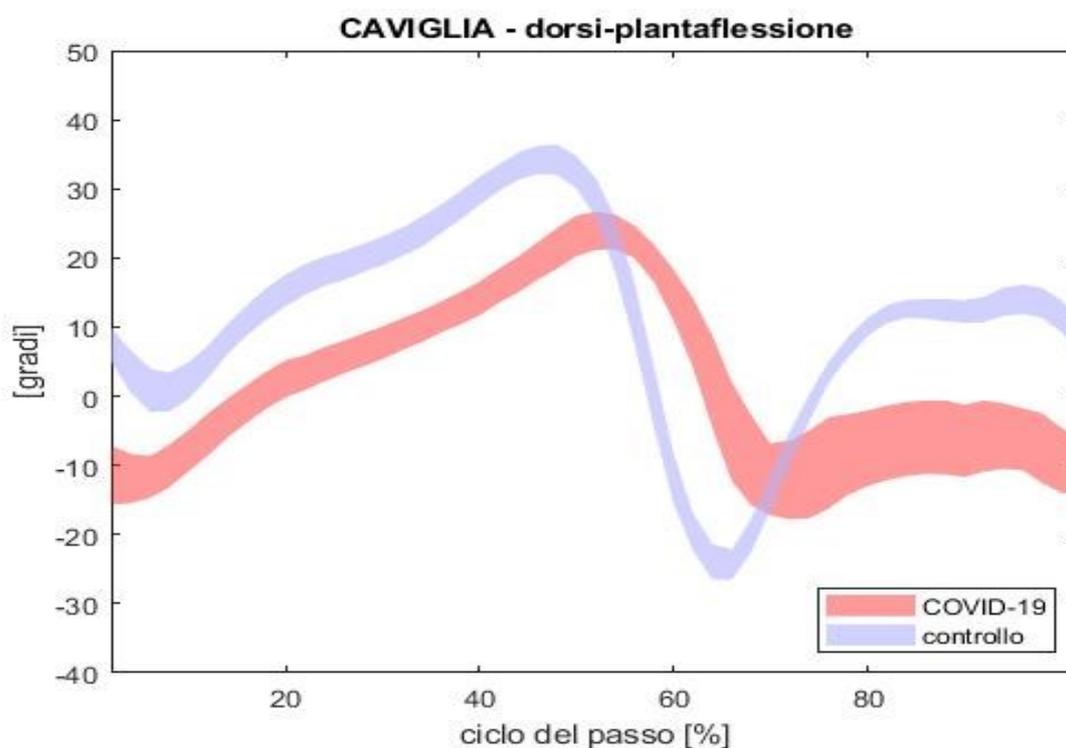
## Dorsi – plantaflessione della caviglia

Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

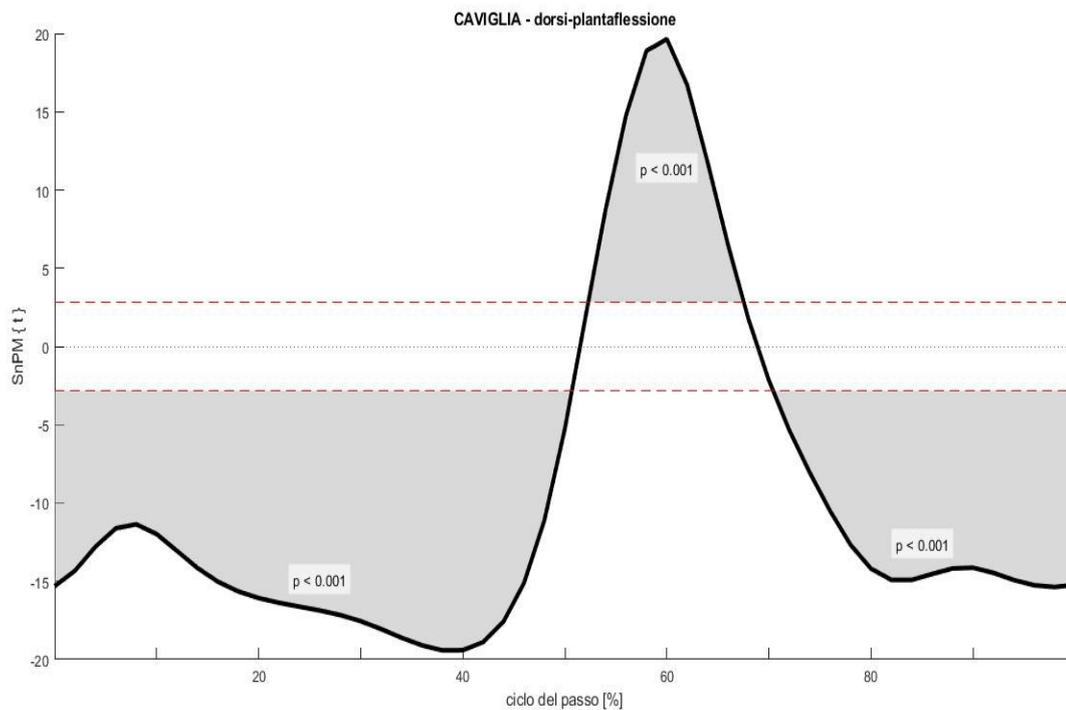
- Caviglia in plantaflessione all'heel strike (appoggio piatto) (**8** soggetti).
- Quasi assente di movimento della caviglia durante tutto il ciclo del passo (**2** soggetti).
- Mancanza di dorsi-flessione in fase di volo (**10** soggetti, estremamente marcata in **6**).

La dorsi-plantaflessione della caviglia differisce significativamente tra le due popolazioni durante tutto il ciclo del passo.

In particolare la dorsiflessione della caviglia dei soggetti in esiti di COVID-19 è minore rispetto a quella dei soggetti di controllo per tutta la durata delle fasi di *stance* (passiva) e di *swing* (attiva). La plantaflessione risulta invece minore rispetto a quella dei soggetti di controllo nella fase di *pre-swing*.



**Figura 39** Andamento dell'angolo di dorsi-plantaflessione della caviglia rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



**Figura 40** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

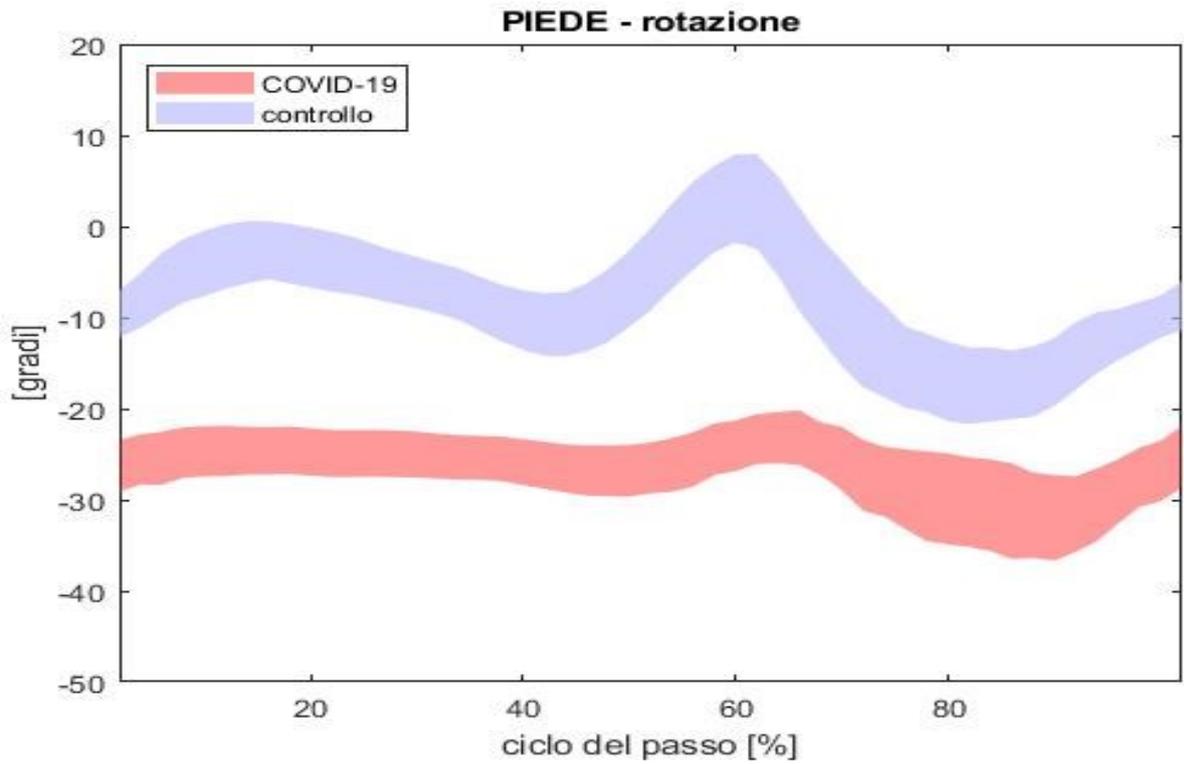
### Intra – extra rotazione del piede

Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

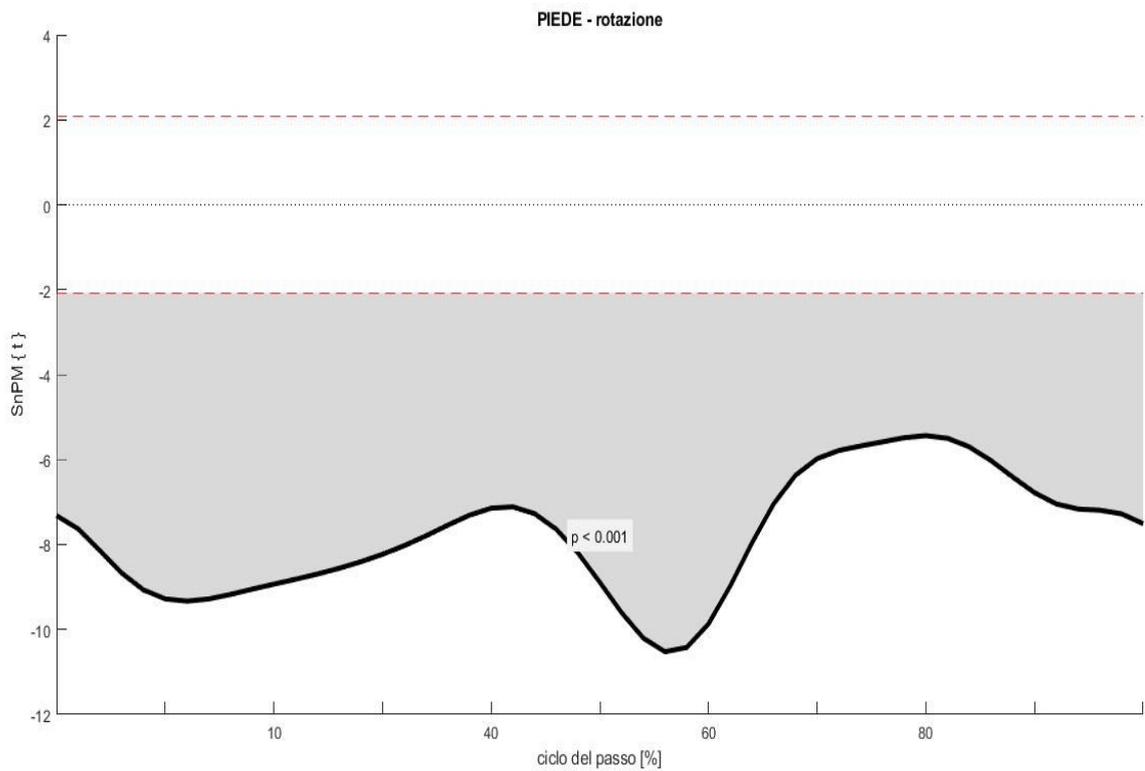
- Piedi in prevalenza extra-ruotati per tutto il ciclo del passo (**12** soggetti).
- Mancanza della fisiologica intra-rotazione nella fase di *pre-swing* (**12** soggetti).

La rotazione del piede differisce significativamente tra le due popolazioni durante tutto il ciclo del passo.

In particolare i soggetti in esiti di COVID-19 presentano una extra-rotazione del piede maggiore rispetto a quella dei soggetti di controllo per tutto il ciclo del passo e non presentano la fisiologica intra-rotazione del piede in fase di *pre-swing*.



**Figura 41** Andamento dell'angolo di rotazione del piede rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



**Figura 42** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

### 4.1.3) Dinamica

Per l'analisi dinamica del cammino sono state prese in considerazione le potenze delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia e la componente verticale della forza di reazione al suolo. Per ogni variabile dinamica di interesse, vengono riportate le principali caratteristiche riscontrate nei soggetti in esiti di COVID-19. Viene inoltre mostrato l'andamento della variabile rispetto al ciclo del passo, per entrambe le popolazioni, in termini di mediana + primo e terzo quartile e il grafico che evidenzia in quali fasi del ciclo del passo le differenze tra le due popolazioni risultano statisticamente significative.

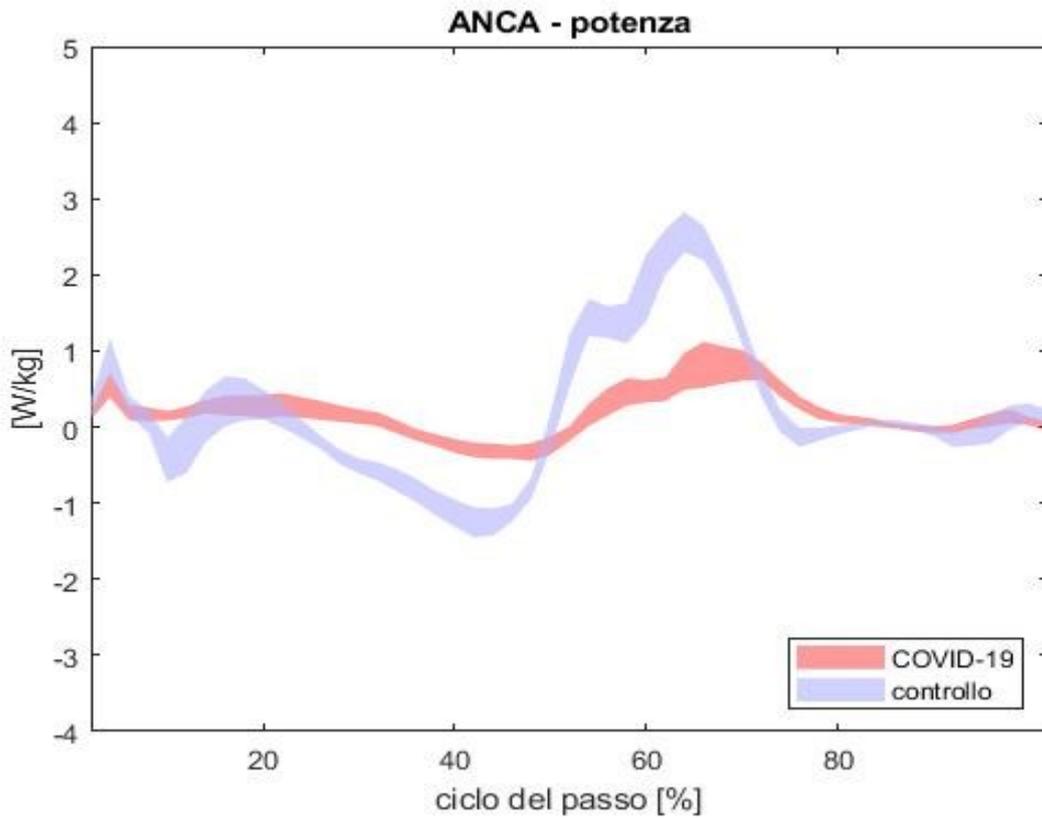
La totalità dei grafici raffiguranti le curve cinetiche ottenute per ciascuno dei soggetti in esiti di COVID-19 e il relativo range di normalità è presente in Appendice B.

### Potenza dell'anca

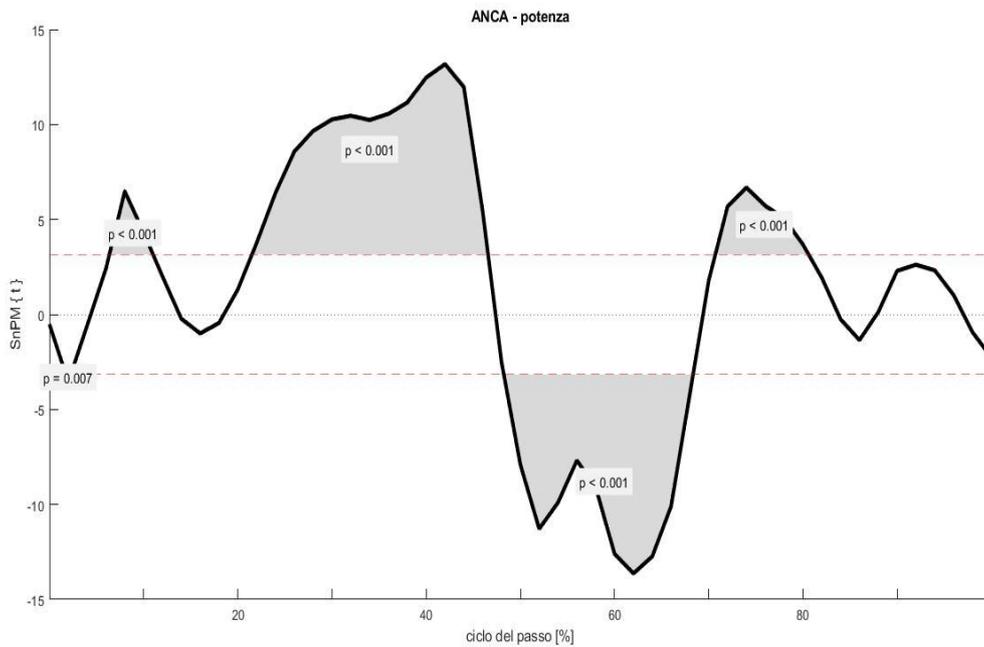
Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

- Potenze scarse (**9** soggetti, di cui **6** generano potenza solo nella fase terminale di *stance*).
- Potenze nulle (**2** soggetti).

La potenza dei soggetti in esiti di COVID-19 risulta significativamente minore rispetto a quella dei soggetti di controllo. La curva (Figura 43) mostra infatti un andamento prossimo allo zero ad eccezione di un modesto picco nella parte centrale della *stance*.



