

**ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA**

---

**FACOLTA' DI INGEGNERIA**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA MECCANICA LS**

*DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELLE COSTRUZIONI MECCANICHE NUCLEARI  
AERONAUTICHE E DI METALLURGIA (DIEM)*

**TESI DI LAUREA**

in

**MECCANICA DELLE MACCHINE AUTOMATICHE L**

**SULLA CONTROLLABILITÀ  
DI PROTESI POLICENTRICHE DI GINOCCHIO**

**CANDIDATO**

Aceto Danilo

**RELATORE**

Chiar.mo Prof. Ing. Vincenzo Parenti Castelli

**CORRELATORI**

Chiar.mo Prof. Ing. Umberto Meneghetti

Chiar.mo Prof. Ing. Alberto Maggiore

Anno Accademico 2008/09

Sessione I



*Alla mia famiglia*



## PAROLE CHIAVE

- *Protesi esterna*
- *Ginocchio*
- *Polícentrica*
- *Quadrilatero articolato*
- *Controllo*
- *Stabilità*



# INDICE

|   |    |
|---|----|
| <b>INTRODUZIONE - OBIETTIVI DEL PROGETTO DI TESI</b>                              | 10 |
| <br>  |    |
| <b>CAPITOLO 1 - FISIOLOGIA DEL CAMMINO</b>  | 12 |
| 1.1 Introduzione  | 12 |
| 1.2 Fasi del cammino  | 12 |
| 1.3 Studio della locomozione  | 14 |
| <br>  |    |
| <b>CAPITOLO 2 - BIOMECCANICA DEL GINOCCHIO</b>                                    | 20 |
| 2.1 Anatomia dell' articolazione di ginocchio                                     | 20 |
| 2.2 Modellazione meccanica di una protesi esterna dell'articolazione di ginocchio | 23 |
| <br>  |    |
| <b>CAPITOLO 3 - STATO DELL'ARTE DI PROTESI ESTERNE DI GINOCCHIO</b>               | 25 |
| 3.1 Introduzione  | 25 |
| 3.2 Dispositivi a singolo asse e policentrici                                     | 25 |
| 3.3 Dispositivi attivi e passivi per il controllo della stabilità                 | 27 |
| 3.4 Tipologia di dispositivo dedicato all'equilibrio                              | 28 |
| 3.5 Materiali   | 31 |

|  |     |
|--|-----|
| <b>CAPITOLO 4 - MODELLAZIONE DELL' ARTO INFERIORE</b>                      | 33  |
| 4.1 Introduzione   | 33  |
| 4.2 Modelli utilizzati nella fase di appoggio                              | 34  |
| 4.3 Modelli utilizzati nella fase di volo                                  | 38  |
| 4.4 Analisi cinematica di posizione del quadrilatero articolato semplice   | 41  |
| 4.5 Analisi cinematica di posizione del quadrilatero articolato incrociato | 45  |
| 4.6 Dati iniziali di progetto  | 49  |
| 4.7 Confronto fra il cammino dell'arto inferiore naturale e del modello    | 64  |
| <br>   |     |
| <b>CAPITOLO 5 - POSSIBILITA' DI CONTROLLO DELLA STABILITA'</b>             | 72  |
| 5.1 Introduzione   | 72  |
| 5.2 Possibilità di controllo della stabilità                               | 73  |
| 5.3 Verifica della possibilità di controllo della stabilità                | 81  |
| <br>   |     |
| <b>CAPITOLO 6 - CONTROLLABILITA' DELLA STABILITA'</b>                      | 86  |
| 6.1 Introduzione   | 86  |
| 6.2 Controllabilità della stabilità  | 86  |
| 6.3 Verifica della controllabilità della stabilità                         | 88  |
| 6.4 Diverse tipologie di protesi con quadrilatero articolato semplice      | 100 |
| <br>   |     |
| <b>CAPITOLO 7 - PROGETTO DEL DISPOSITIVO DI EQUILIBRIO</b>                 | 104 |
| 7.1 Introduzione   | 104 |
| 7.2 Analisi delle forze e dei momenti nella fase di appoggio               | 105 |

|  |  |         |
|--|--|---------|
| <b>7.3</b>                               | Analisi delle forze e dei momenti nella fase di volo         | 117     |
| <b>7.4</b>                               | Ottimizzazione della posizione del dispositivo di equilibrio | 129     |
| <br><b>CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI</b> |  | <br>132 |
| <br><b>APPENDICE</b>                     |  | <br>134 |
| •  | Appendice al paragrafo 4.4                                   | 134     |
| •  | Appendice al paragrafo 4.5                                   | 139     |
| •  | Appendice al paragrafo 4.6                                   | 144     |
| •  | Appendice al paragrafo 4.7                                   | 157     |
| •  | Appendice al paragrafo 5.3                                   | 165     |
| •  | Appendice al paragrafo 6.3                                   | 176     |
| •  | Appendice al paragrafo 7.2                                   | 195     |
| •  | Appendice al paragrafo 7.3                                   | 207     |
| •  | Appendice al paragrafo 7.4                                   | 221     |
| <br><b>BIBLIOGRAFIA</b>                  |  | <br>237 |
| <br><b>RINGRAZIAMENTI</b>                |  | <br>238 |

# **INTRODUZIONE**

## **OBIETTIVI DEL PROGETTO DI TESI**

L'obiettivo dell'attività di ricerca descritta in questa tesi è fornire le linee guida per la progettazione di una protesi esterna di ginocchio per un paziente che ha subito un'amputazione transfemorale o è parzialmente privo dell'arto inferiore a causa di malformazioni congenite.

Scopo della protesi è il raggiungimento di parte delle funzionalità proprie dell'arto sano: la possibilità di camminare ed un recupero estetico dell'integrità della persona sono essenziali per permettere l'autonomia del soggetto ed un suo reinserimento sociale e lavorativo.

L'importanza di questi aspetti è stata percepita fin dall'antichità, tanto che si può far risalire la nascita della scienza protesica fino alla civiltà Egizia [1]. Tuttavia occorre attendere il XIX secolo perchè la protesi d'arto inferiore divenga uno strumento evoluto ed inizino a comparire surrogati delle articolazioni. Un deciso miglioramento si ha con la Prima Guerra Mondiale in seguito alla quale fu avvertita, soprattutto negli Stati Uniti e in Germania, la necessità di trattare e riabilitare opportunamente gli innumerevoli reduci amputati.

Attualmente, grazie all'introduzione di nuovi materiali e tecnologie e ad una maggiore conoscenza della fisiologia del cammino, è possibile avere accesso a protesi sempre più sofisticate ed efficienti.