**Figura 43** Andamento della potenza dell'anca rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



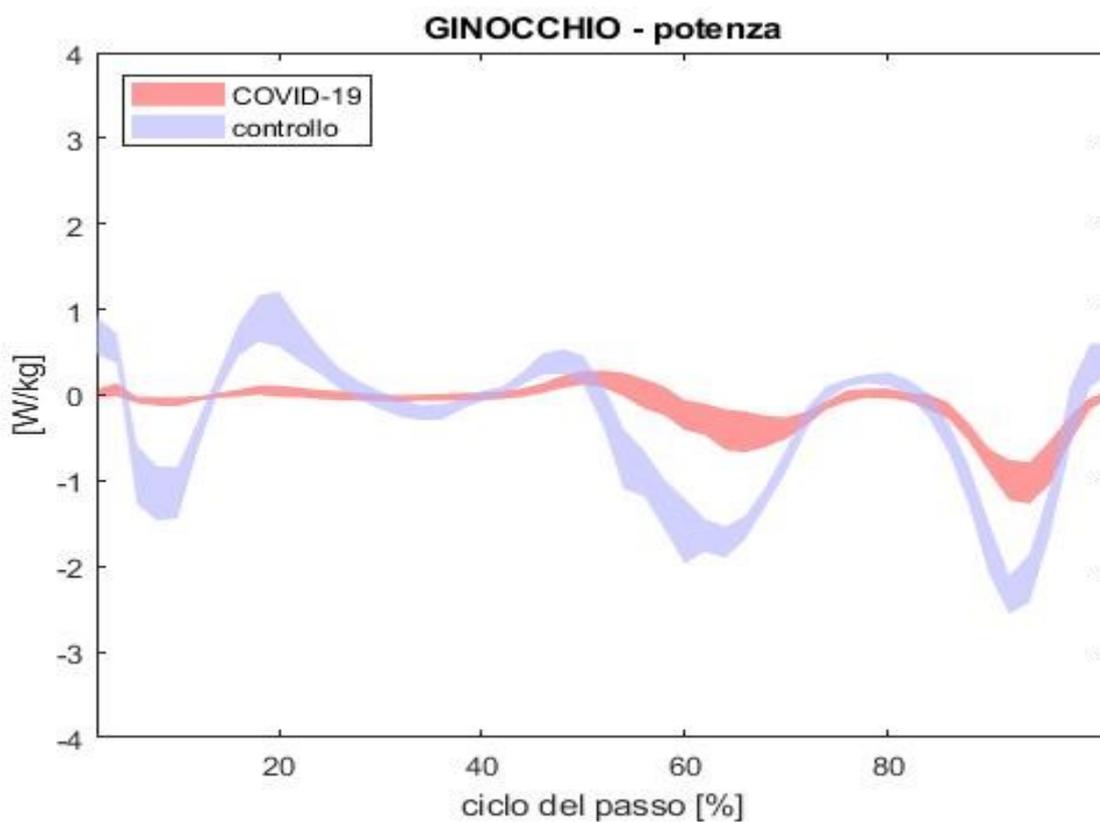
**Figura 44** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

## Potenza del ginocchio

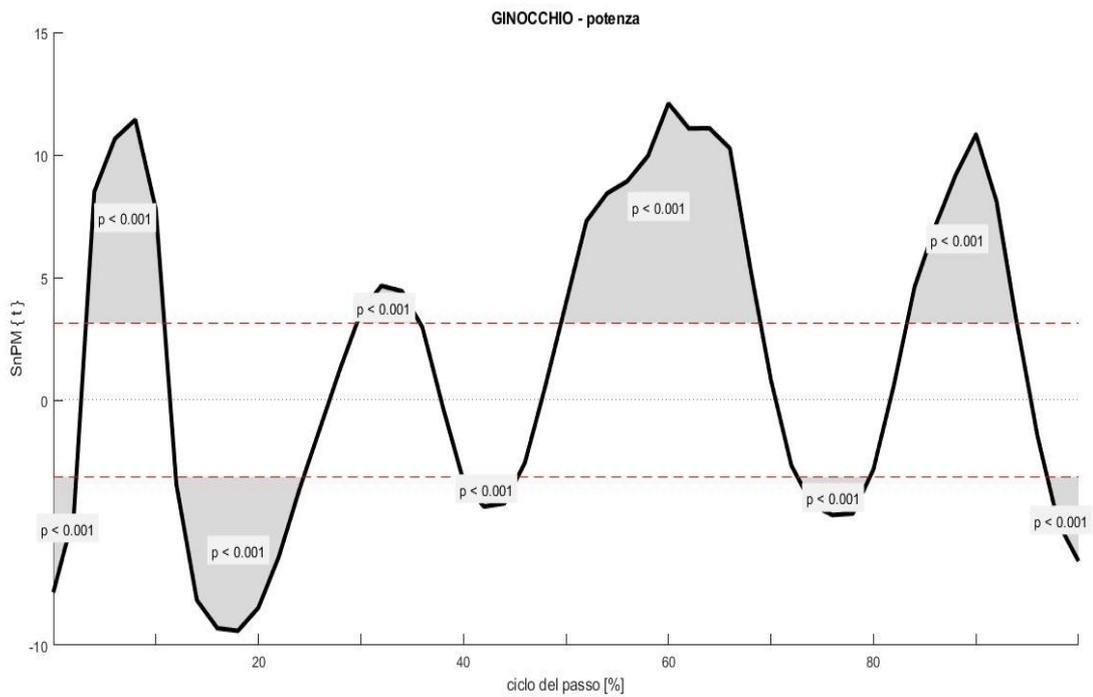
Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

- Potenze nulle, tranne nella fase terminale della *stance* (8 soggetti).
- Potenze scarse (3 soggetti).

La potenza del ginocchio dei soggetti in esiti di COVID-19 è significativamente ridotta rispetto a quella dei soggetti di controllo. Risulta nulle per buona parte della *stance*, mentre nella fase di *pre-swing* risulta ridotta.



**Figura 45** Andamento della potenza del ginocchio rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



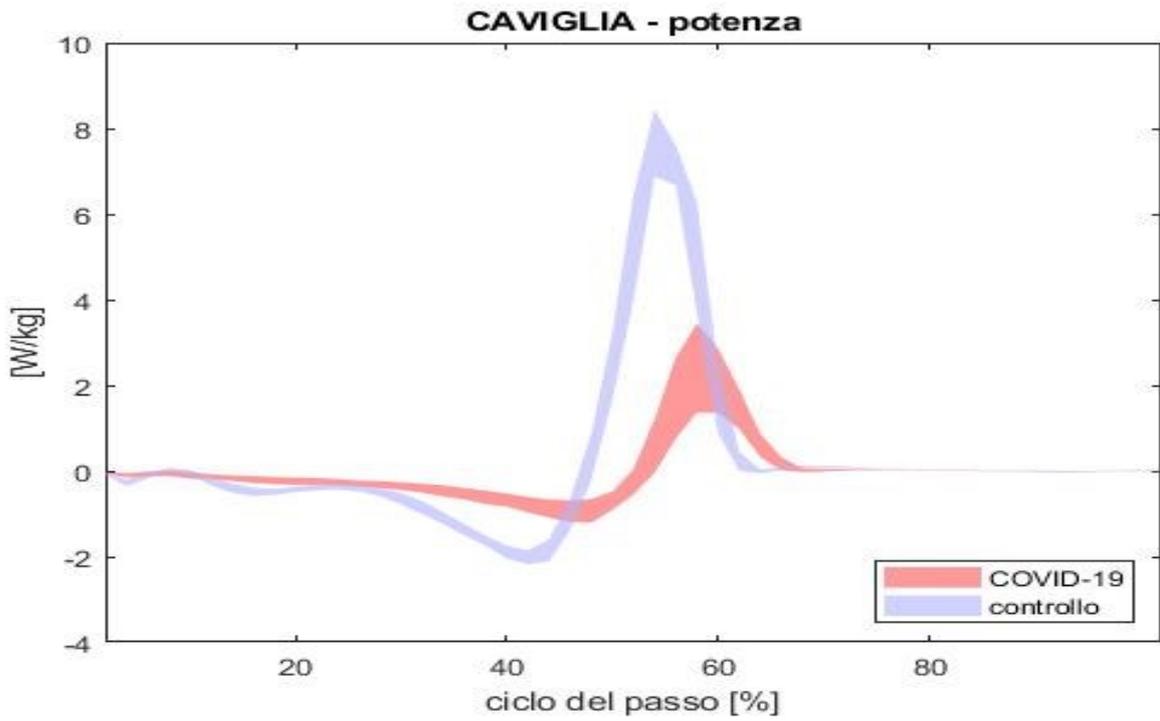
**Figura 46** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

## Potenza della caviglia

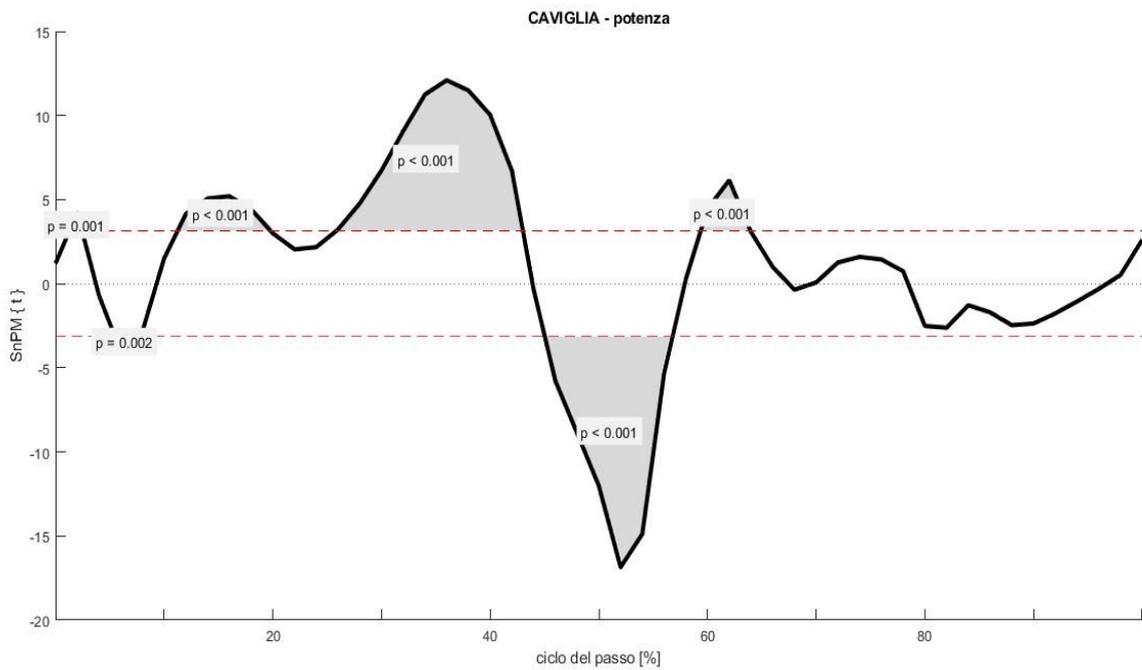
Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

- Potenza ridotta (**5** soggetti) e fortemente ridotta (**4** soggetti).
- Potenza quasi assente (**2** soggetti).

La potenza della caviglia dei soggetti in esiti di COVID-19 è significativamente ridotta rispetto a quella dei soggetti di controllo nella fase di *stance*.



**Figura 47** Andamento della potenza della caviglia rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celesti).



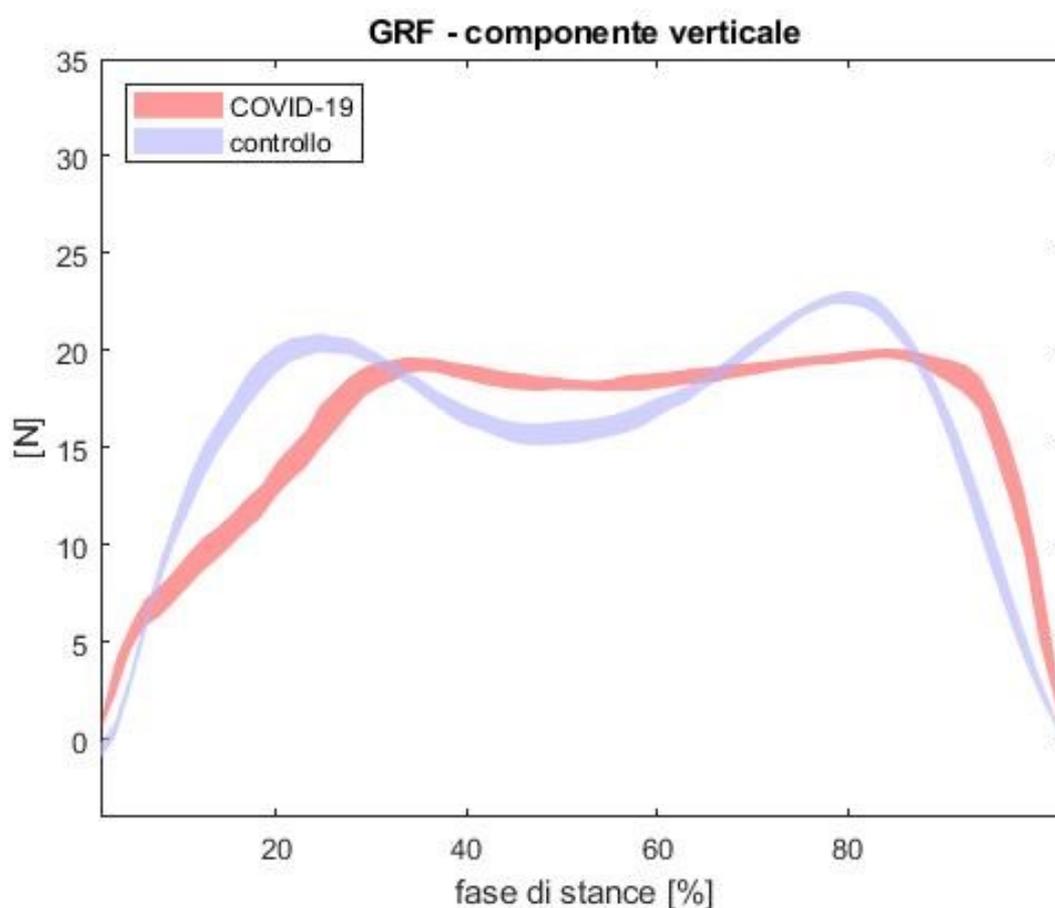
**Figura 48** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

## Componente verticale della forza di reazione al suolo (GRF)

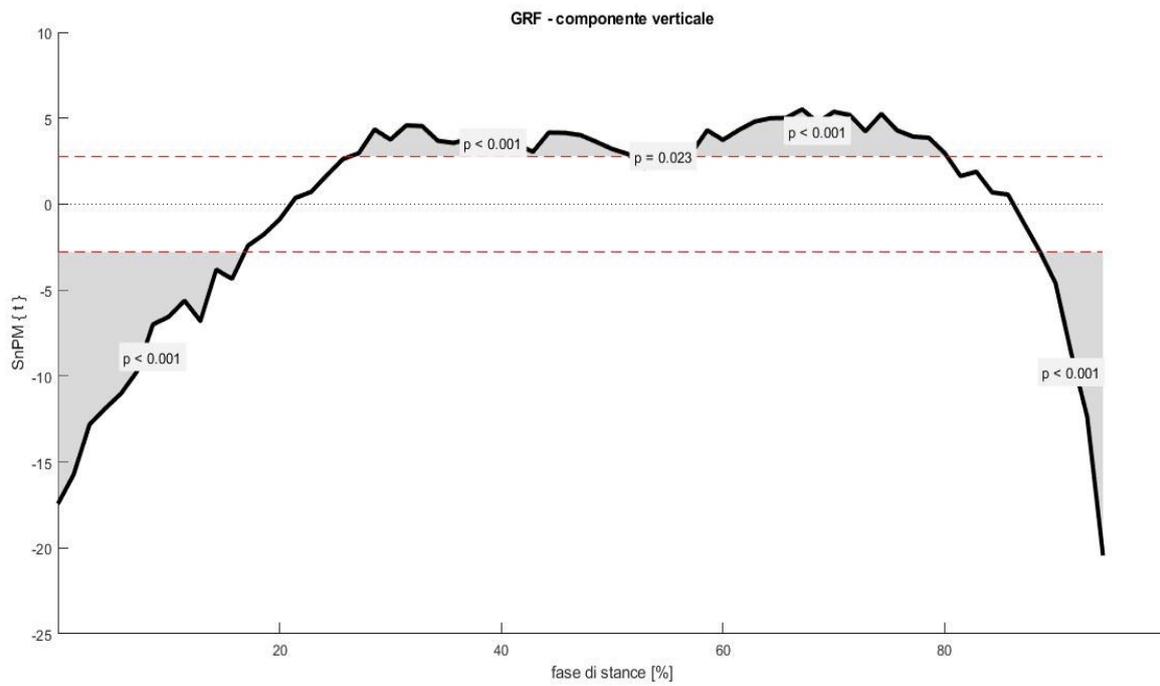
Le caratteristiche principali riscontrate nei 12 soggetti in esiti di COVID-19 sono state:

- Assenza totale del *doppio bump* (4 soggetti).
- Assenza del secondo picco del *doppio bump* (7 soggetti).

La componente verticale della forza di reazione al suolo dei soggetti in esiti di COVID-19 è maggiore all'*heel strike* a causa dell'appoggio piatto del piede, risulta poi crescere meno velocemente rispetto a quella della popolazione di controllo fino all'appoggio monopodalico. È assente la fase di *doppio bump*, sostituita da un andamento lineare che rappresenta la forza peso, evidenziando l'assenza di frenata e di propulsione.



**Figura 49** Andamento della componente verticale della GRF rispetto al ciclo del passo, relativo ai soggetti in esiti di COVID-19 (arancione) e ai soggetti di controllo (celeste).



**Figura 50** Differenze statisticamente significative tra le due popolazioni rispetto al ciclo del passo.

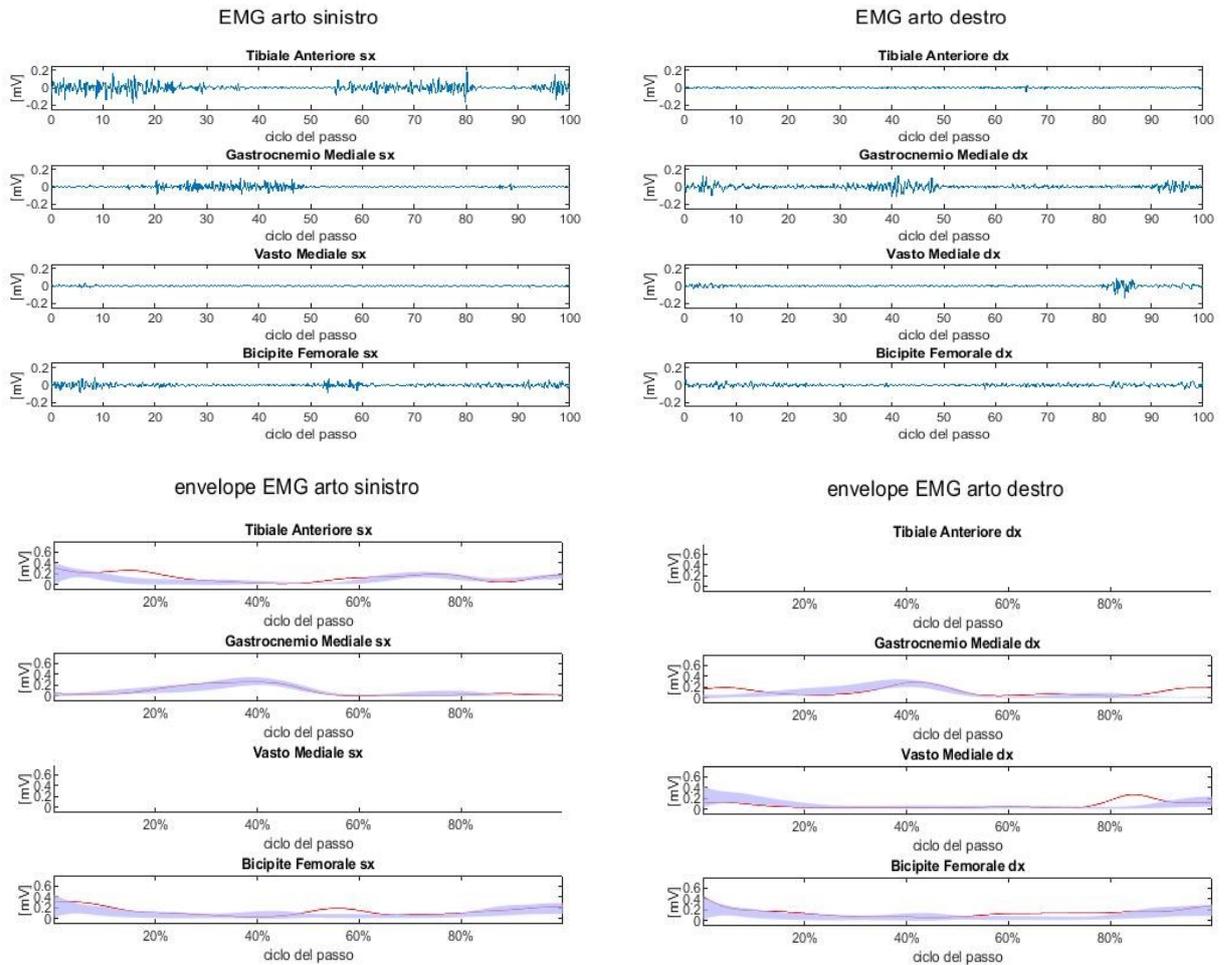
## **4.2) Dati elettromiografici**

Il timing dell'attivazione dei muscoli Tibiale Anteriore, Gastrocnemio Mediale, Vasto Mediale e Bicipite Femorale è stato valutato in modo qualitativo confrontando il profilo di attivazione (envelope) di tali muscoli con un range di normalità costruito a partire dai segnali elettromiografici relativi ai soggetti della popolazione di controllo.