La comprensione del cammino, uno dei pilastri su cui poggia la scienza protesica dell'arto inferiore, resta tuttavia incompleta e continua a presentare aspetti controversi. Questo fatto è dovuto alla notevole complessità del problema da studiare a causa della grande variabilità presente tra diversi individui e la difficoltà di indagine, propria dei sistemi biologici, che risiede nella problematica separazione dei parametri da studiare.

La complessità del cammino e di altre attività legate alla deambulazione si riflette sulla progettazione della protesi e sulla valutazione delle sue prestazioni. Tale complessità è oltretutto accresciuta dalla profonda influenza di numerosi parametri quali il livello di amputazione o malformazione, la lunghezza del moncone, lo stato del moncone e dei suoi muscoli residui e la presenza di patologie.

A questo va aggiunto che, qualunque protesi venga utilizzata, essa impone delle limitazioni ed alterazioni che vengono compensate con strategie personali. Quasi tutte le protesi d'arto inferiore attualmente in commercio, infatti, mancano di attuatori che sostituiscano i muscoli, risultando quindi "passive", ovvero poste in movimento solo grazie agli spostamenti del moncone.

L'approccio comunemente adottato nella progettazione è quello di cercare di

mimare il cammino “normale” nel tentativo di replicarne tutti i parametri fisiologici, ipotizzando di poter ottenere in questo modo il massimo delle prestazioni possibili. Nelle scelte progettuali, soprattutto in tempi recenti, risulta inoltre determinante la strategia di marketing, essendo attualmente l'innovazione e la tecnologia di più alto livello prodotte da multinazionali del settore protesico che hanno finalità di mercato.

Nella presente trattazione, in particolare, si analizzerà il concetto del controllo della stabilità, da parte dell'amputato, della protesi di arto inferiore, cioè si verificherà se la protesi consente o meno al paziente di eseguire il movimento desiderato. Verranno vagliate diverse tipologie di protesi distinte in base al sistema di controllo della stabilità, che può essere di tipo attivo o passivo, ed in base alla posizione del centro di istantanea rotazione femore-tibia, quindi protesi di tipo policentriche o a singolo asse di rotazione. Tra le protesi policentriche verranno confrontate quella con sistema quadrilatero articolato semplice e quella con sistema quadrilatero incrociato. I parametri di confronto presi in considerazione saranno di tipo estetico, cioè si analizzerà la somiglianza al cammino naturale, e di tipo funzionale, cioè si prenderà in considerazione il controllo della stabilità da parte dell'amputato.

# CAPITOLO 1

## FISIOLOGIA DEL CAMMINO

### 1.1 INTRODUZIONE

Si vuole studiare la fisiologia del cammino, ossia si vuole individuare la posizione del corpo umano di un soggetto normodotato che avanza a velocità costante su una superficie piana, in maniera univoca e inequivocabile in diversi istanti di tempo, nelle diverse fasi del cammino.

### 1.2 FASI DEL CAMMINO

E' utile introdurre una nomenclatura di base per la definizione del cammino umano, delle sue fasi e dei parametri con cui viene più frequentemente analizzato.

Trascurando le piccole variazioni dovute al fatto che il cammino è realizzato da un sistema biologico, dopo una fase transitoria di accelerazione che si ha partendo da fermi può essere generalmente individuata una condizione di regime nella quale il cammino diviene ciclico (se l'obiettivo del soggetto è procedere a velocità costante). Solitamente si identifica l'inizio e il termine del ciclo con l'impatto del tallone destro al suolo.

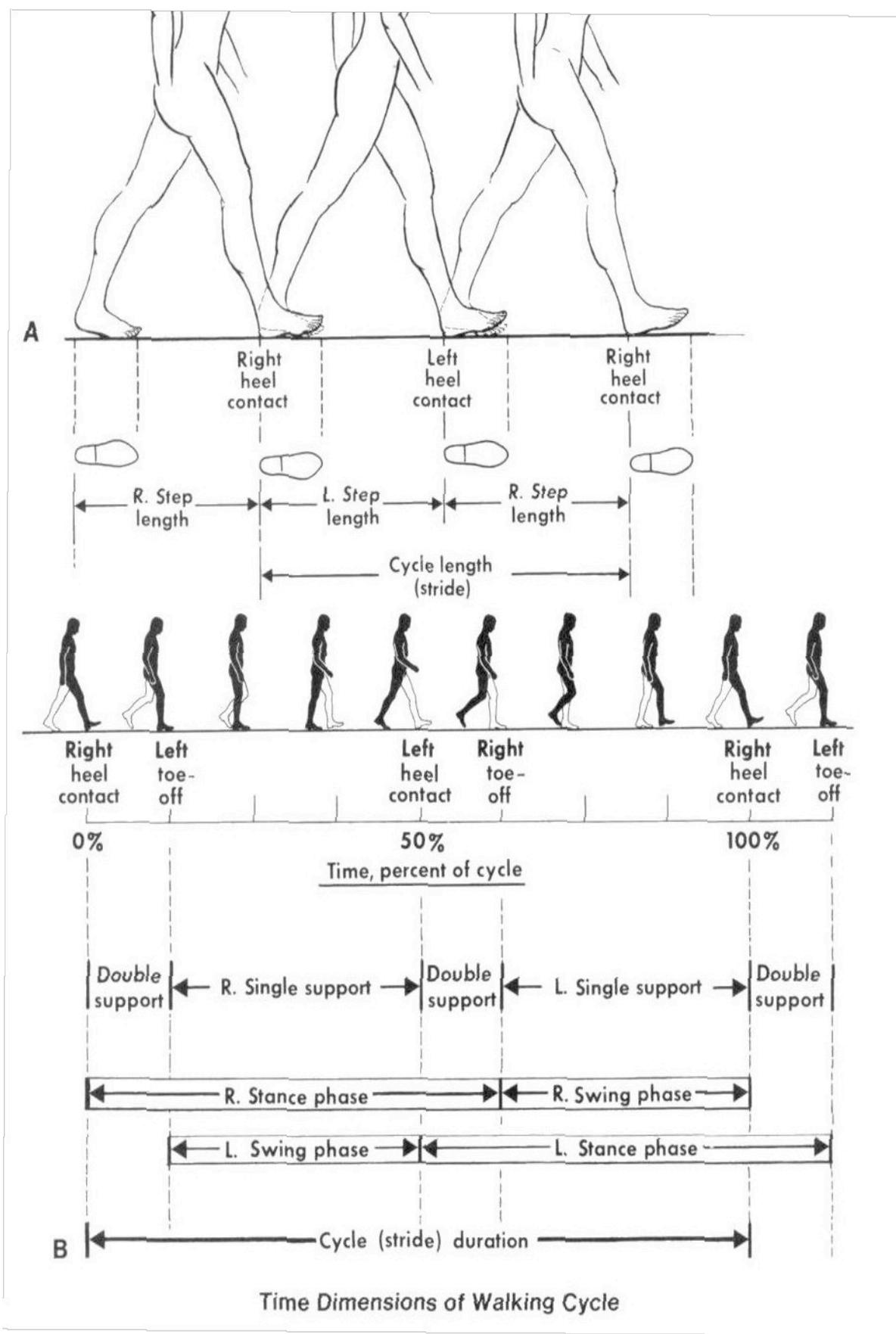
Dal punto di vista dello spazio percorso nella direzione di avanzamento sono detti:

- *step*: lo spazio che intercorre tra il punto di appoggio del tallone di un arto e il successivo punto di appoggio del tallone controlaterale;
- *stride*: la distanza tra due punti successivi di appoggio dello stesso tallone.

Il tempo necessario per eseguire uno *stride* sarà indicato come tempo di ciclo o più brevemente ciclo. Sempre dal punto di vista temporale si possono individuare le fasi di:

- appoggio (*stance*): con riferimento ad una gamba, è l'intervallo di tempo in cui essa è in contatto col suolo;
- volo (*swing*): con riferimento ad una gamba, è l'intervallo di tempo in cui essa è staccata dal suolo;
- singolo appoggio: con riferimento ad entrambi gli arti inferiori, è l'intervallo di tempo in cui soltanto uno di essi è in appoggio;
- doppio appoggio: con riferimento ad entrambi gli arti inferiori, è l'intervallo di tempo in cui entrambi sono in appoggio.

La velocità di avanzamento è definita come il rapporto tra lo *stride* e il tempo di ciclo, ed è la stessa per tutti i punti del corpo [2]. In Figura 1.1 sono riportati i parametri ora descritti.

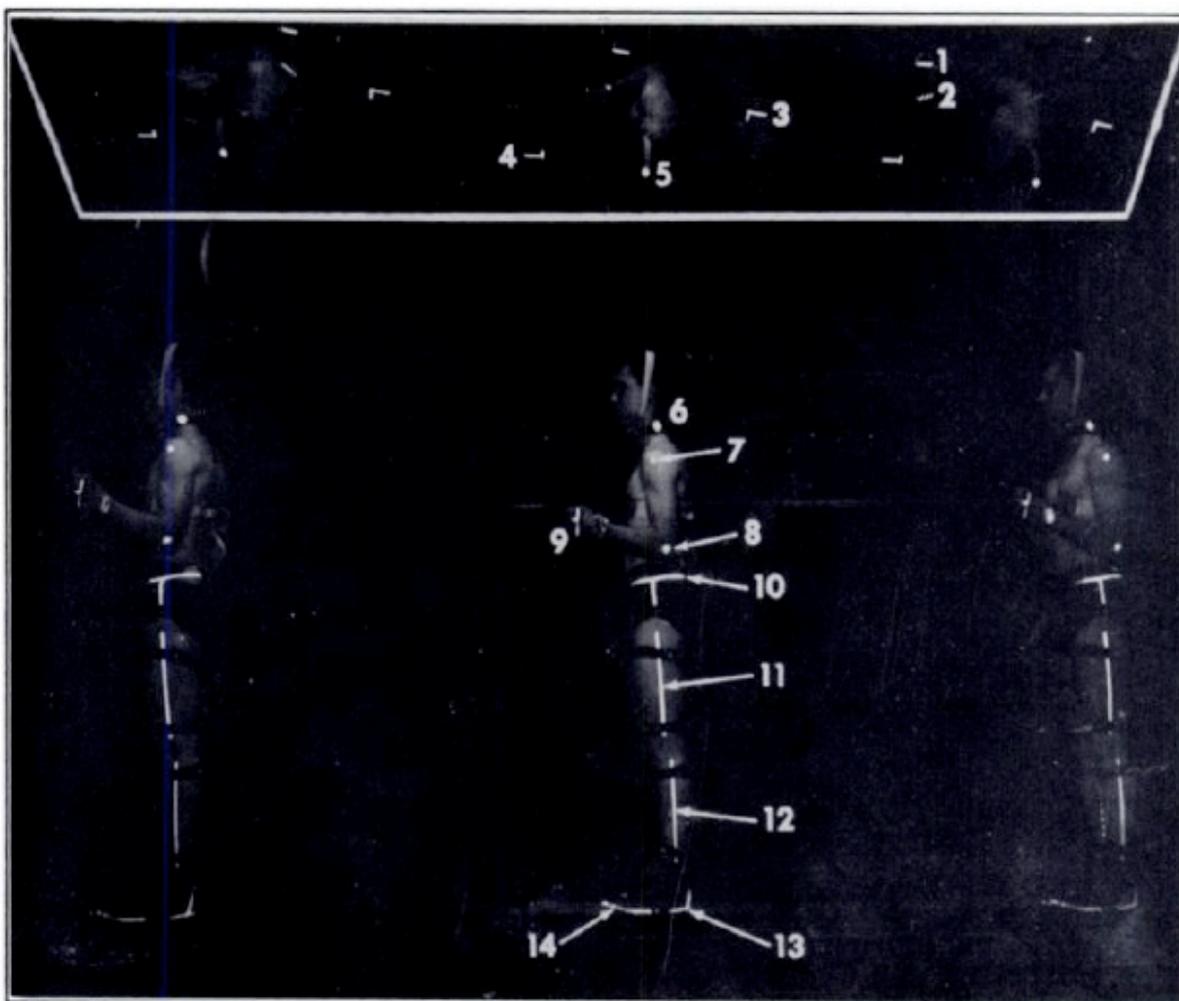


**Figura 1.1:** Distanze (A) e durata (B) dei parametri del ciclo del cammino [2].

### 1.3 STUDIO DELLA LOCOMOZIONE

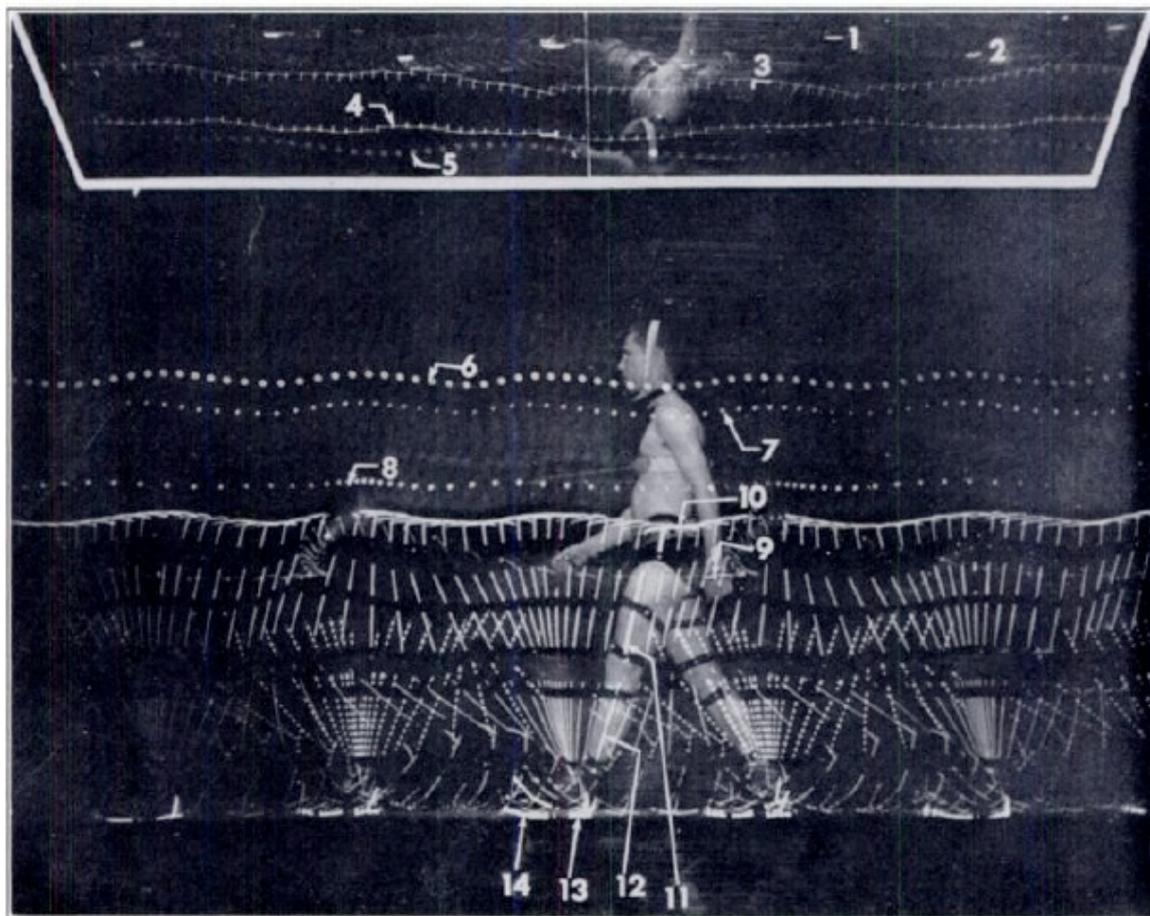
Lo studio del puro movimento del corpo umano prevede l'utilizzo di diverse attrezzature e metodi per risalire alla cadenza del cammino.

In questo progetto viene presa in considerazione l'attività svolta da M. Pat Murray, A. Bernard Drought e Ross C. Kory [3]. Si vogliono determinare sul piano sagittale gli angoli formati dal femore, dalla tibia e dal piede, relativi o assoluti, di un arto inferiore, in un intero ciclo del cammino di un soggetto normodotato che avanza a velocità costante su una superficie piana. Il volontario viene vestito con dei marcatori luminosi (Figura 1.2) che vengono catturati, durante il movimento, per mezzo di una cinepresa o di una macchina fotografica montate su un carrello mobile che avanza alla stessa velocità costante del paziente.