Vengono di seguito riportate le osservazioni relative alle anomalie nel timing di attivazione dei muscoli di ciascun paziente ed una sintesi relativa a ciascun muscolo.

Per il soggetto P04 non è stata possibile l'acquisizione dei segnali EMG a causa di un malfunzionamento dell'elettromiografo.

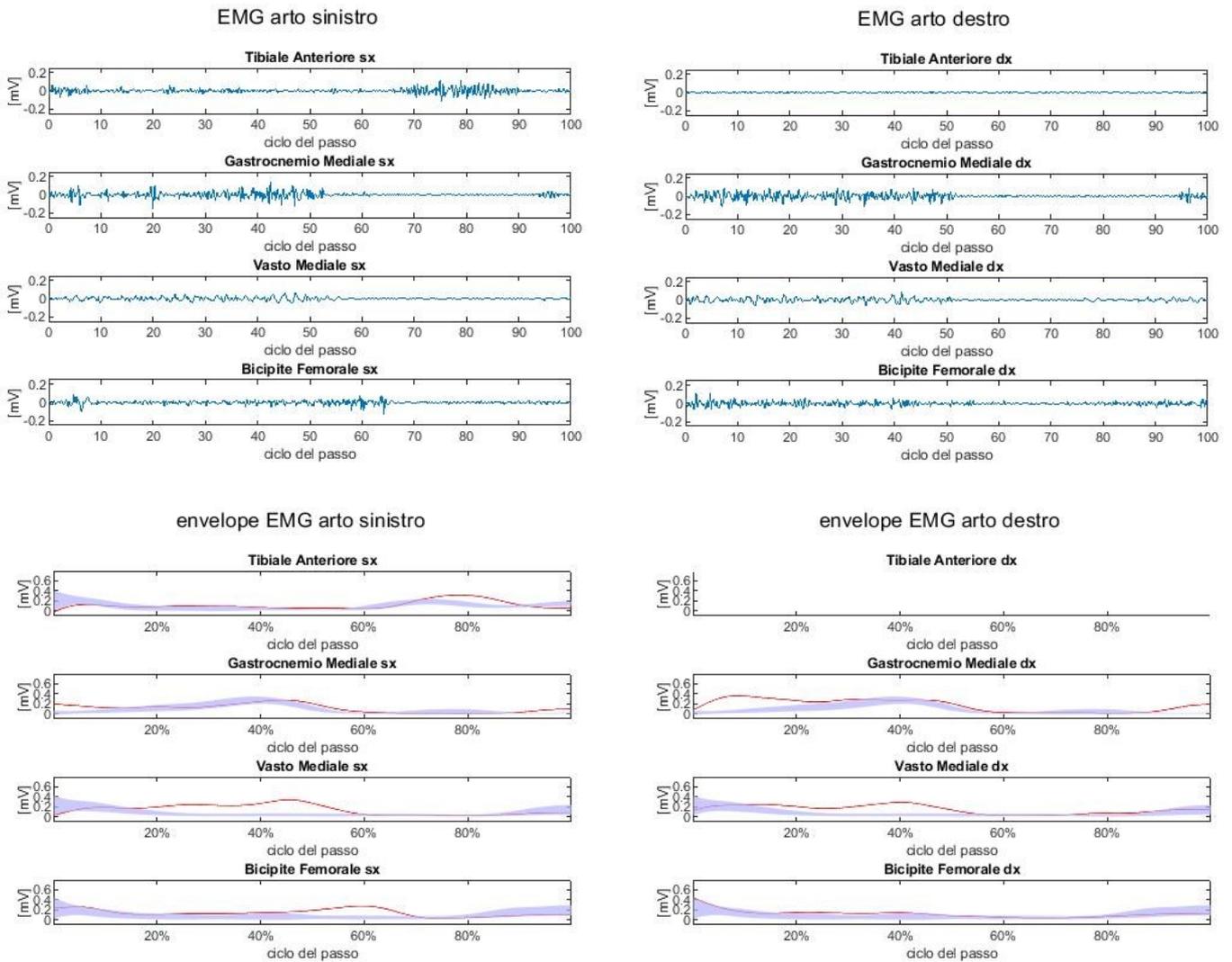
## Soggetto P01



**Figura 51** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P01 risultano assenti le attività dei muscoli Tibiale Anteriore destro e Vasto Mediale sinistro. Si riscontrano, inoltre, un'attivazione anticipata del Bicipite Femorale sinistro in fase di *swing*, un'anomala attivazione del Gastrocnemio Mediale destro prima e dopo l'*heel strike* e una precoce attivazione del Vasto Mediale destro in fase di *swing*.

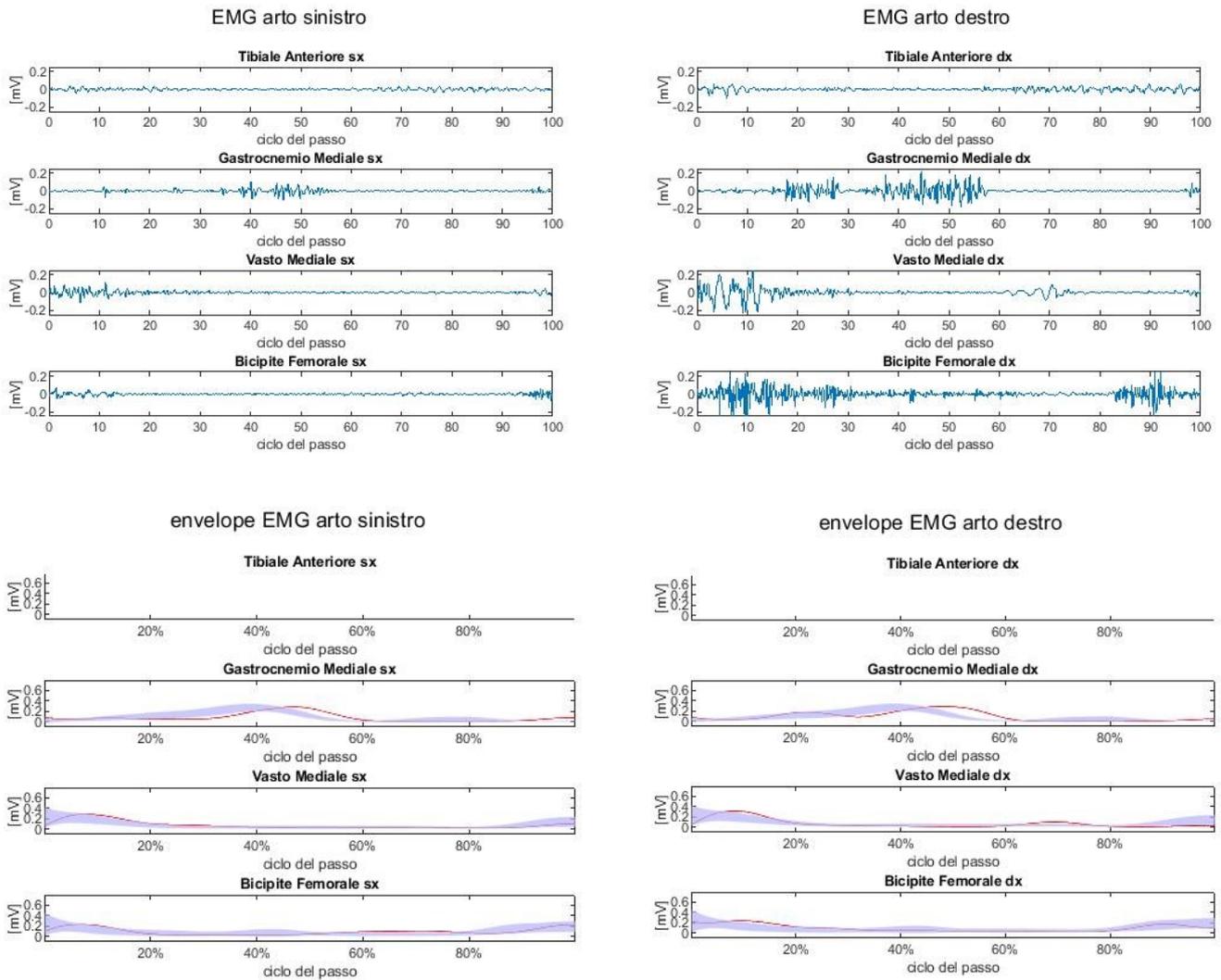
## Soggetto P02



**Figura 52** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P02 risulta assente l'attività del muscolo Tibiale Anteriore destro. Si riscontrano, inoltre, un'anomala attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro e destro prima e dopo l'*heel strike*, un'attivazione anomala dei muscoli Vasto Mediale e Bicipite Femorale, sia per l'arto sinistro che per il destro, durante tutta la fase di *stance*.

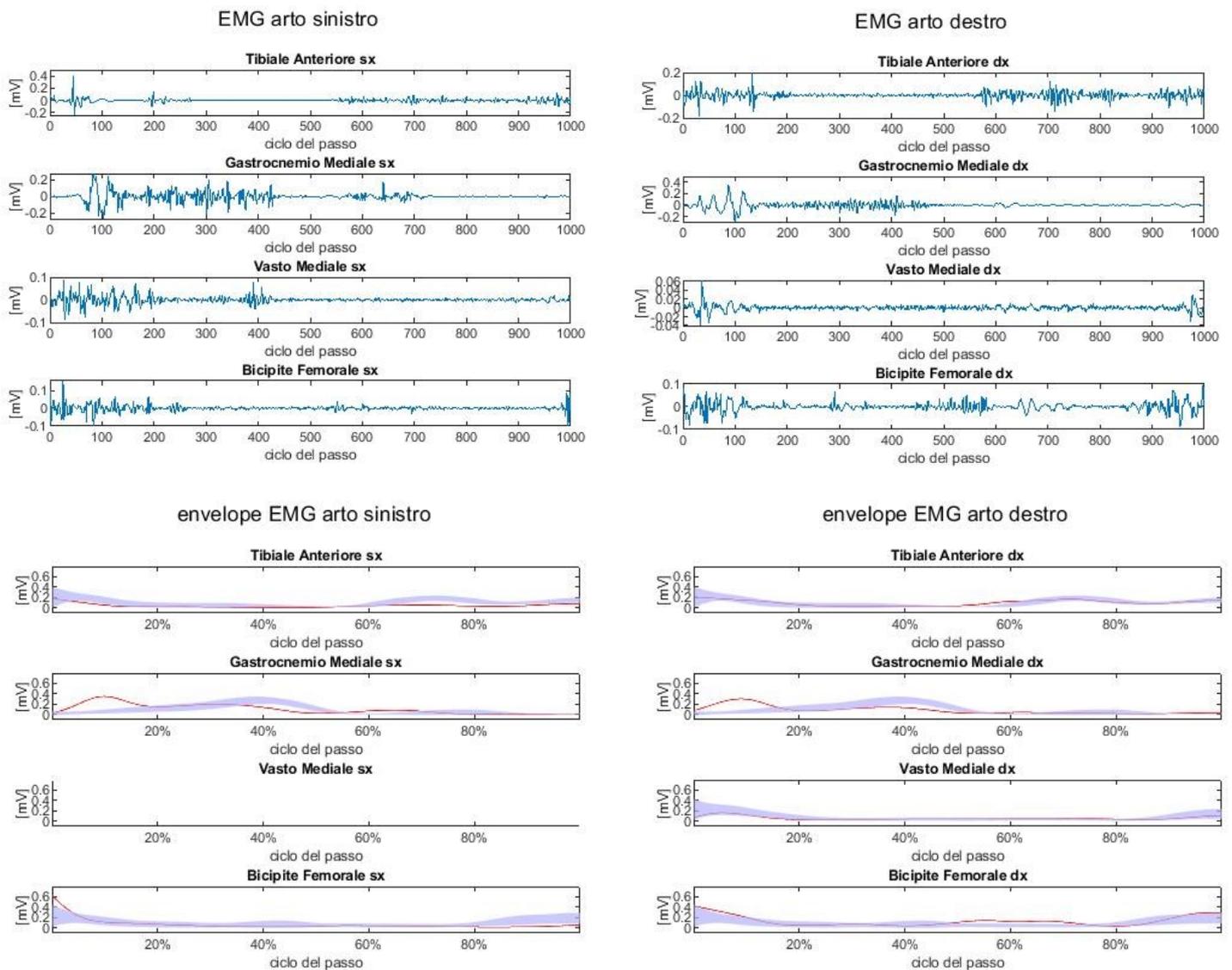
## Soggetto P03



**Figura 53** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P03 risultano assenti le attività dei muscoli Tibiale Anteriore sinistro e destro. Si riscontrano, inoltre, un'anomala attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro e destro prima e dopo l'*heel strike* e una prolungata attivazione del Bicipite Femorale destro durante la fase di *stance*.

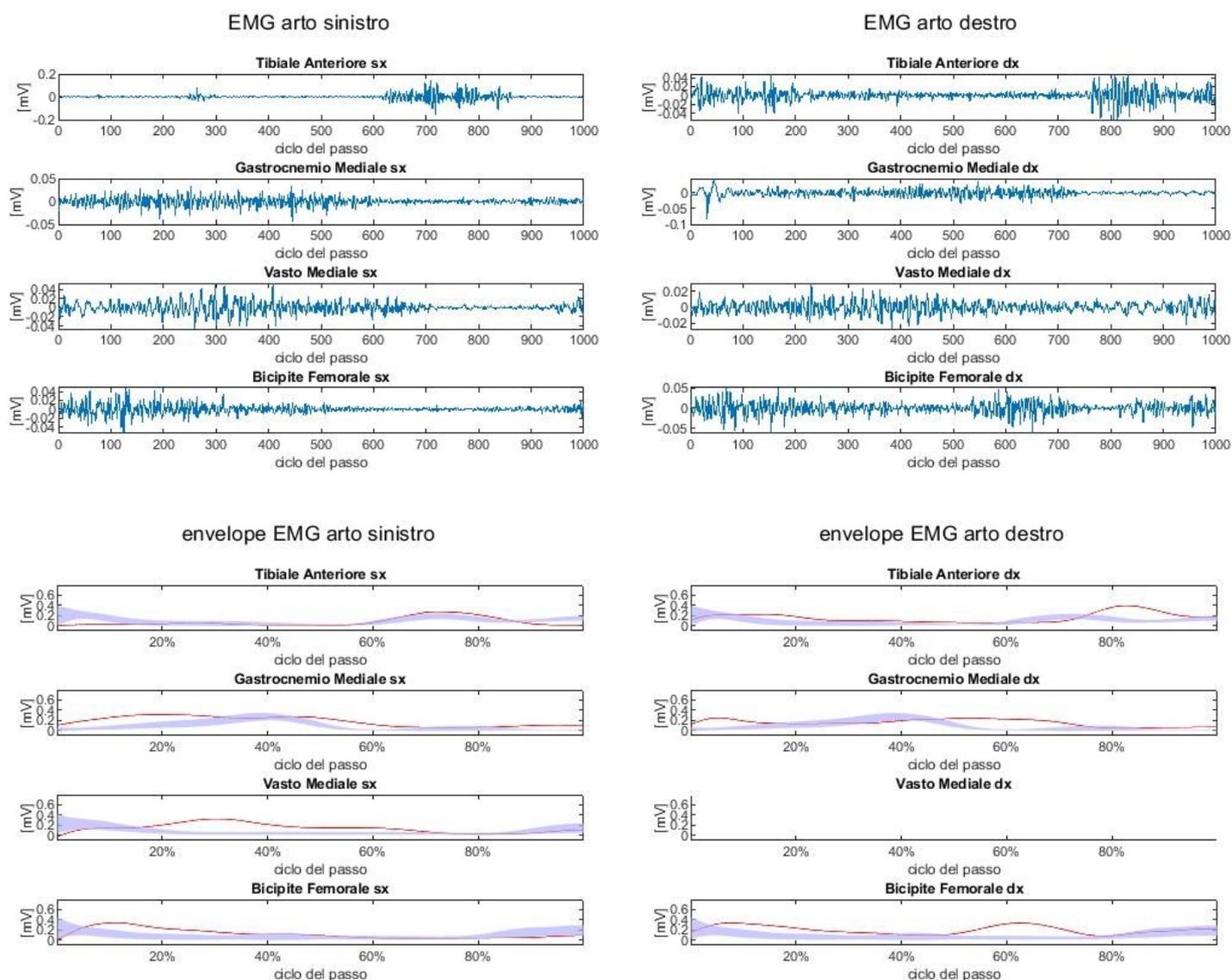
## Soggetto P05



**Figura 54** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P05 risulta assente l'attività del muscolo Vasto Mediale sinistro. Si riscontrano, inoltre, una precoce attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro e destro nella fase di *stance* ed una co-attivazione dei muscoli Tibiale Anteriore sinistro e Gastrocnemio Mediale sinistro nella fase di *pre-swing*.