*Figura 1.2: Volontario vestito con marcatori luminosi [3]*

I tempi e le posizioni del cammino vengono poi memorizzati e analizzati (Figura 1.3).



**Figura 1.3:** Analisi e misurazione degli angoli nei vari istanti del ciclo di cammino [3]

Nell'articolo esaminato viene preso in considerazione il movimento di tutte le componenti del corpo umano sui piani sagittale e orizzontale (infatti sono presenti 14 marcatori), ma per questo progetto di tesi è necessario soltanto determinare la posizione dell'arto inferiore in ogni istante del ciclo di cammino sul piano sagittale. E' sufficiente quindi considerare soltanto 3 marcatori, cioè quelli relativi a femore (marcatore numero 11), tibia (marcatore numero 12) e piede all'altezza della caviglia (marcatore numero 13).

Viene poi tracciato l'andamento degli angoli necessari (Figura 1.4) ad individuare la posizione di tibia femore e piede eseguendo la media dei valori rilevati su tre gruppi costituiti da 20 volontari ciascuno. I tre gruppi sono caratterizzati dall'altezza dei soggetti: nel primo l'altezza è compresa tra 180 e 188 cm (soggetti alti), nel secondo tra 172 e 177 cm (soggetti medi), nel terzo tra 156 e 170 cm (soggetti bassi). Per completezza si specifica che i 60 pazienti sono maschi, normodotati di età media di 42 anni e peso medio di 76.5 Kg, 71.5 Kg e 64.8 Kg rispettivamente per il primo, secondo e terzo gruppo. La direzione di avanzamento è assunta da sinistra verso destra.

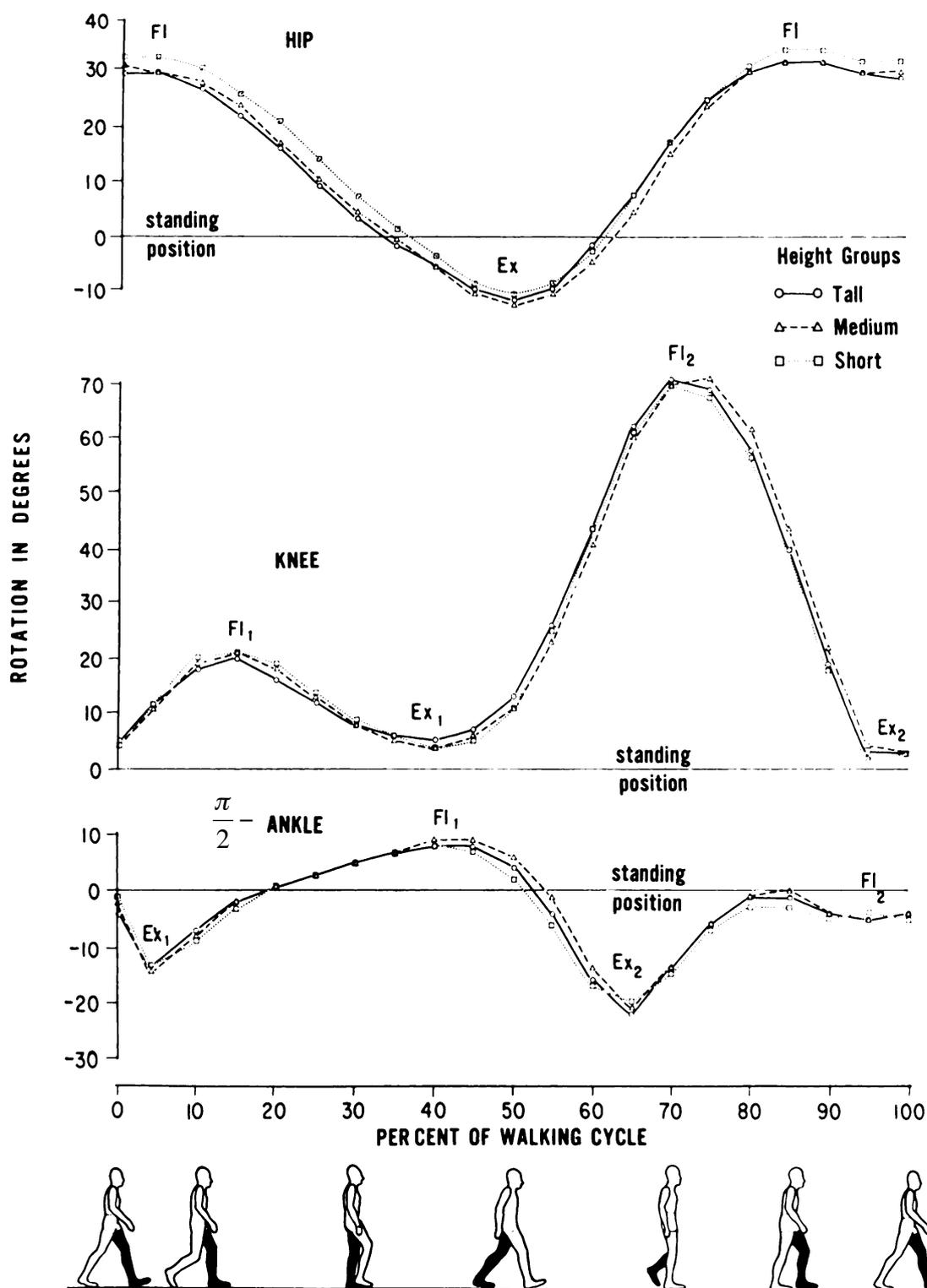
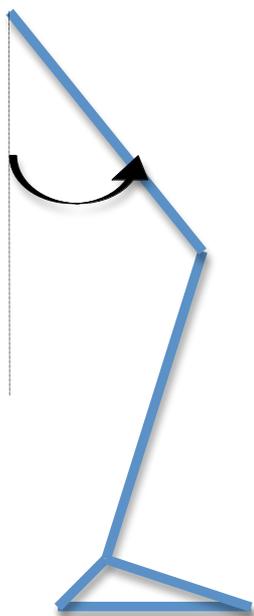


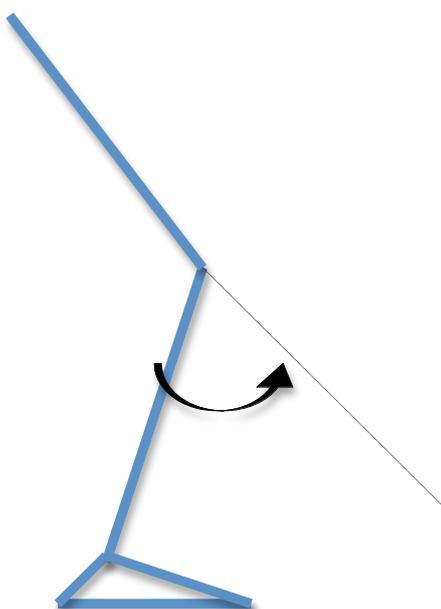
Figura 1.4: Andamento medio degli angoli necessari ad individuare la posizione di tibia, femore e piede nei tre gruppi di volontari [3]

L'angolo d'anca è l'angolo assoluto formato dal femore e dalla direzione perpendicolare al pavimento nel piano sagittale e ha verso positivo come indicato in figura 1.5.



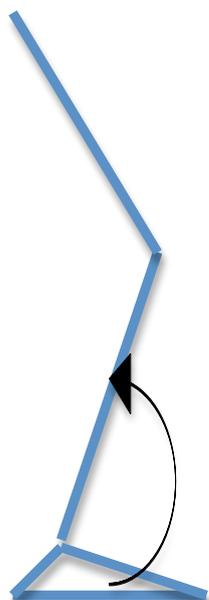
**Figura 1.5:** angolo d'anca

L'angolo di ginocchio è l'angolo relativo formato dal femore e dalla tibia nel piano sagittale e ha verso positivo come indicato in figura 1.6. A causa della conformazione dell'articolazione di ginocchio assume sempre valori positivi.



**Figura 1.6:** angolo di ginocchio

L'angolo di caviglia è l'angolo relativo formato dalla tibia e dalla suola del piede e ha verso positivo come indicato in figura 1.7. Nel grafico di figura 4 viene riportato il valore di " $\pi/2$  – angolo di caviglia" al fine di ottenere il valore di zero gradi nella standing position.