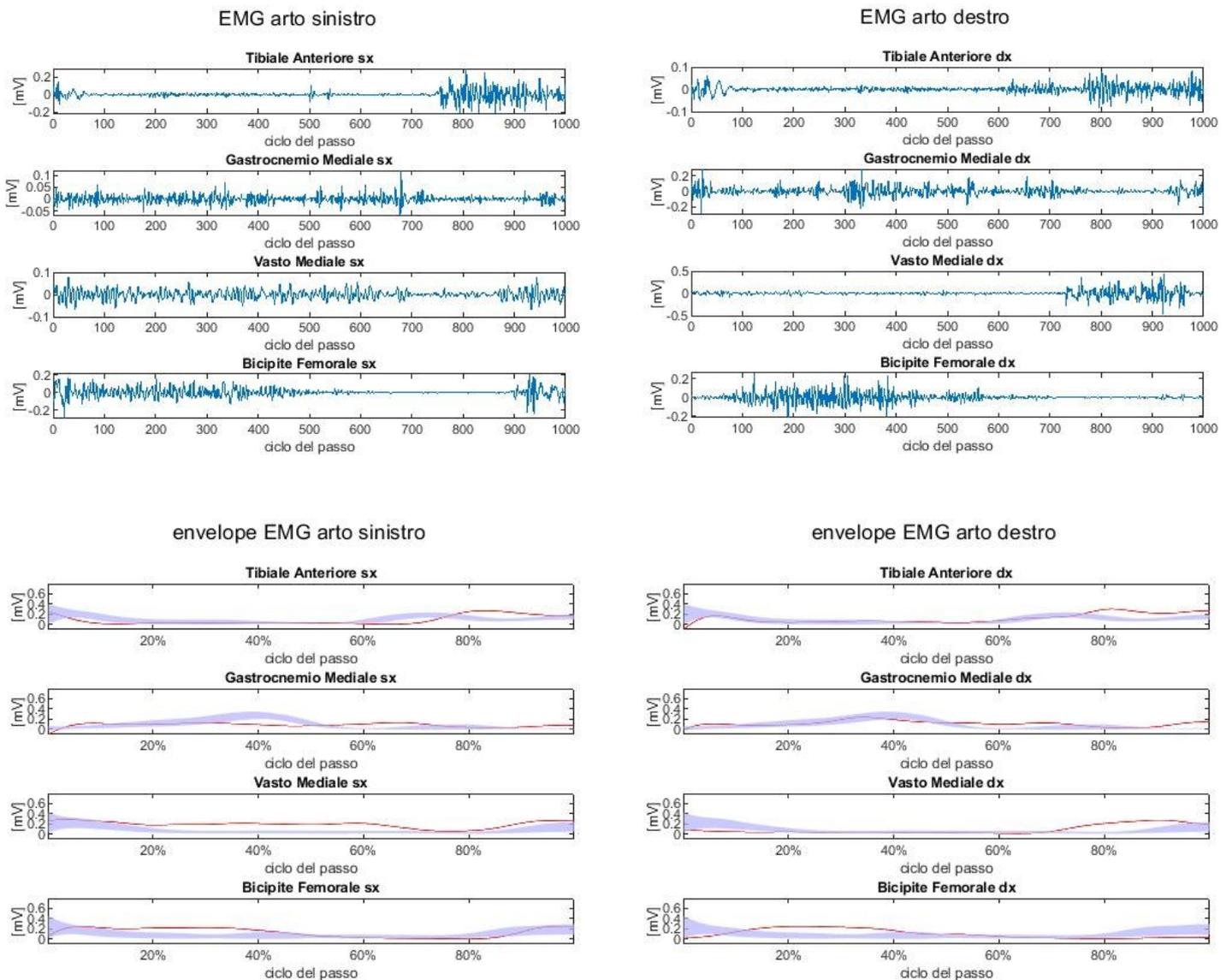
## Soggetto P06



**Figura 55** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P06 risulta assente l'attività del muscolo Vasto Mediale destro. Si riscontrano, inoltre, l'assenza di attivazione del Tibiale Anteriore sinistro all'*heel strike*, una precoce attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro e destro nella fase iniziale di *stance*, una prolungata attivazione del Vasto Mediale sinistro e del Bicipite Femorale sinistro nella fase di *stance* e una scarsa attività del Tibiale Anteriore destro.

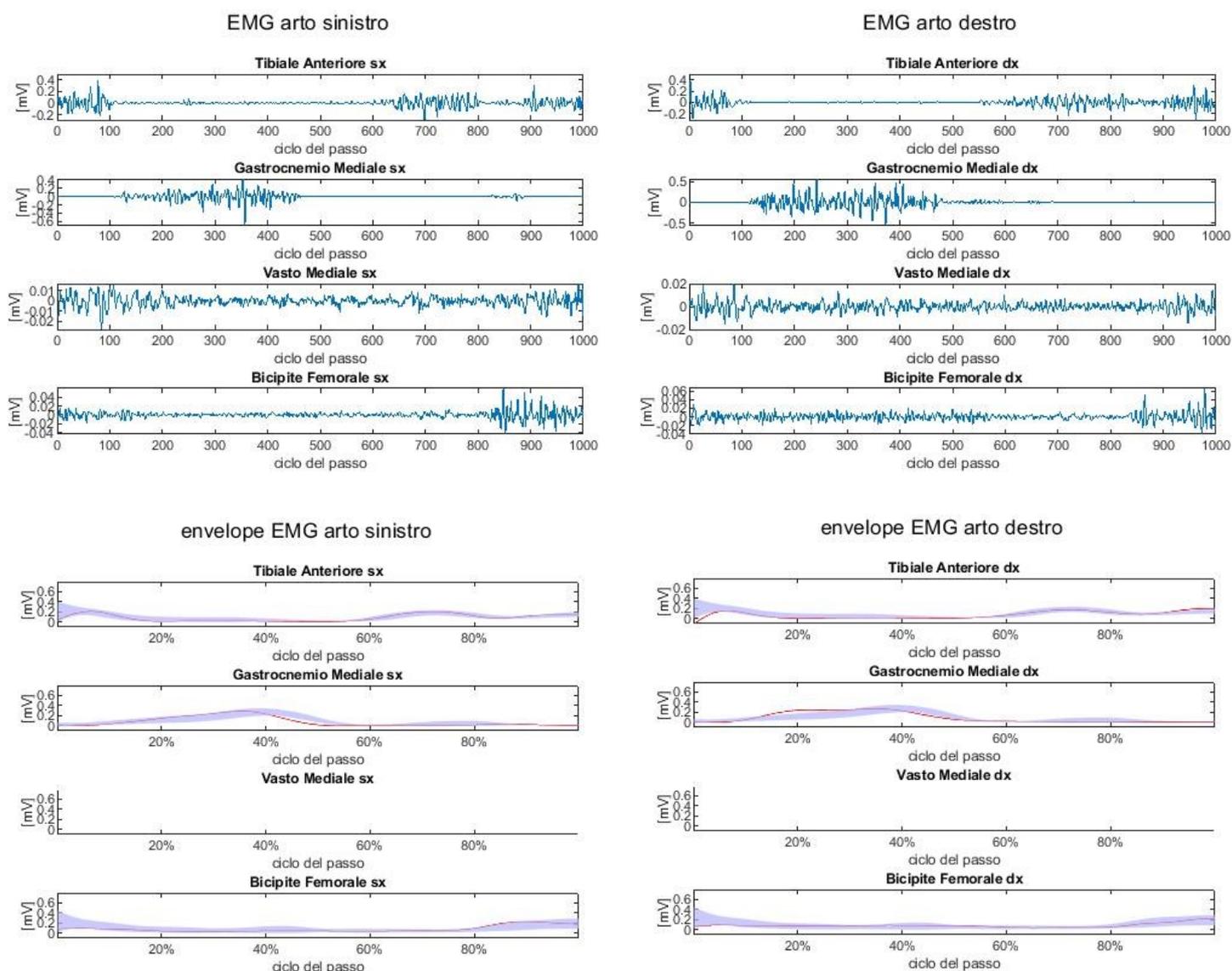
## Soggetto P07



**Figura 56** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P07 si riscontrano una prolungata attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro e destro nella fase iniziale di *stance*, una prolungata attivazione del Vasto Mediale sinistro e del Bicipite Femorale sinistro nella fase di *stance*, l'assenza di attivazione del Vasto Mediale destro e del Bicipite Femorale destro all'*heel strike* e una prolungata attività nella fase di *stance* di quest'ultimo.

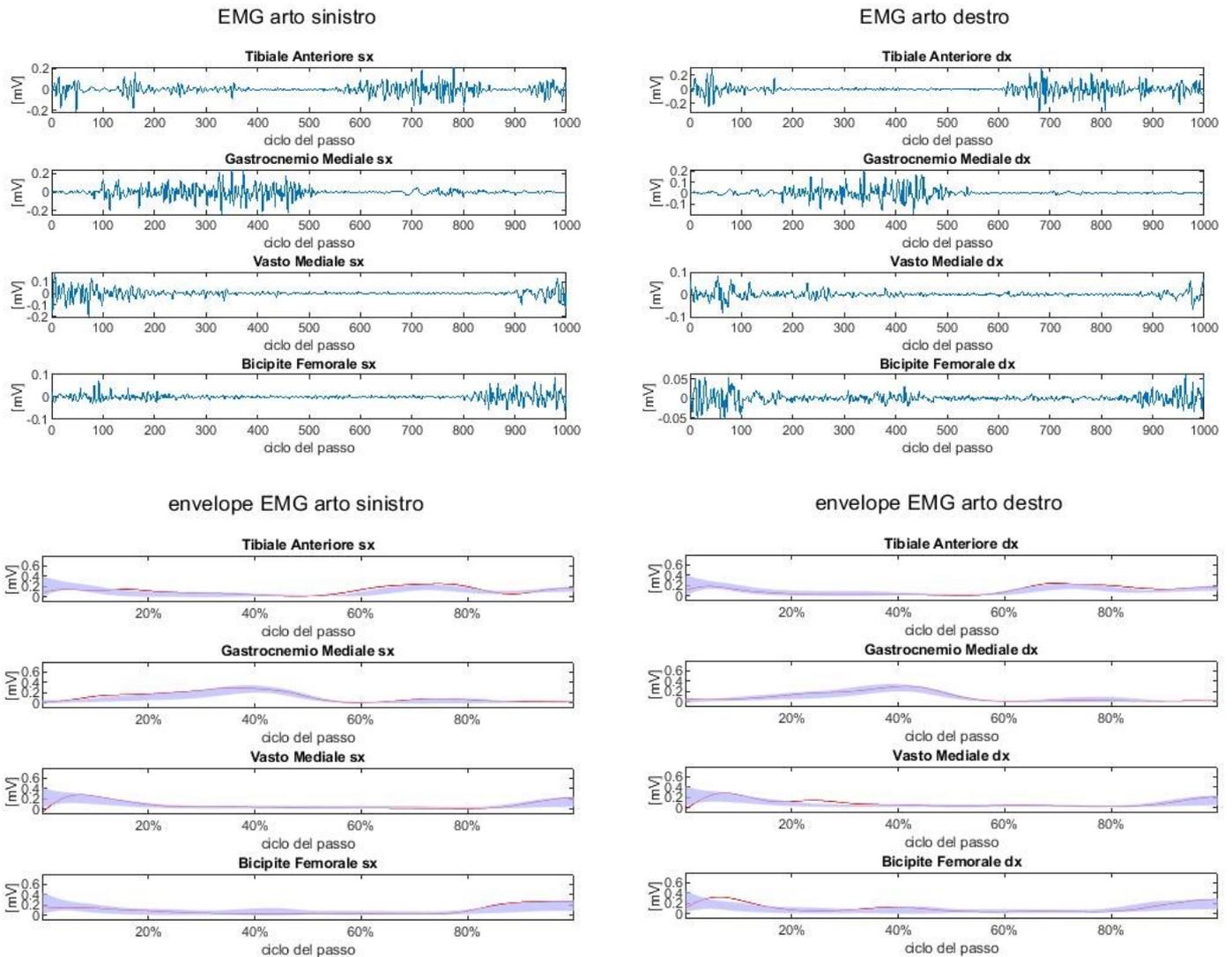
## Soggetto P08



**Figura 57** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P08 risultano assenti le attività dei muscoli Vasto Mediale sinistro e destro. Si riscontrano una breve attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro, una co-attivazione dei muscoli Tibiale Anteriore destro e Gastrocnemio Mediale destro prima dell'*heel strike* e una prolungata attivazione del Bicipite Femorale destro nella fase di *stance*.

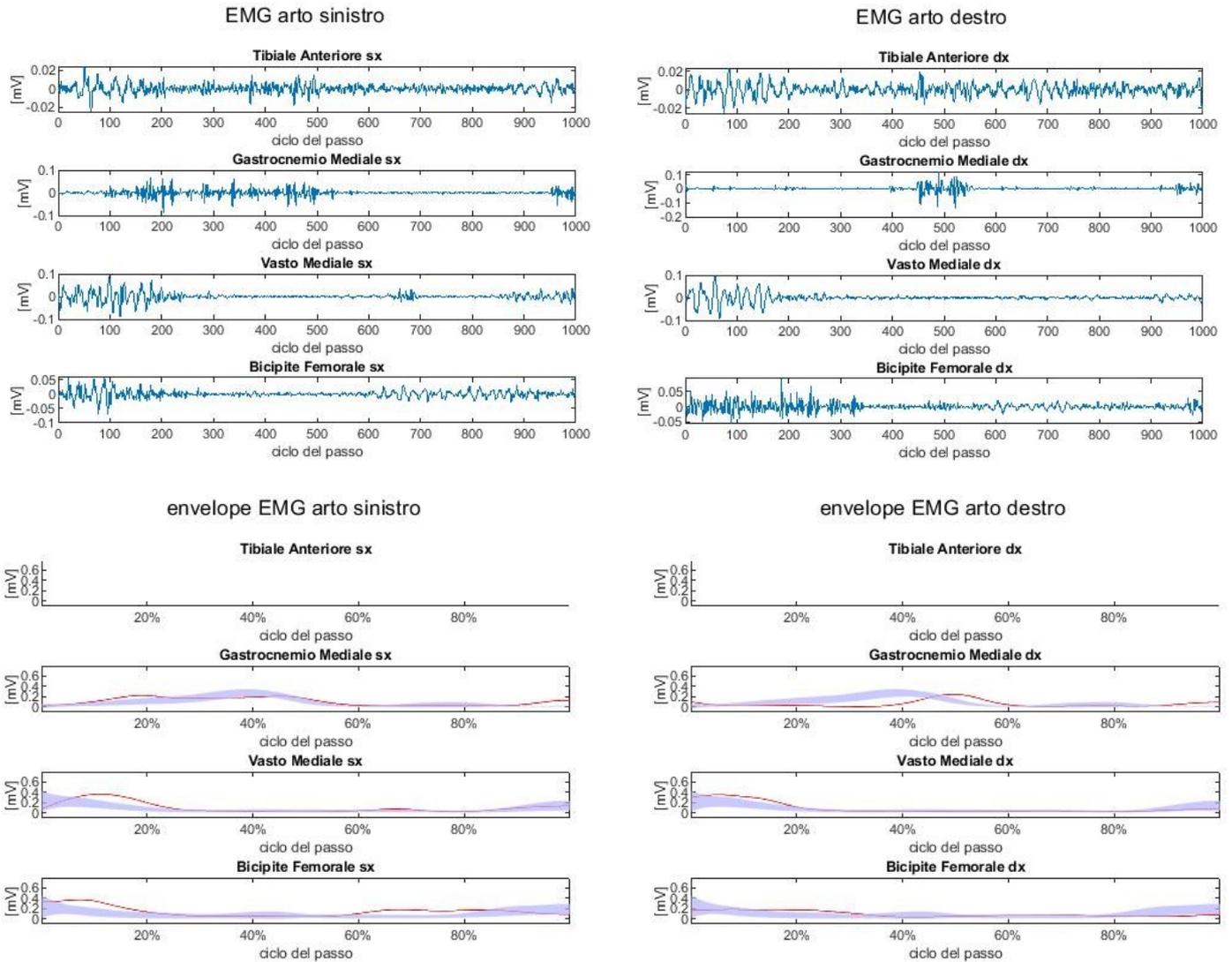
## Soggetto P09



**Figura 58** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P09 si riscontrano una prolungata attività del Tibiale Anteriore sinistro in fase di *stance*, una co-attivazione dei muscoli Tibiale Anteriore sinistro e Gastrocnemio Mediale sinistro nella fase di *stance* e una anomala attivazione del Gastrocnemio Mediale sinistro nella fase di *swing*.

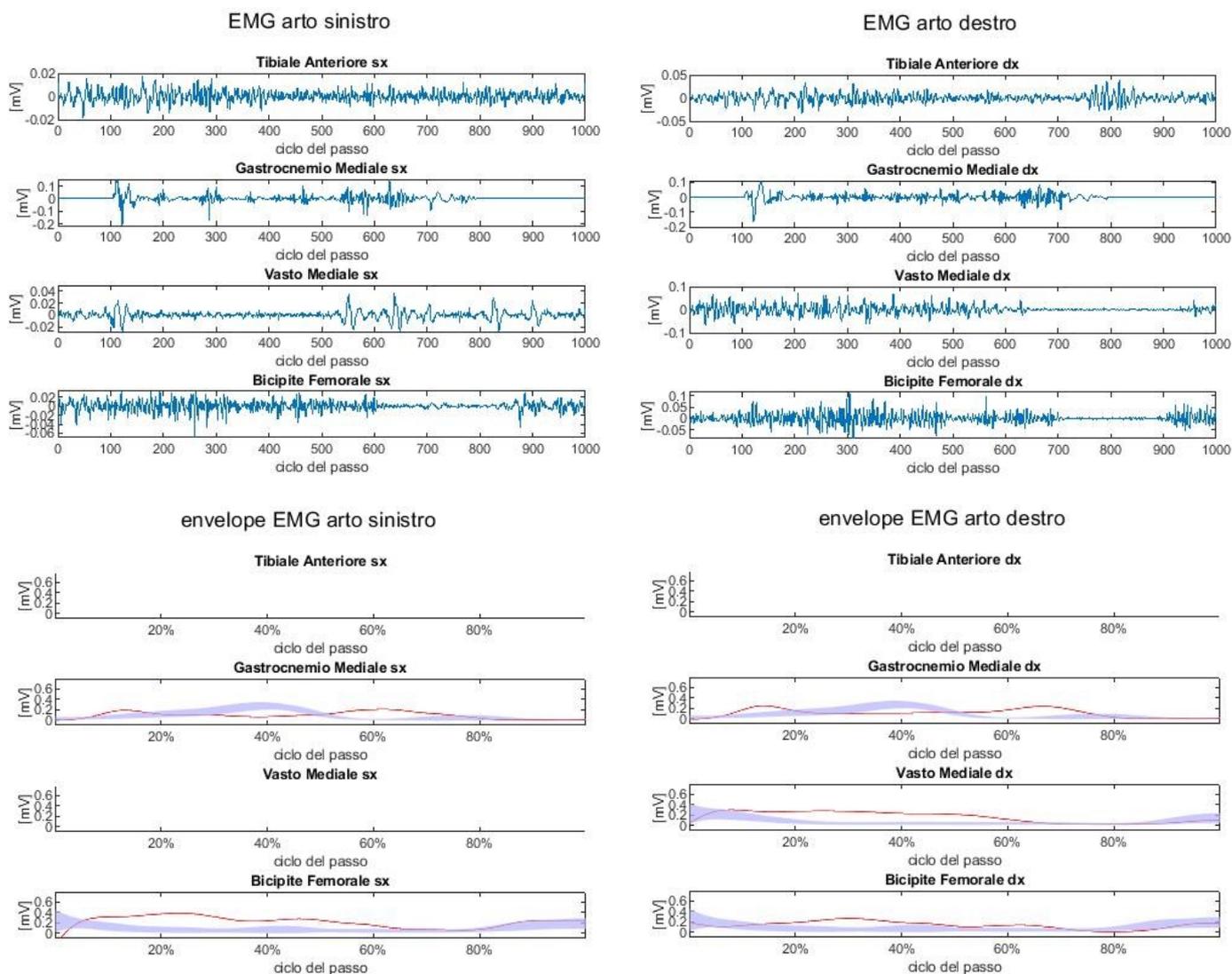
## Soggetto P10



**Figura 59** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P10 risultano assenti le attività dei muscoli Tibiale Anteriore sinistro e destro. Si riscontrano, inoltre, un'attività breve e ritardata del Gastrocnemio Mediale destro.