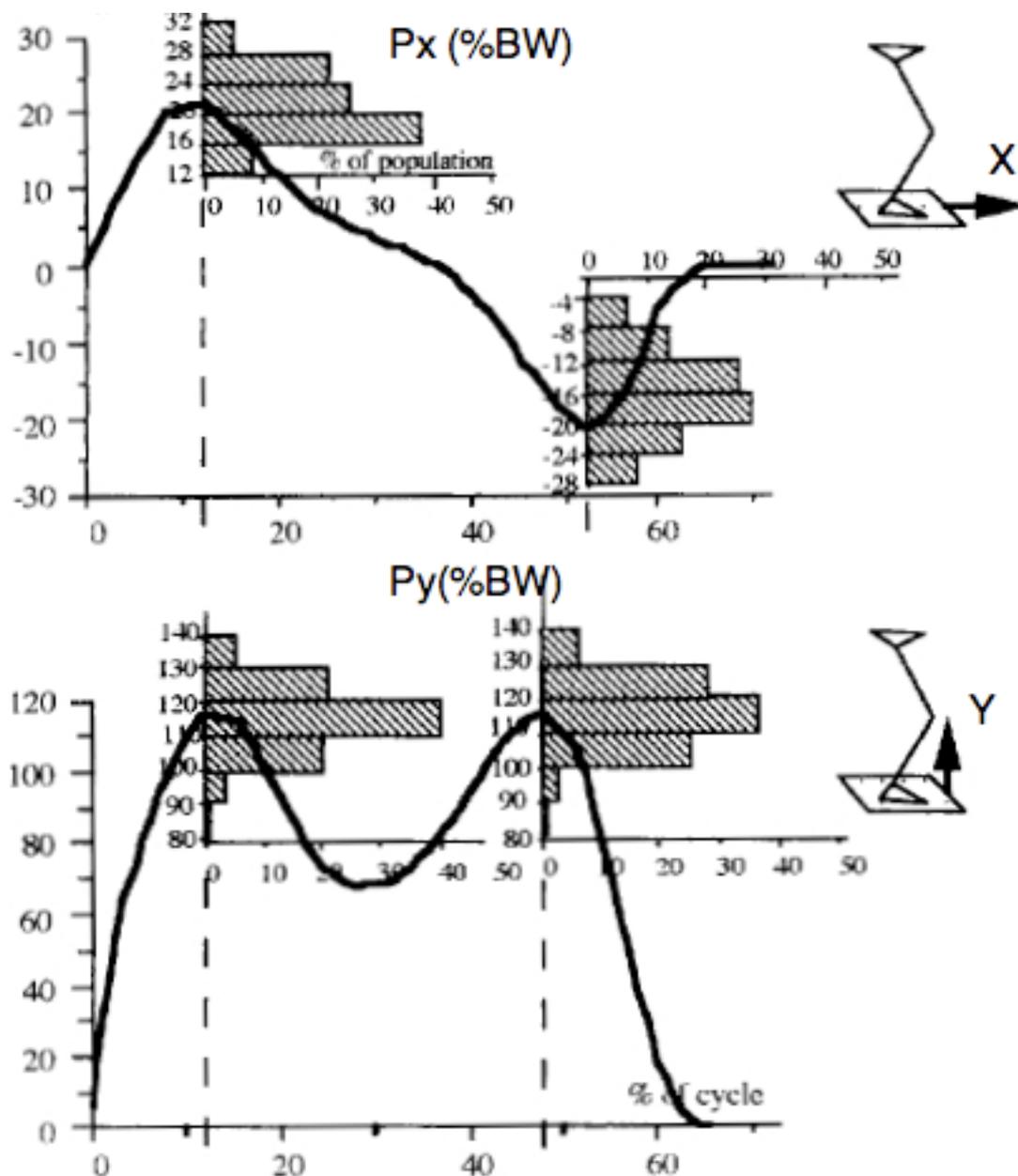
**Figura 1.7:** *angolo di caviglia*

Il valore di zero gradi per i tre angoli è ottenuto nella posizione di allineamento, ossia nella posizione di "riposo" del volontario in cui l'arto inferiore risulta essere nella situazione di completa estensione, tibia e femore sono allineati e perpendicolari al suolo e il piede è completamente appoggiato sul terreno, come mostrato in figura 1.8.



**Figura 1.8:** *posizione di allineamento*

Inoltre per gli obiettivi di questo progetto di tesi è necessario conoscere la forza che il piede scambia con il terreno in direzione, modulo e verso nelle diverse percentuali della fase di appoggio. A tal fine si è preso in considerazione l'attività svolta da Pierre Loslever, El Mostafa Laassel e Jean Claude Angue [7]. Per mezzo di una piattaforma di forze si è registrato l'andamento della forza scambiata con il terreno su 100 volontari di sesso maschile normodotati non caratterizzati in base a particolari parametri come nel caso precedente. I risultati sono visibili in figura 1.9.



**Figura 1.9:** forza scambiata con il terreno espressa in percentuale del peso corporeo (la componente lungo l'asse x è quella che il piede fa sul terreno, mentre la componente lungo l'asse y è quella che il terreno fa sul piede) [7]

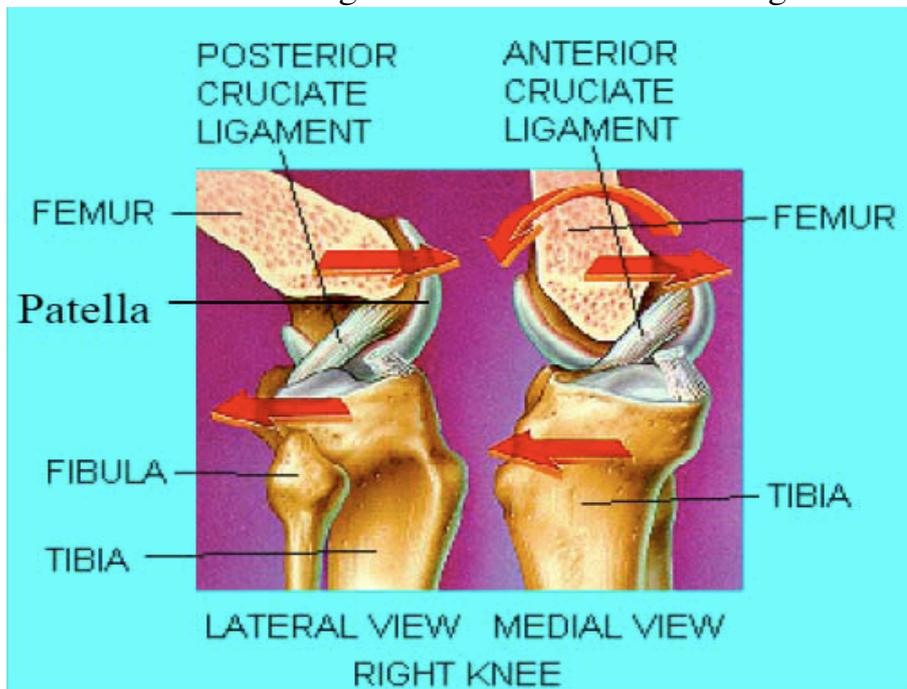
## CAPITOLO 2

# BIOMECCANICA DEL GINOCCHIO

### 2.1 ANATOMIA DELL' ARTICOLAZIONE DI GINOCCHIO

Il ginocchio [4] è un giunto molto complesso, il più complicato del corpo umano, infatti possiede una struttura anatomica estremamente articolata che deve essere schematizzata secondo meccanismi più semplici per essere studiata.

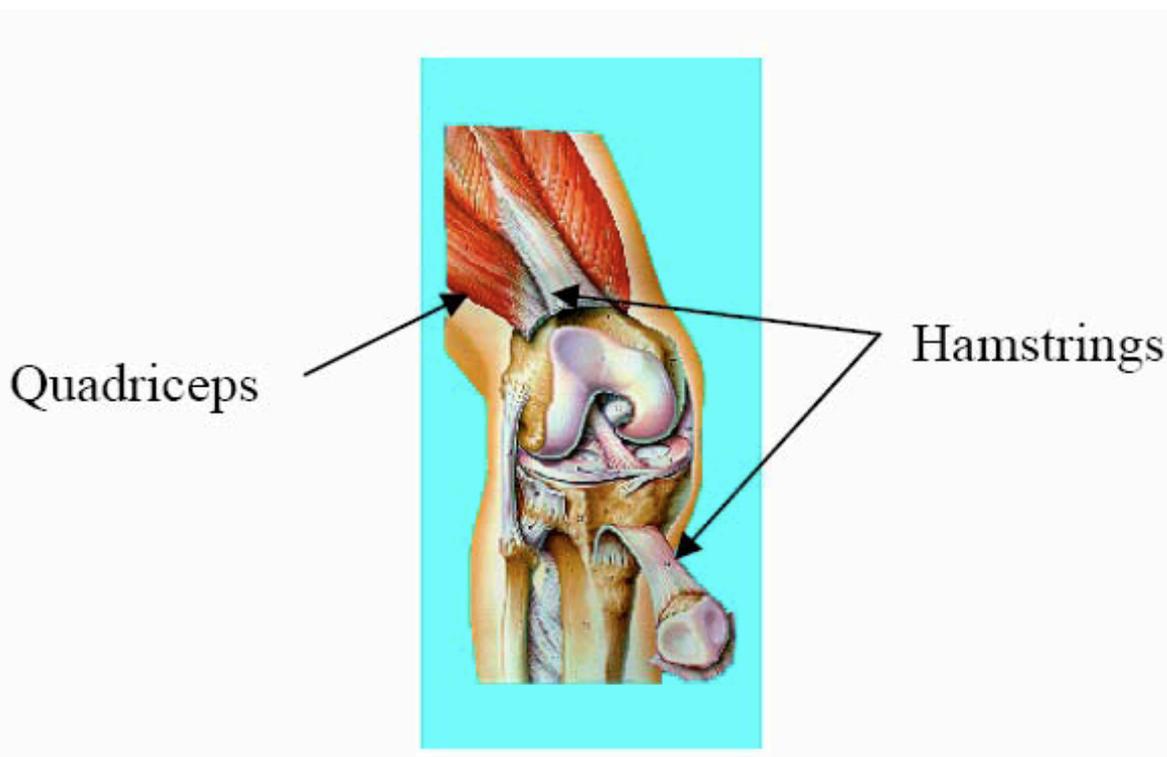
Il ginocchio lavora attraverso due superfici di contatto relativamente piccole che sono connesse tra loro attraverso i muscoli, i legamenti ed altre strutture che nella trattazione che seguirà non interesseranno. E' composto dal femore e dalla tibia che sono configurati in modo da garantire il migliore appoggio in ogni situazione di sollecitazione della gamba. I due profili delle due ossa sono configurati in modo da sopportare il peso corporeo e le sollecitazioni dovute al moto (cammino, corsa, salti). Tali profili ruotano senza strisciare l'uno sull'altro e tra essi sono interposti menischi cartilaginei lubrificanti che ne impediscono la rapida usura e riscaldamento. Il movimento del ginocchio può essere considerato come il risultato del moto relativo di due corpi rigidi che sono azionati dai muscoli. In particolare il ginocchio è formato da quattro ossa: il femore, la tibia, la fibula e la rotula. Il femore è l'osso più grande della gamba ed è collegato attraverso i legamenti ed una capsula alla tibia. Appena sotto e di fianco alla tibia è posizionata la fibula, la quale corre parallela alla tibia. La rotula è sulla cima del ginocchio come visibile in figura 2.1.



*Figura 2.1: ossa del ginocchio [4]*

Quando il ginocchio flette o si estende, è presente anche una piccola componente di rotazione; tale movimento, notato solo negli ultimi 50 anni, potrebbe essere responsabile di molte lesioni sconosciute.

I muscoli attorno al ginocchio sono: i quadricipiti ed il tendine del ginocchio. In figura 2.2 i quadricipiti sono di fronte al ginocchio mentre i tendini sono dietro al ginocchio. I legamenti sono di fondamentale importanza perché tengono insieme l'intero ginocchio. Perciò riassumendo: le ossa sostengono il peso e permettono al corpo di essere una struttura rigida; i muscoli muovono i giunti; i legamenti stabilizzano il ginocchio. In figura 2.2 si può vedere la posizione dei muscoli che azionano il ginocchio: quadricipite e tendine.

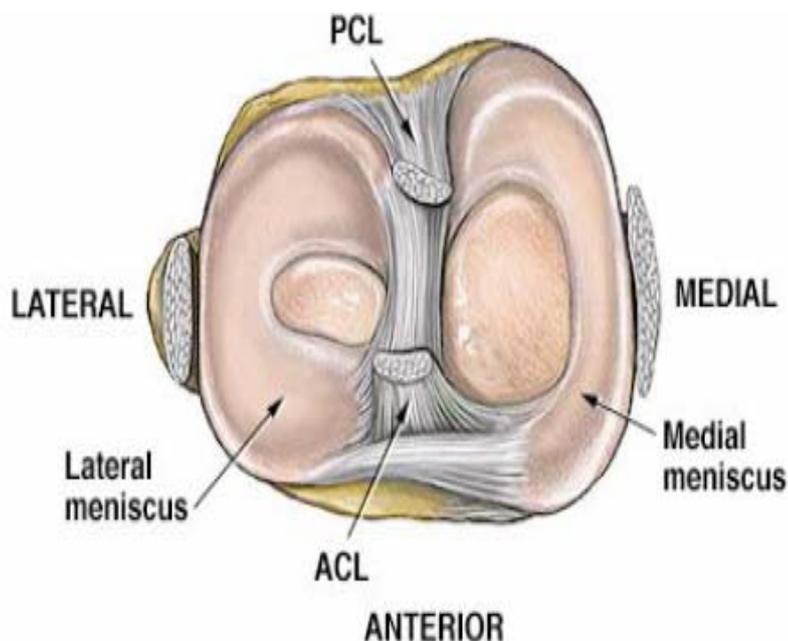


**Figura 2.2:** muscoli del ginocchio [4]

Nel ginocchio è presente anche una struttura fatta di cartilagine, il menisco, ha la forma a C ed è un pezzo di tessuto fissato tra il femore e la tibia. Protegge il giunto e permette ad entrambe le ossa di scivolare liberamente.