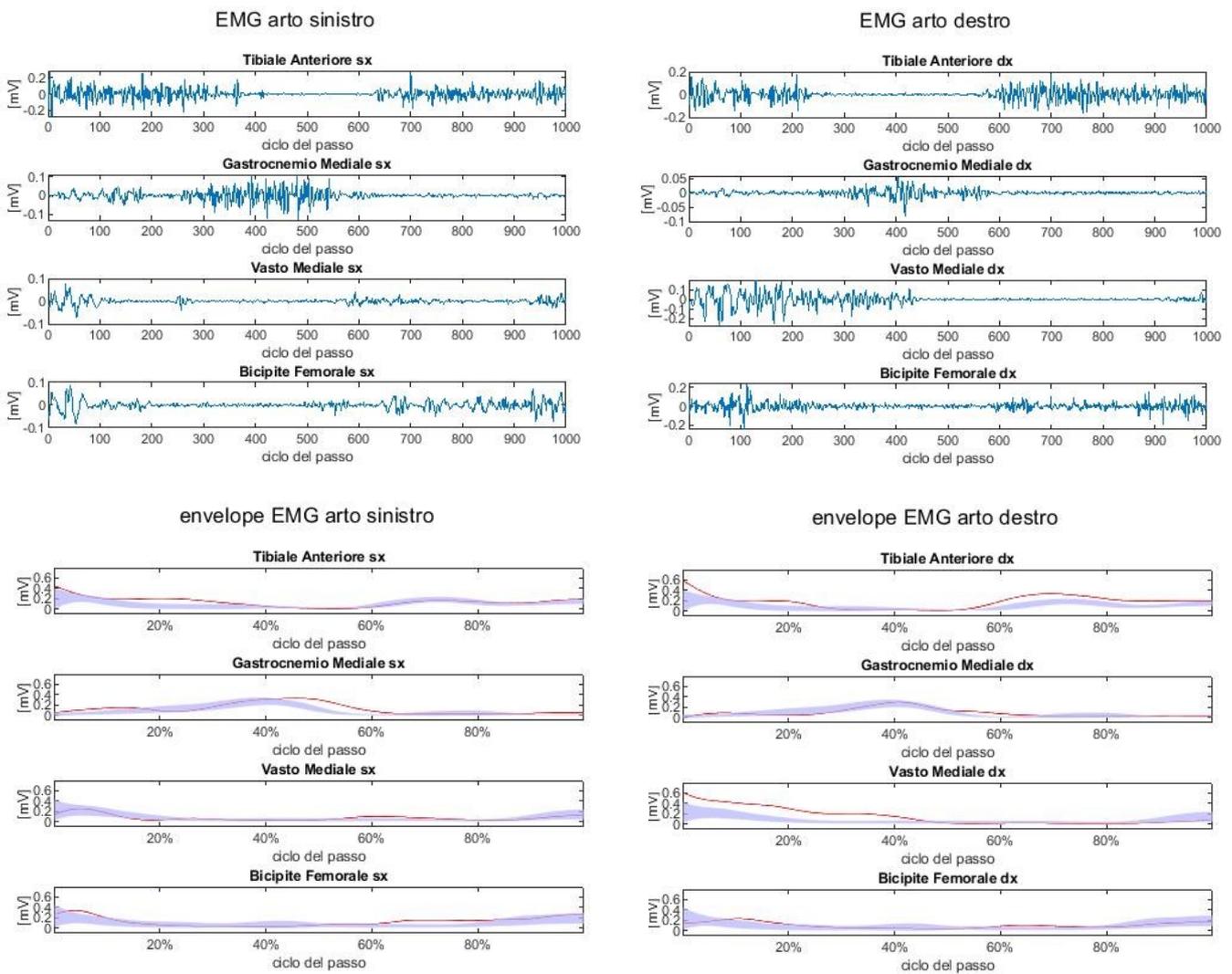
## Soggetto P11



**Figura 60** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P11 risultano assenti le attività dei muscoli Tibiale Anteriore sinistro e destro. Si riscontrano, inoltre, un'attività precoce del Gastrocnemio Mediale sinistro e destro, una prolungata attività del Bicipite Femorale sinistro e destro e del Bicipite Femorale destro nella fase di *stance*.

## Soggetto P12



**Figura 61** In alto, segnali EMG dei muscoli dell'arto sinistro, normalizzato rispetto al ciclo del passo sinistro (sinistra) e destro, normalizzato rispetto al ciclo del passo destro (destra). In basso, profili di attivazione (envelope) relativi al ciclo del passo dei muscoli dell'arto sinistro (sinistra) e destro (destra) normalizzati rispetto alla massima attivazione.

Nel soggetto P12 si riscontrano un'attività anomala del Vasto Mediale sinistro nella fase di *pre-swing*.

Si riportano in modo sintetico le anomalie riscontrate negli 11 soggetti in esiti di COVID-19 per ciascun muscolo considerato:

### **Tibiale Anteriore**

- Attività assente (**4** soggetti).
- Attività pressoché assente (**2** soggetti).
- Mancata attivazione all'*heel strike* (**1** soggetto).
- Attività prolungata in fase di *stance* (**1** soggetto).
  
- Co-attivazione del TA e del GM in fase di *stance* (**3** soggetti).

### **Gastrocnemio Mediale**

- Attivazione precoce in fase di *stance* (**3** soggetti).
- Attivazione anomala prima e dopo l'*heel strike* (**3** soggetti).
- Attivazione anomala in fase di *swing* (**2** soggetti).
- Attivazione prolungata in fase di *stance* (**1** soggetto).

### **Vasto Mediale**

- Attività assente (**5** soggetti).
- Attivazione anomala nella fase di *stance* (**3** soggetti).
- Attivazione precoce in fase di *swing* (**2** soggetti).
- Mancata attività all'*heel strike* (**1** soggetto).

### **Bicipite Femorale**

- Attivazione prolungata in fase di *stance* (**6** soggetti).
- Attività anticipata in fase di *swing* (**1** soggetto).
- Mancata attività all'*heel strike* (**1** soggetto).

## 5) CONCLUSIONI

Il lavoro di tesi svolto ha avuto lo scopo di caratterizzare il cammino di 12 soggetti in esiti di COVID-19 tramite l'analisi cinematica, cinetica e la valutazione qualitativa dei segnali di elettromiografia acquisiti durante il task motorio. Per effettuare un confronto con i dati di un cammino fisiologico è stata svolta l'analisi del cammino di 12 soggetti di controllo, concordi per età e BMI.

L'analisi ha evidenziato la presenza di differenze tra il cammino di soggetti in esiti di COVID-19 e il cammino fisiologico.

Le differenze tra i parametri spazio-temporali relativi alle due popolazioni sono risultate statisticamente significative per tutti i parametri considerati. Il confronto ha evidenziato, in particolare, una forte riduzione della velocità del cammino, un aumento della durata del doppio appoggio e un considerevole allargamento del passo nei soggetti in esiti di COVID-19 ad indicare una deambulazione incerta ed instabile.

L'analisi cinematica ha permesso di quantificare le variazioni dei range articolari degli arti inferiori rispetto al relativo ciclo del passo mettendo in luce differenze statisticamente significative tra le due popolazioni. Il cammino dei soggetti in esiti di COVID-19 risulta caratterizzato da *heel strike* ad anca rigida e con scarsa flessione e da una flessione del ginocchio molto ridotta sia in risposta al carico che in *pre-swing*. Inoltre, risulta marcata la caduta di caviglia in fase di volo con conseguente appoggio piatto. I piedi dei soggetti si mantengono in extra-rotazione per tutto il ciclo del passo ed è assente la fisiologica intra-rotazione in *pre-swing*.

I risultati dell'analisi dinamica sono stati in linea con quelli cinematici, mostrando una forte riduzione della potenza generata dalle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. L'andamento della componente verticale della forza di reazione al suolo ha evidenziato la forte diminuzione dell'azione di frenata e la quasi assenza di propulsione.

Anche le differenze riscontrate nell'analisi dinamica tra le due popolazioni sono risultate statisticamente significative.

L'analisi qualitativa dei dati elettromiografici è stata effettuata relativamente al singolo soggetto, riscontrando delle anomalie nel timing delle attivazioni muscolari comuni a più individui. Non avendo però condotto un'analisi statistica dei dati non risulta possibile generalizzare le osservazioni fatte per l'intera popolazione considerata.

Le anomalie maggiormente osservate nei segnali elettromiografici sono state l'assenza di attivazione dei muscoli Tibiale Anteriore (con conseguente caduta di caviglia) e Vasto Mediale (con conseguente strategia del blocco di ginocchio e mancanza di flessione in accettazione del carico), l'attivazione prolungata del Bicipite Femorale in fase di *stance* (per cercare di aumentare la stabilità), la co-attivazione dei muscoli Tibiale Anteriore e Gastrocnemio Mediale in fase di *stance* (per cercare di stabilizzare la caviglia) e l'attivazione del Gastrocnemio Mediale prima e dopo l'*heel strike* (nei casi in cui è assente l'attività del Tibiale Anteriore, l'attivazione del Gastrocnemio Mediale ad appoggio piatto tende a stabilizzare la caviglia).

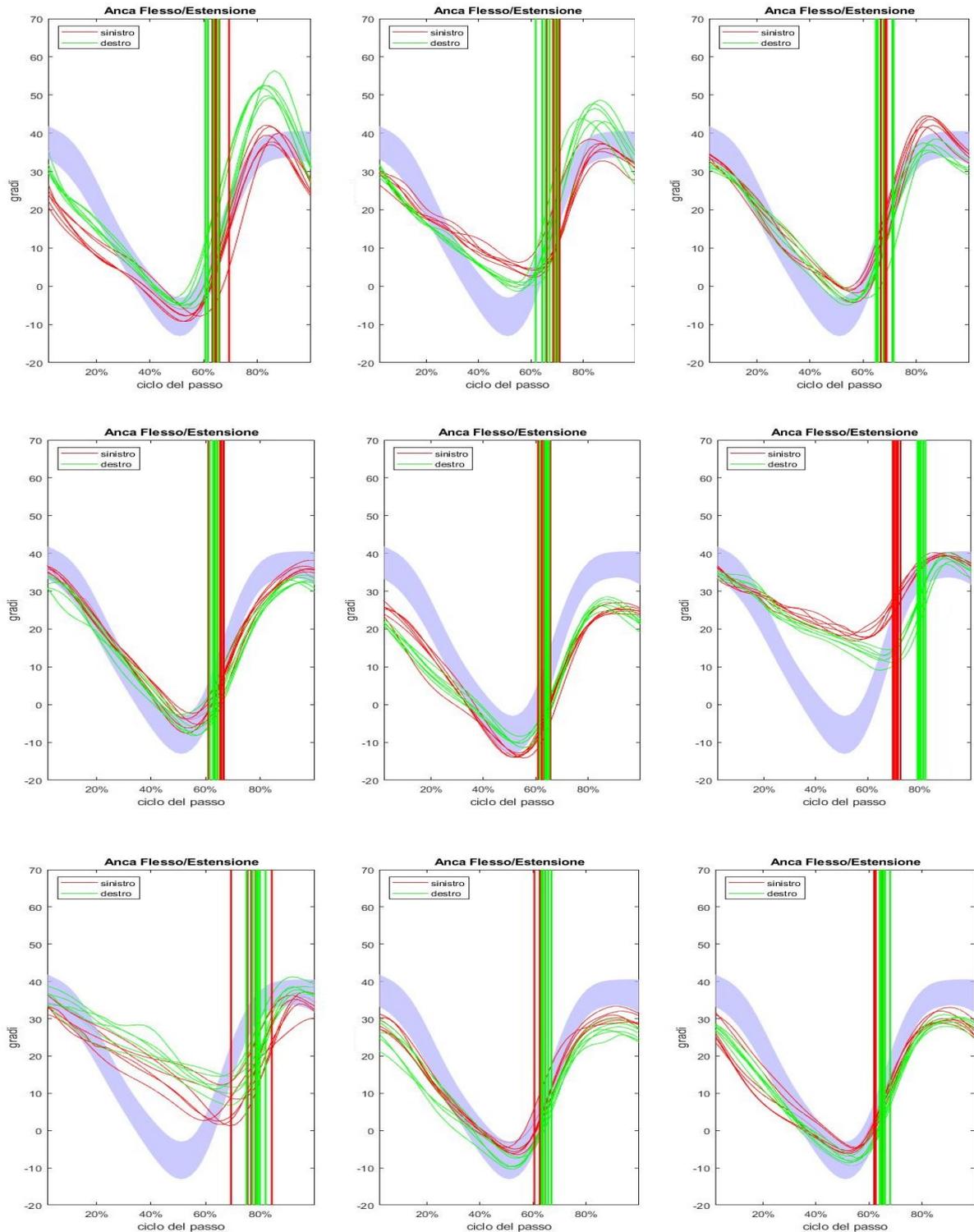
Essendo il COVID-19 una patologia recente, in letteratura non vi sono studi che la mettono in relazione alla Gait Analysis. Ad oggi, inoltre, non vi è nessun riferimento a neuropatie periferiche virali: gli studi presenti in letteratura suggeriscono infatti che il virus SARS-CoV-2 non attacchi in modo diretto i nervi periferici, ma ne causi il danneggiamento indirettamente tramite meccanismi immunitari secondari [12]. Le cause più comuni di neuropatia periferica associata all'infezione da SARS-CoV-2 includono la sindrome di Guillain-Barré (GBS), gli effetti collaterali dei farmaci per il trattamento dei sintomi della malattia e il diabete preesistente [13] [14]. Inoltre, in associazione al COVID-19, sono state riscontrate neuropatie da compressione dovute al posizionamento prono del paziente nell'unità di Terapia Intensiva in caso di insufficienza respiratoria [15].

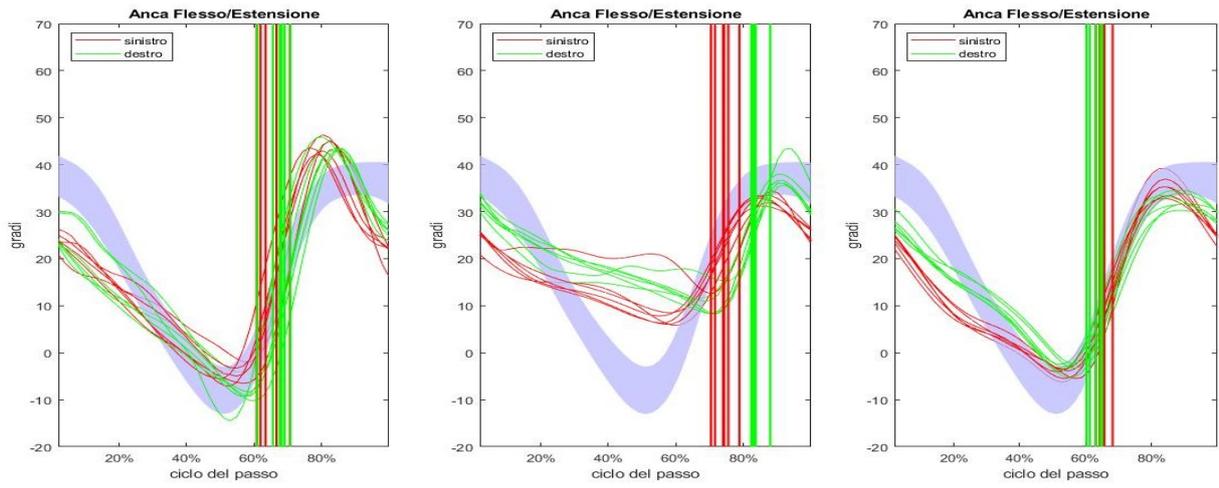
Per tali motivi non è stato possibile un confronto dei risultati ottenuti nel presente lavoro di tesi con evidenze di studi precedenti.

Possibili sviluppi dello studio prevedono l'analisi di un campione più ampio di popolazione e l'analisi statistica dei segnali elettromiografici. Inoltre, risulterebbe interessante la ricerca di una correlazione tra la gravità dei deficit motori e il numero di giorni di permanenza in Terapia Intensiva, l'aggiunta di una popolazione di controllo composta da soggetti ricoverati in T.I. per altre patologie e il confronto con soggetti affetti da una forma lieve di COVID-19 che non hanno ricevuto cure intensive.

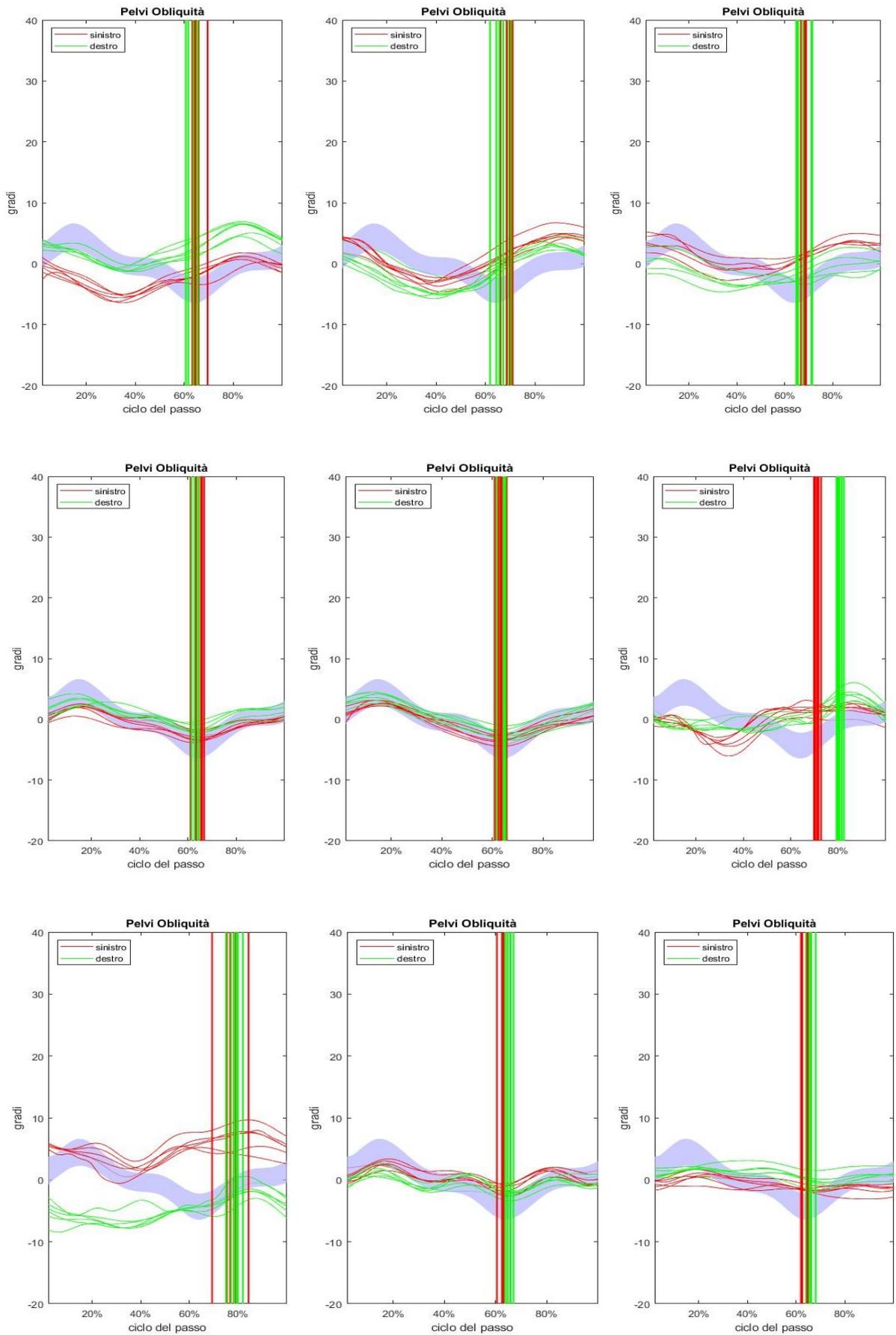
# Appendice A

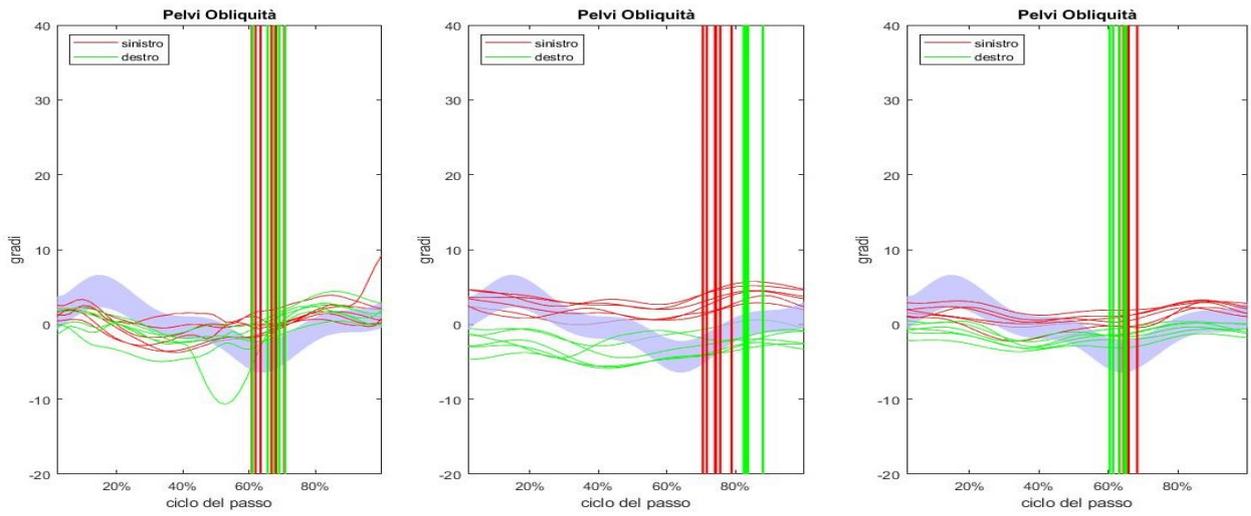
Di seguito i grafici delle variabili cinematiche di ogni soggetto in esiti di COVID-19 con relative fasce di normalità.



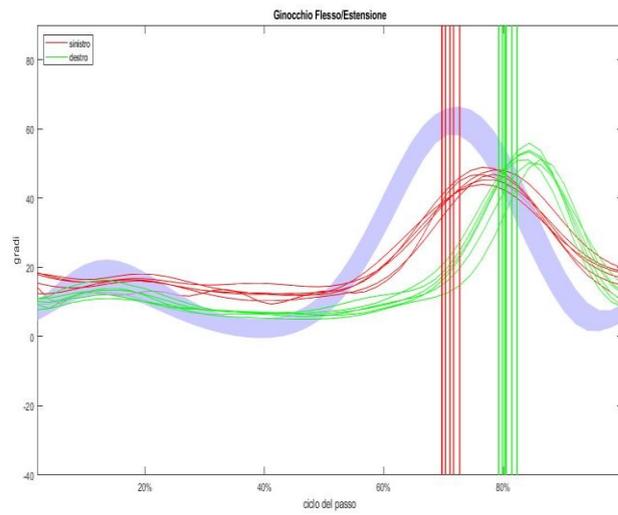
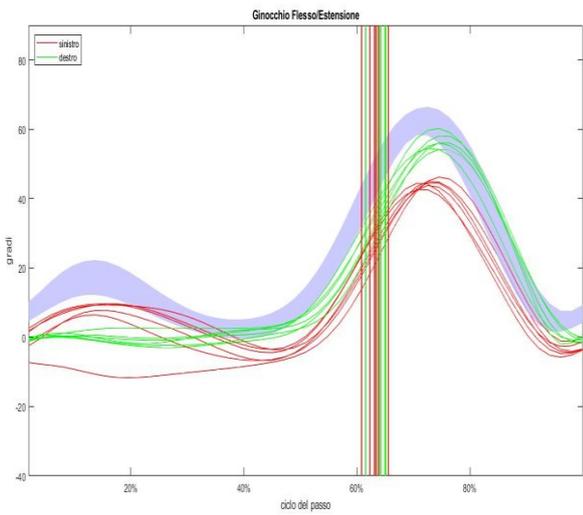
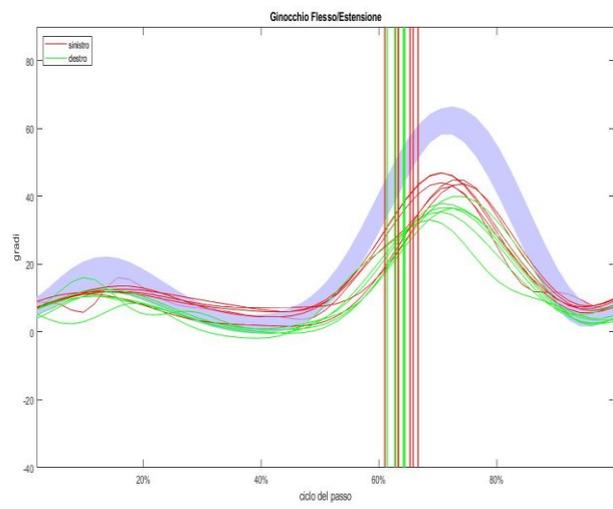
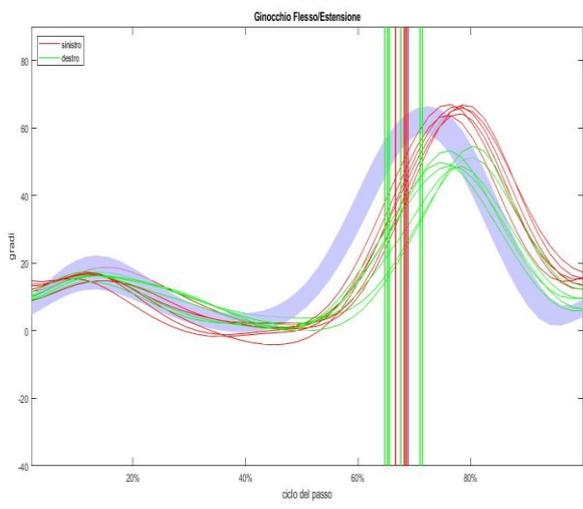
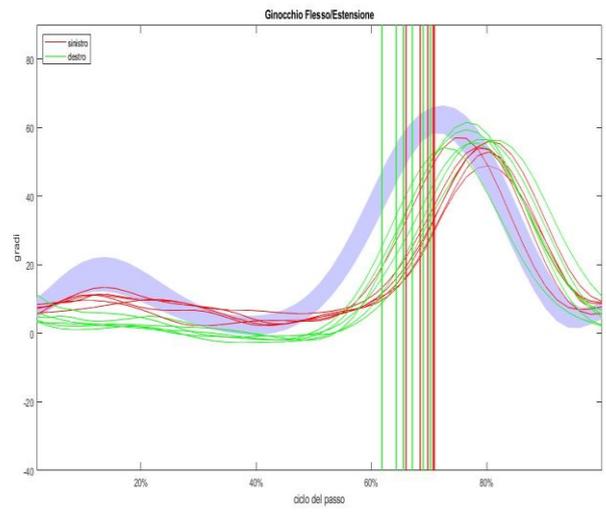
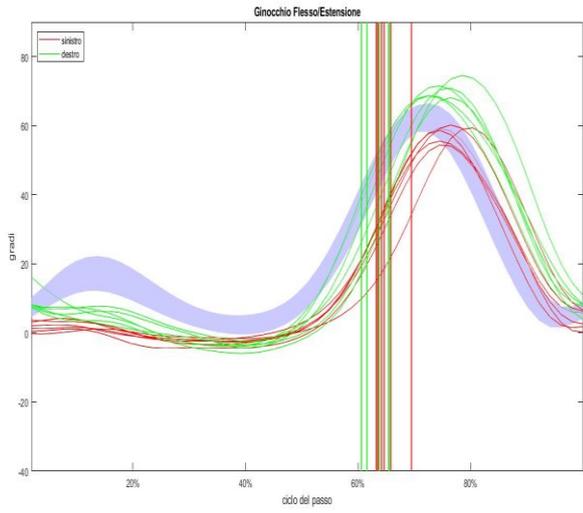


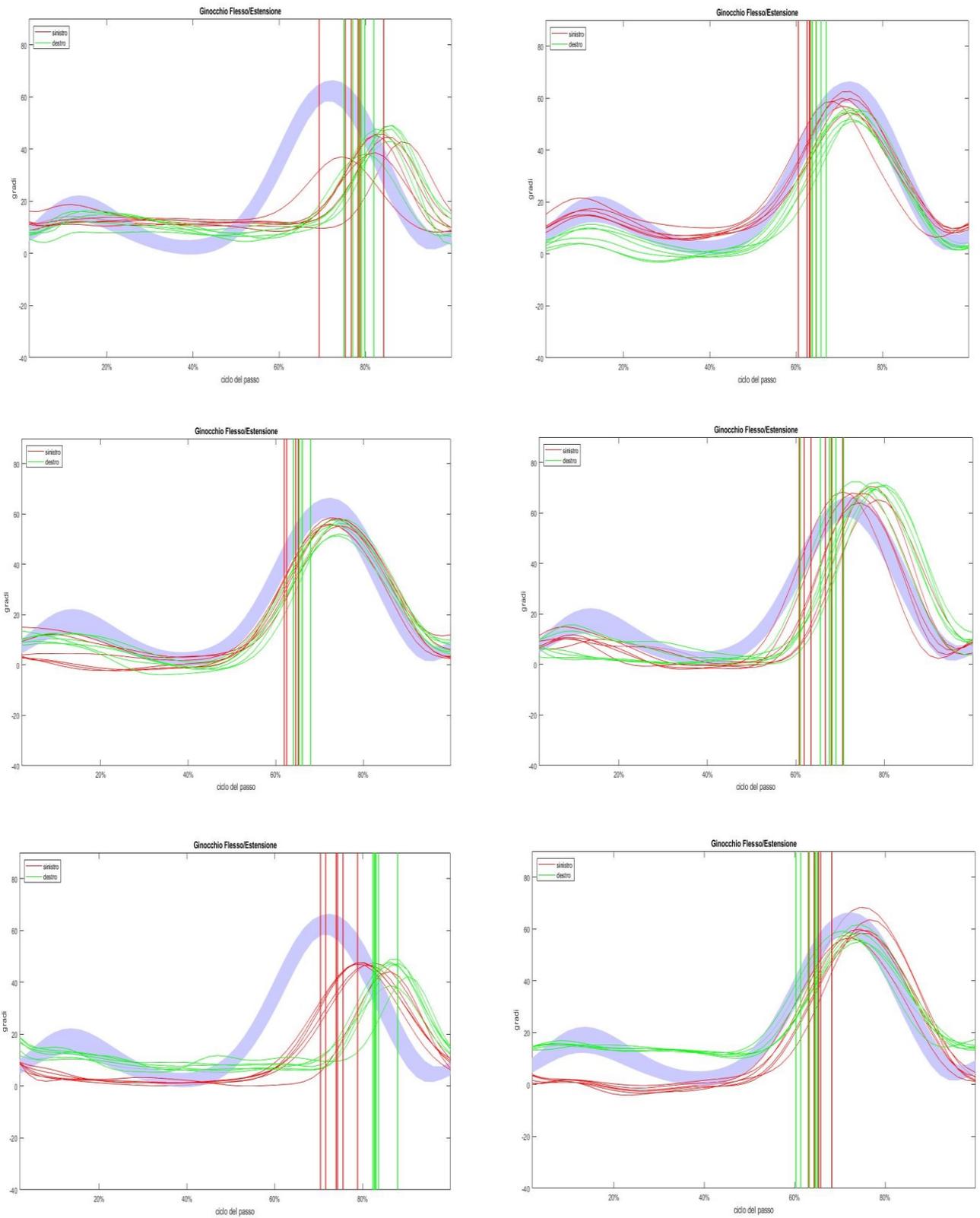
**Figura 62** Angolo di flessione-estensione dell'anca rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P11, P12.



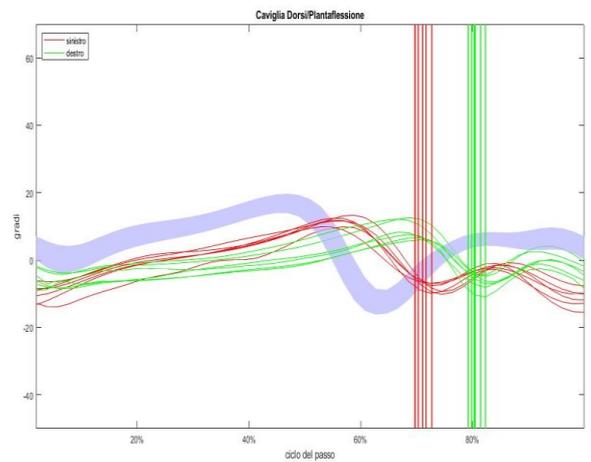
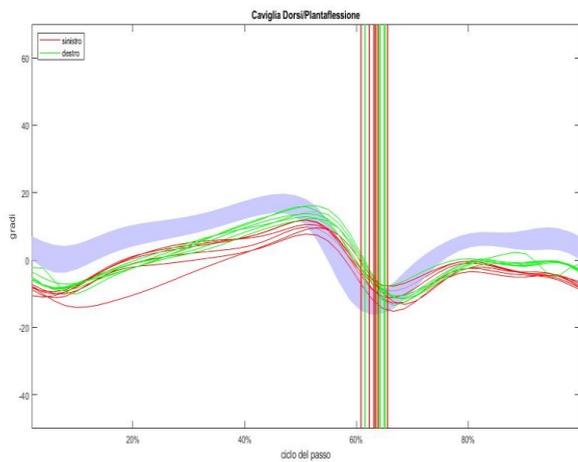
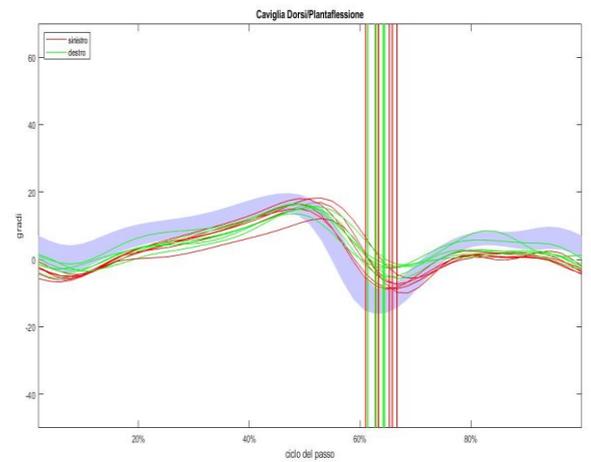
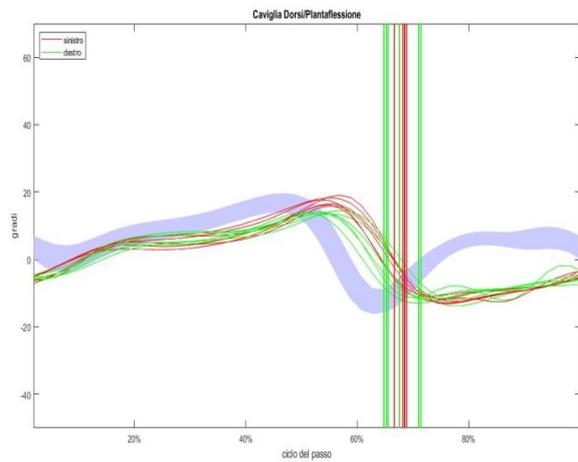
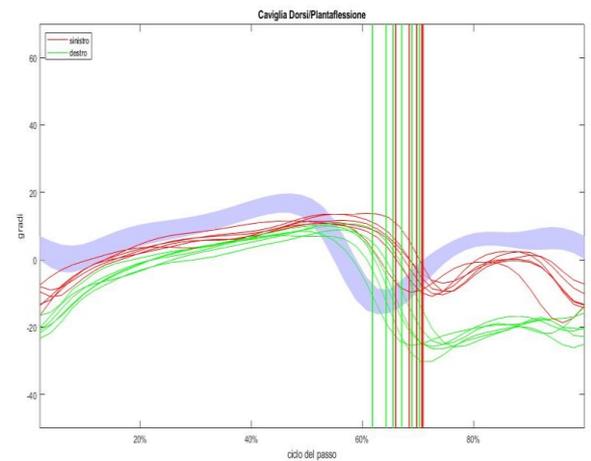
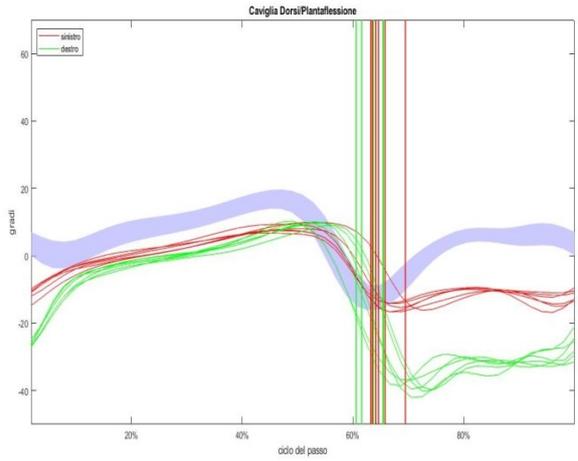


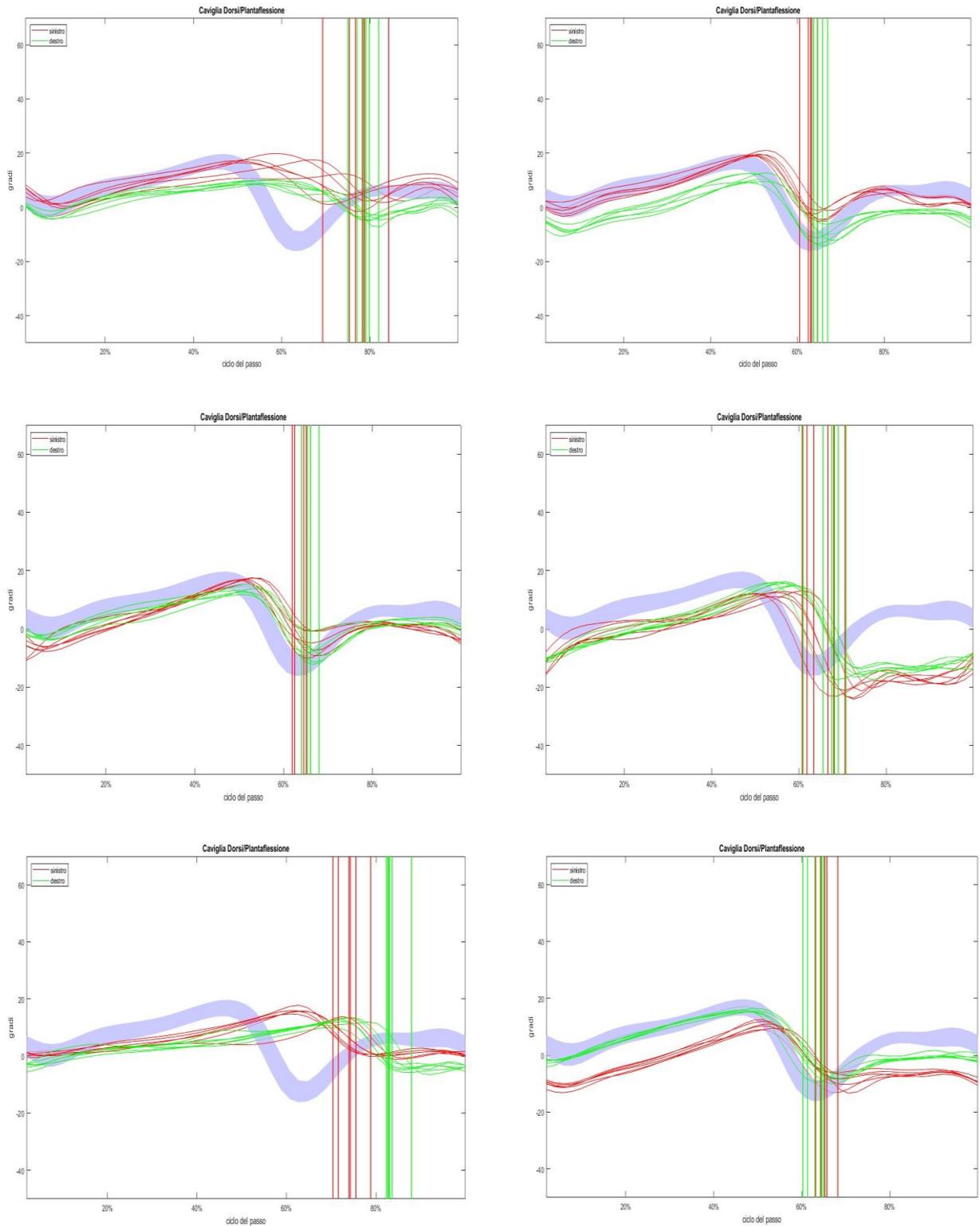
**Figura 63** Obliquità della pelvi rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P11, P12.





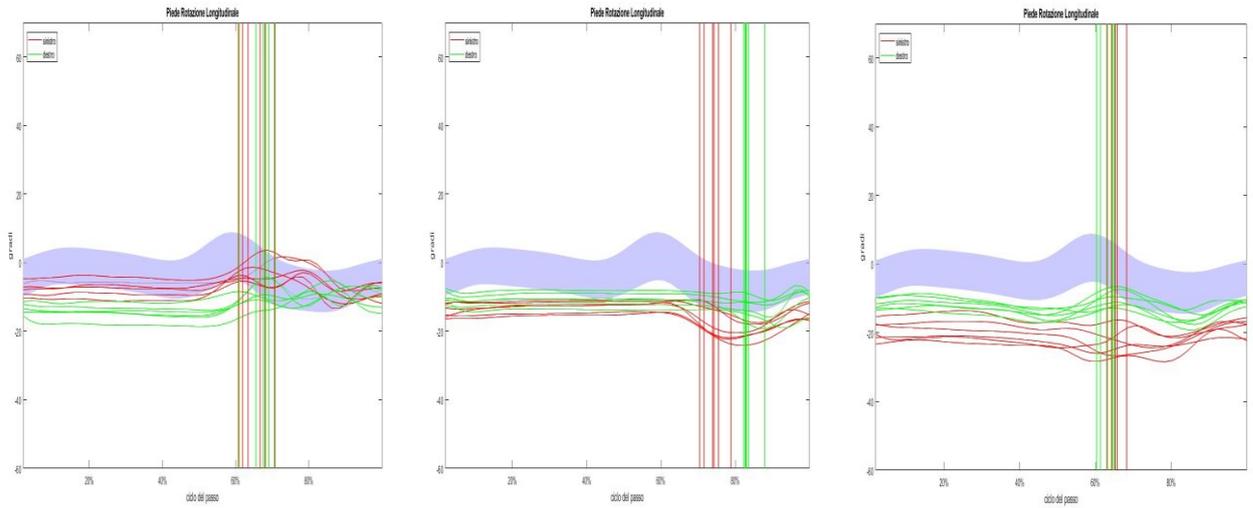
**Figura 64** Angolo di flesso-estensione del ginocchio rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P11, P12.





**Figura 65** Angolo di dorsi-plantaflessione della caviglia rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P11, P12.

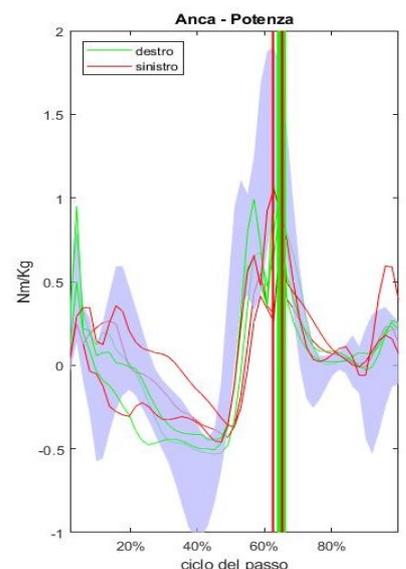
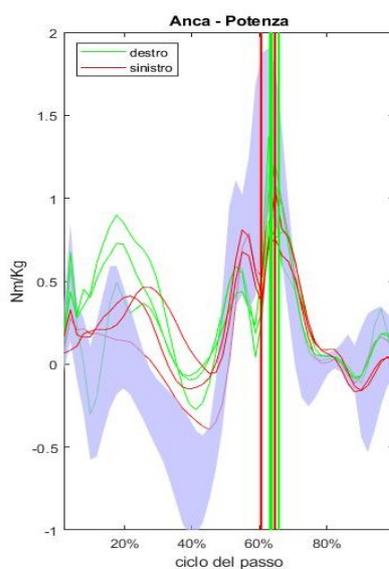
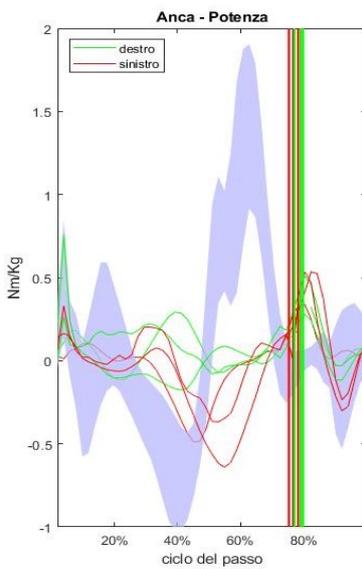
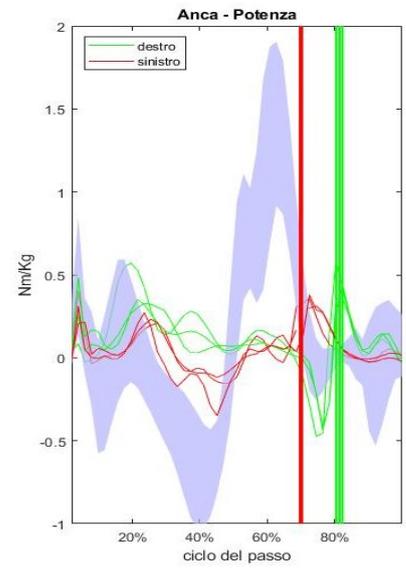
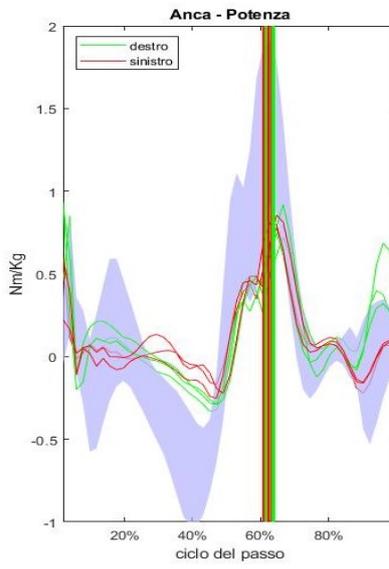
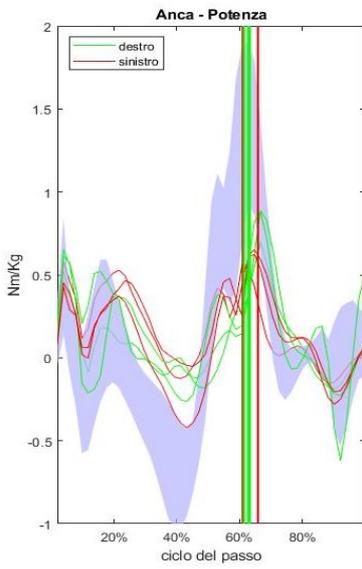
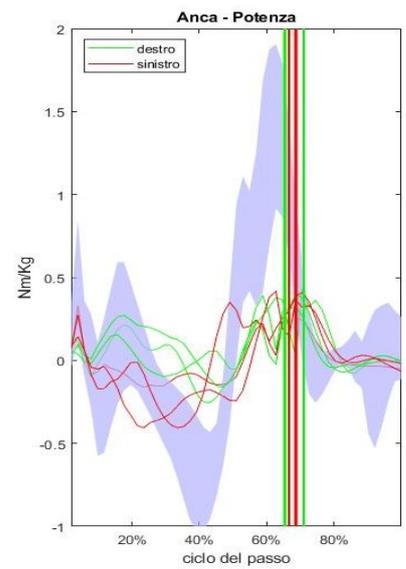
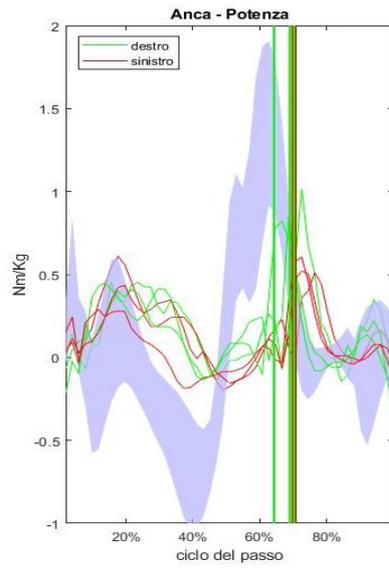
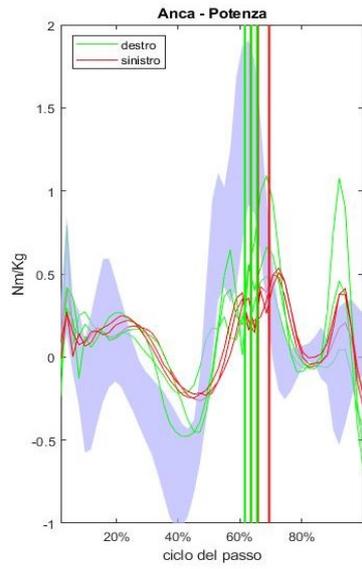


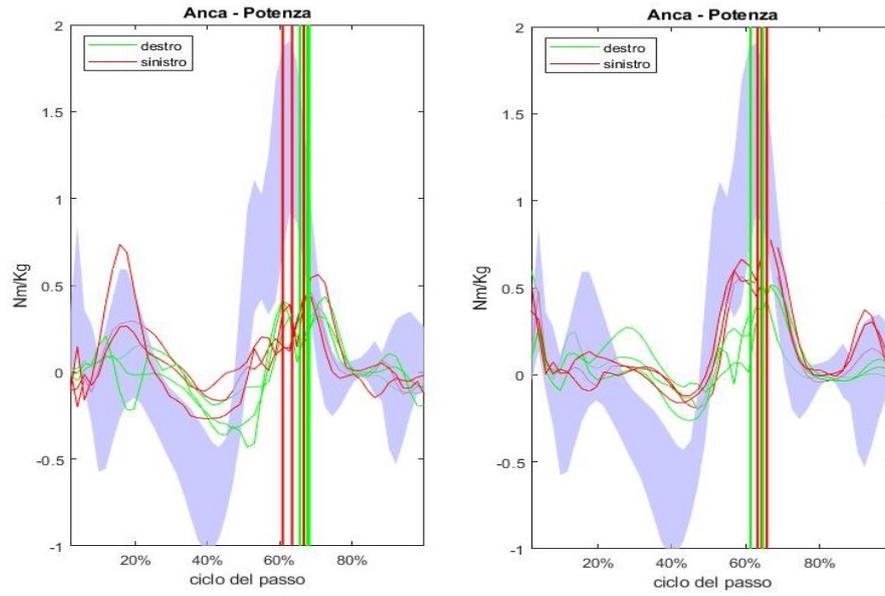


**Figura 66** Angolo di intra-extra rotazione del piede rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P11, P12.

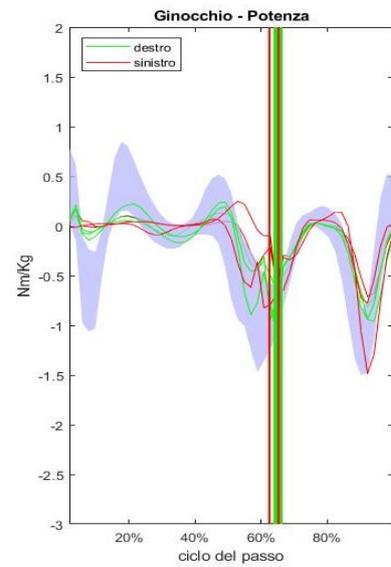
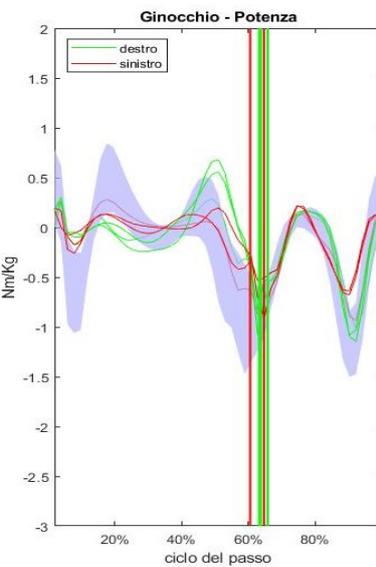
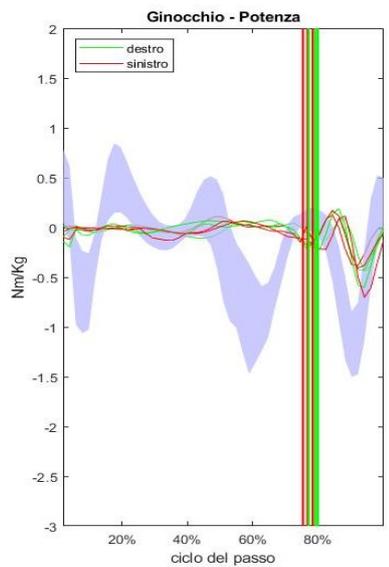
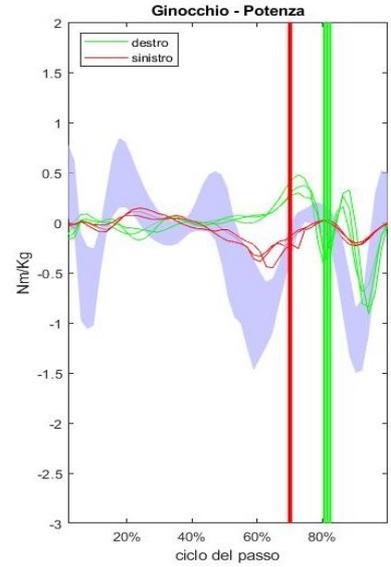
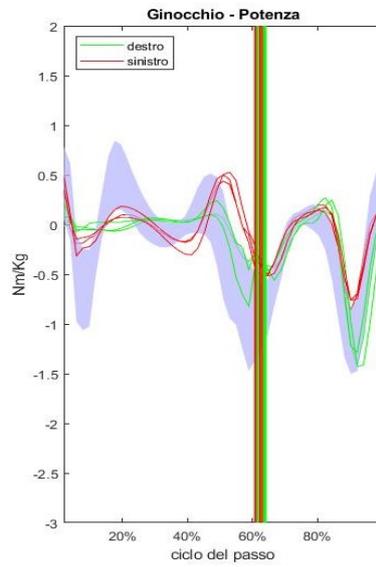
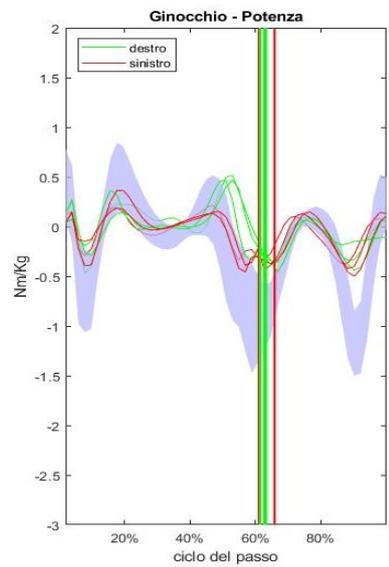
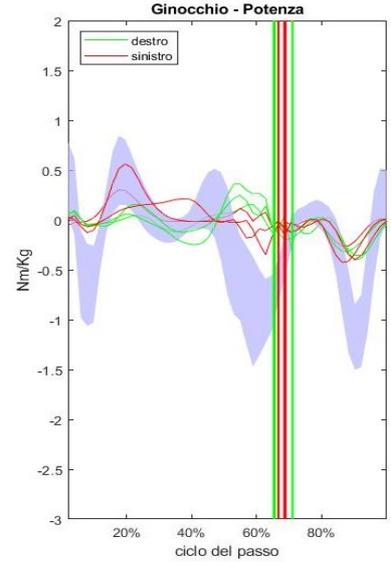
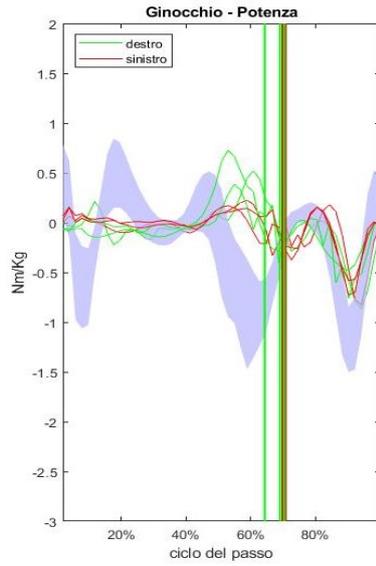
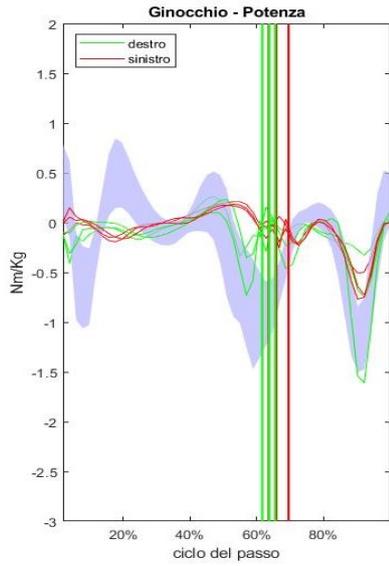
## **Appendice B**

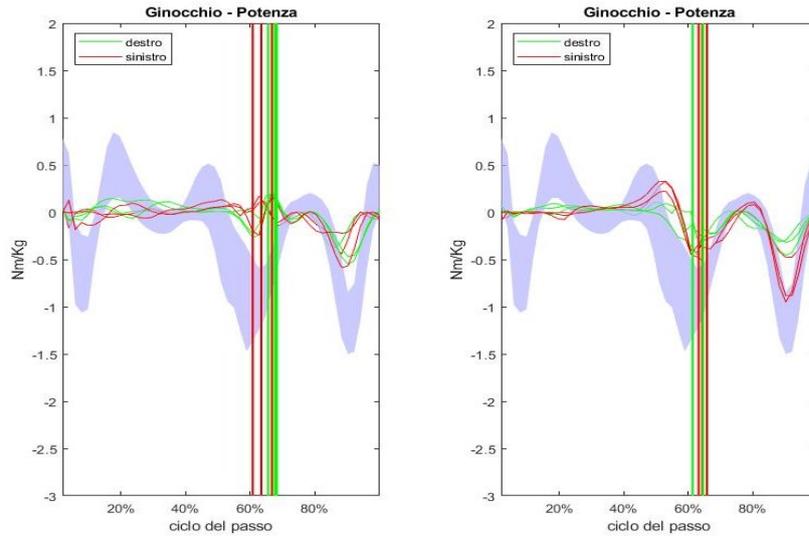
Di seguito i grafici delle variabili cinetiche di ogni soggetto in esiti di COVID-19 con relative fasce di normalità.



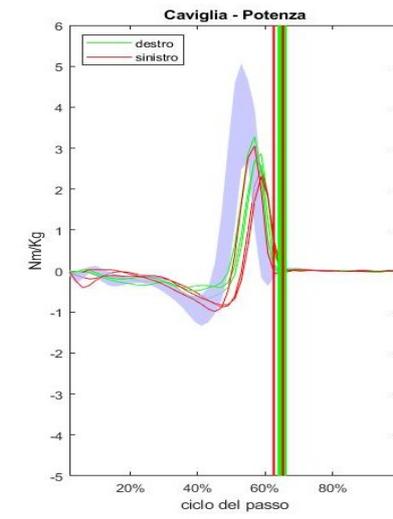
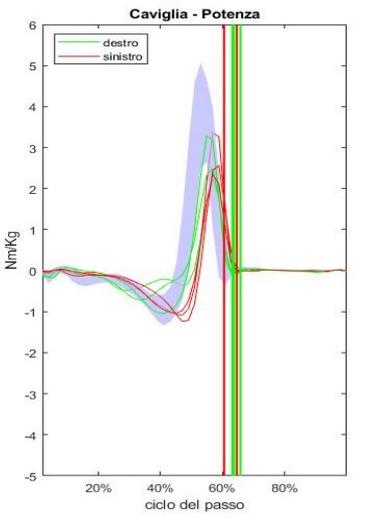
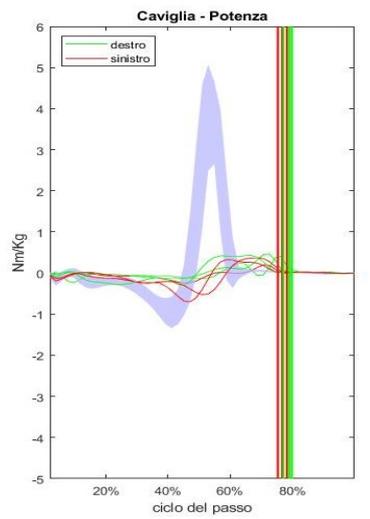
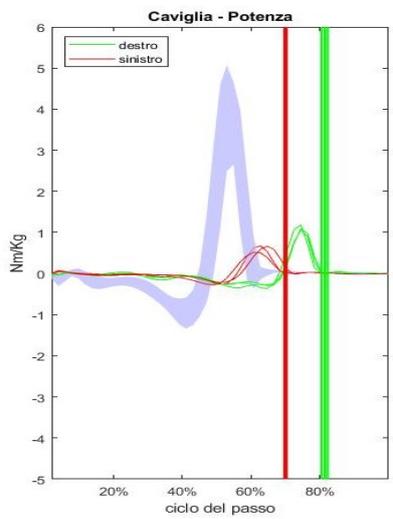
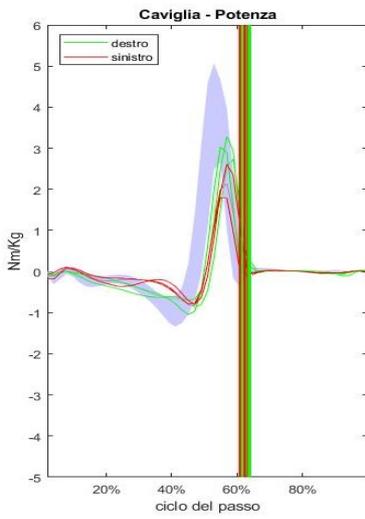
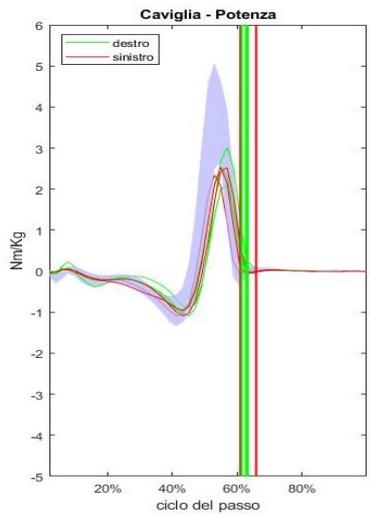
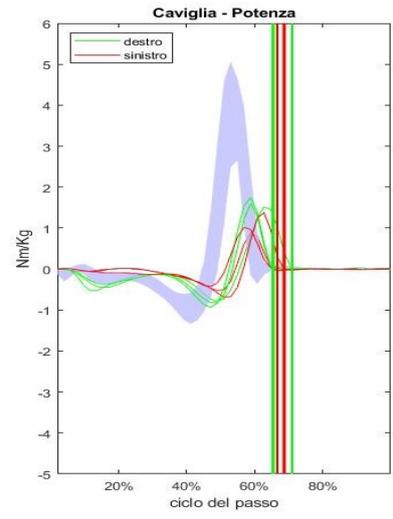
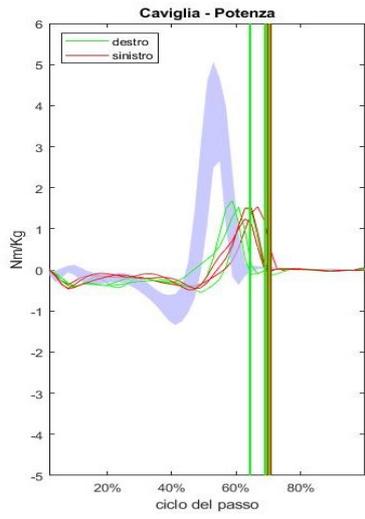
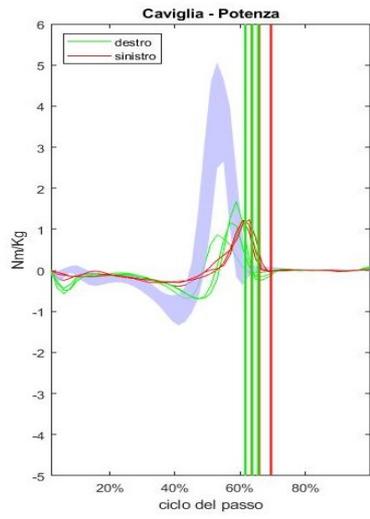


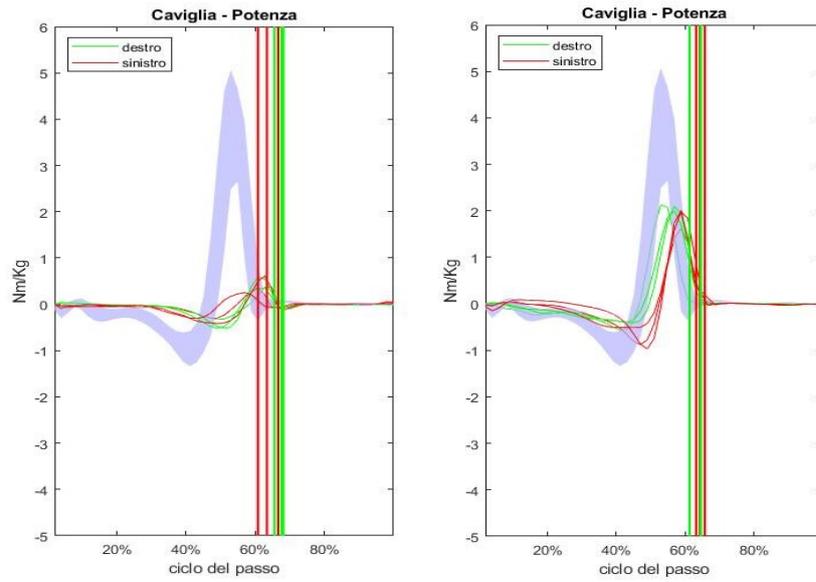
**Figura 67** Potenza dell'anca rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P12.



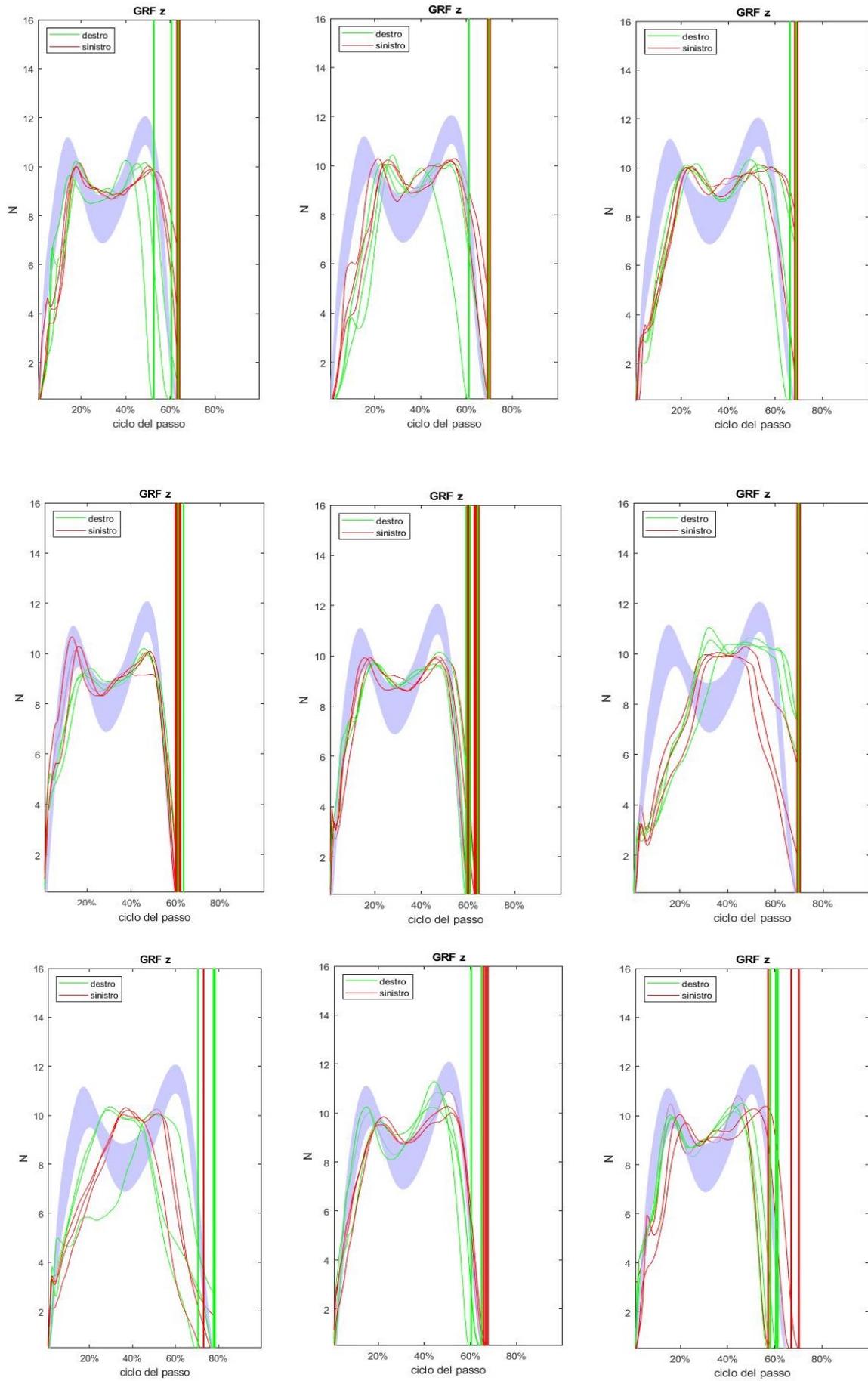


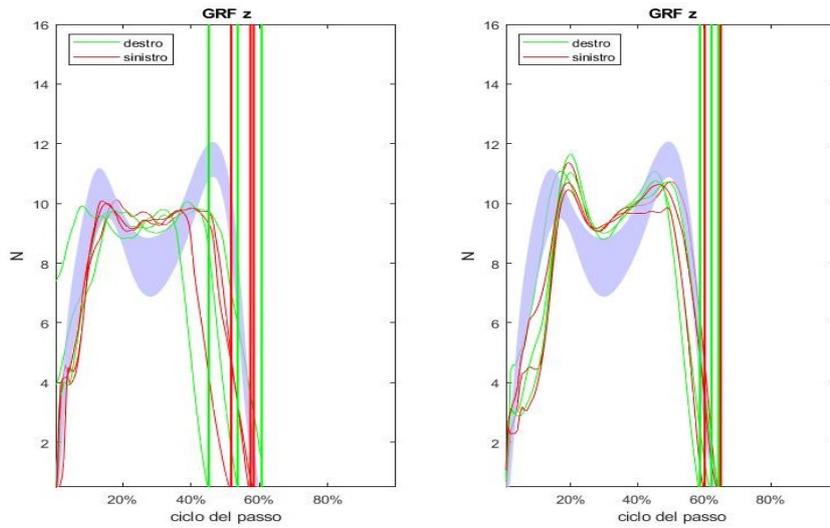
**Figura 68** Potenza del ginocchio rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P12.





**Figura 67** Potenza della caviglia rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P04, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P12.





**Figura 68** Componente verticale della GRF rispetto al ciclo del passo. Dall'alto al basso, da sinistra a destra: pazienti P01, P02, P03, P05, P06, P07, P08, P09, P10, P11, P12.

## Bibliografia

- [1] – G. Legnani, G. Palmieri, “Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento”, Città Studi, 2016
- [2] – J. Perry, “Gait Analysis – Normal and Pathological Function”, SLACK incorporated, 1992, prima edizione
- [3] – A. Cappello, A. Cappozzo, P. Di Prampero, “Bioingegneria della postura e del movimento”, Pàtron editore, 2003
- [4] – A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, A. Leardini, “Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination”, Clinical Biomechanics, 1995
- [5] – Stephen J. Piazza, Peter R. Cavanagh, “Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment”, Journal of Biomechanics, 2000
- [6] – B. Picasso, “Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica: Meccanica dei corpi rigidi articolati”, Springer, 2012
- [7] – R. Merletti, D. Farina, “Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications”, Wiley-IEEE Press, 2016
- [8] – <http://www.seniam.org/>
- [9] – A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background”, Gait & Posture, 2005
- [10] – M. Ciotti, S. Angeletti, M. Minieri, M. Giovannetti, D. Benvenuto, S. Pascarella, C. Sagnelli, M. Bianchi, S. Bernardini, M. Ciccozzi, “COVID-19 Outbreak: An Overview”, Chemotherapy, 2019
- [11] – <http://www.who.int/>
- [12] – J. Finsterer, F.A. Scorza, C.A. Scorza, A.C. Fiorini, “Peripheral neuropathy in COVID-19 is due to immune-mechanisms, pre-existing risk factors, anti-viral drugs, or bedding in the Intensive Care Unit”, Arquivos de Neuro-Psiquiatria, 2021
- [13] – RK. Garg, “Spectrum of Neurological Manifestations in Covid-19: A Review”, Neurol India, 2020
- [14] – L. Cabañes-Martínez, M. Villadóniga, L. González-Rodríguez, L. Araque, A. Díaz-Cid, I. Ruz-Caracuel, H. Pian, S. Sánchez-Alonso, S. Fanjul, M. del Álamo, I. Regidor, “Neuromuscular involvement in COVID-19 critically ill patients”, Clinical Neurophysiology, 2020

- [15] – Bellinghausen, A.L., LaBuzetta, J.N., Chu, F. et al., “Lessons from an ICU recovery clinic: two cases of meralgia paresthetica after prone positioning to treat COVID-19-associated ARDS and modification of unit practices”, *Critical Care*, 2020
- [16] – Roy B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, J. R. Gage, “A gait analysis data collection and reduction technique”, *Human Movement Science*, 1991
- [17] – Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV, “Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait”, *Journal of Orthopaedic Research*, 1989
- [18] – Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, “Measurement of lower extremity kinematics during level walking”, *Journal of Orthopaedic Research*, 1990
- [19] – D. Winter, “Biomechanics and motor control of human movement”, Wiley, 2005
- [20] – Herman J. Woltring, “On optimal smoothing and derivative estimation from noisy displacement data in biomechanics”, *Human Movement Science*, 1985
- [21] – M. Besomi, P. W. Hodges, E. A. Clancy, J. Van Dieën, F. Hug, M. Lowery, R. Merletti, K. Søgaard, T. Wrigley, T. Besier, R. G. Carson, C. Disselhorst-Klug, R. M. Enoka, D. Falla, D. Farina, S. Gandevia, A. Holobar, M.C. Kiernan, K. McGill, E. Perreault, J. C. Rothwell, K. Tucker, “Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2020

## **Ringraziamenti**

Vorrei ringraziare l'Ing. Ruggiero, l'Ing. Tombolini e il Dott. Spigarelli per l'enorme aiuto con il lavoro di tesi, per essere stati degli ottimi insegnanti e per avermi mostrato cosa significa amare il proprio lavoro e svolgerlo con professionalità.

Vorrei ringraziare profondamente Antonio, Francesca e Francesco per avermi fin da subito accolta con gioia, per aver creduto in me e per l'empatia, la leggerezza e l'ironia che tanto mi hanno aiutata in questo periodo impegnativo.