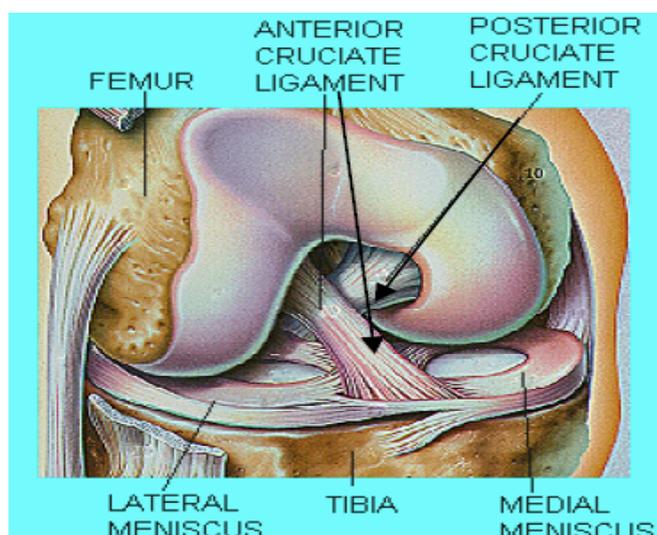
C'è anche una piccola sacca di fluido, la borsa, collocata attorno al ginocchio, che aiuta i muscoli ed i tendini a muoversi in modo fluido quando si piega il giunto.

In figura 2.3 è possibile vedere una sezione del ginocchio, attraverso la quale si nota la posizione dei due legamenti crociati (legamento crociato anteriore chiamato in figura ACL e legamento crociato posteriore chiamato PCL) e la posizione dei menischi (laterale e mediale).



**Figura 2.3:** sezione del ginocchio [4]

I legamenti crociati sono collocati nel centro del giunto del ginocchio, sono composti da un legamento crociato anteriore (ACL) e da un legamento crociato posteriore (PCL) e sono gli elementi fondamentali per la stabilità del ginocchio. Il legamento posteriore trattiene il femore dallo scivolamento anteriore rispetto alla tibia, mentre il legamento crociato anteriore trattiene il femore dallo scivolamento posteriore rispetto alla tibia. Entrambi quindi stabilizzano il ginocchio durante il suo movimento; se, purtroppo, un legamento venisse danneggiato, il ginocchio risulterebbe instabile ed appena si appoggiasse il piede sul suolo la giunzione collasserebbe. In figura 2.4 si vede la configurazione dei legamenti crociati ed all'incirca il punto in cui si collegano al femore ed alla tibia.



**Figura 2.4:** legamenti crociati[4]

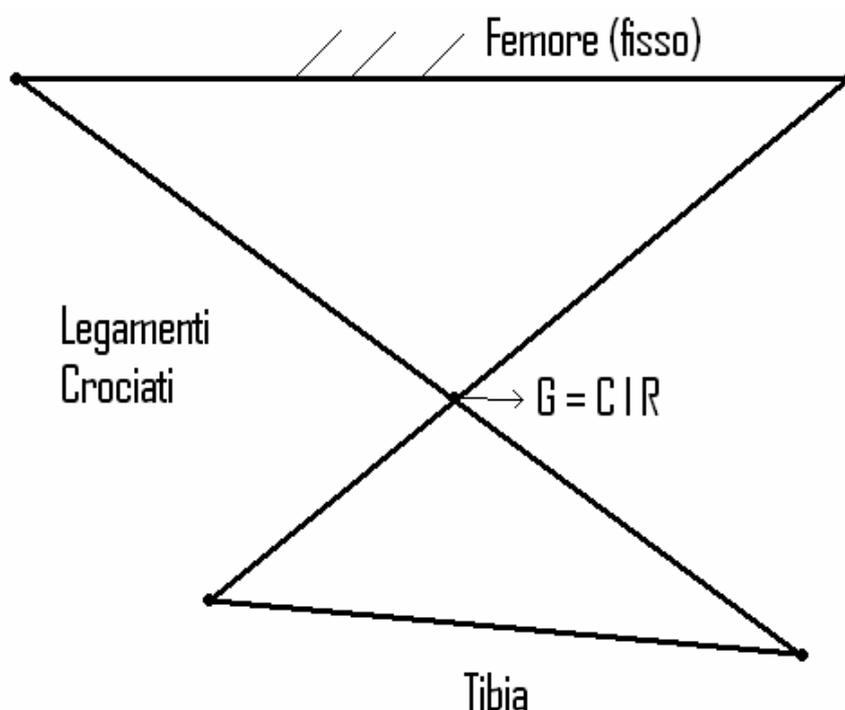
## 2.2 MODELLAZIONE MECCANICA DI UNA PROTESI ESTERNA DELL' ARTICOLAZIONE DI GINOCCHIO

Osservando la su descritta anatomia si vede che sviluppare un modello meccanico del ginocchio non è semplice, infatti non è sufficiente assimilare il movimento ad un giunto rotoidale ad un solo grado di libertà, ma è preferibile utilizzare il concetto cinematico dei profili coniugati (ovvero di due curve nel piano che sono in contatto in un punto ed in quel punto hanno la tangente in comune). Tali profili coniugati sono poi collegati tra loro mediante dei legamenti crociati. Proprio questi legamenti determinano la cinematica ed il tipo di rotazione della tibia rispetto al femore. Dunque, le superfici di contatto (profili coniugati) sopportano il carico ed i legamenti determinano e limitano il moto. Osservando la sezione dell'articolazione di ginocchio (figura 2.5) sul piano sagittale e focalizzando l'attenzione sui legamenti crociati, si nota la somiglianza di tale articolazione con un meccanismo quadrilatero incrociato.



*Figura 2.5: Tibia, femore e legamenti crociati*

Si crea così la configurazione a quadrilatero articolato con le due aste incrociate (figura 2.6) che rappresentano i legamenti crociati (il centro di istantanea rotazione femore-tibia è localizzato nell'intersezione delle due aste laterali e, per ogni angolo di flessione del ginocchio, cambia la sua posizione). Inoltre, variando la posizione relativa tibia-femore, mantenendo fisso l'una o l'altro, ad esempio facendo variare la posizione dell'asta che rappresenta la tibia, supponendo fissa l'altra asta rappresentante il femore, si determinano le due superfici coniugate che indicano i due profili che ruotano senza strisciare l'uno sull'altro (polari del moto). Attraverso le equazioni di meccanica applicata si può risalire alle posizioni dei punti notevoli del quadrilatero articolato considerando un solo grado di libertà (che di solito rappresenta la flessione del ginocchio).



**Figura 2.6:** quadrilatero articolato incrociato

La figura 2.6 rappresenta un esempio di quadrilatero articolato che può rappresentare la struttura del ginocchio, in particolare:

- il femore è semplificato attraverso l'asta superiore ;
- la tibia è semplificato attraverso l'asta inferiore ;
- i due legamenti crociati sono introdotti nel modello attraverso le due aste laterali incrociate;
- il centro di istantanea rotazione femore-tibia è determinato dalla intersezione delle due aste laterali.

Come si vedrà in seguito tale meccanismo approssima al meglio il movimento naturale dell'arto inferiore ma crea problemi di controllo della stabilità nel caso di utilizzo di una protesi passiva, perciò ad esso è spesso preferito il quadrilatero articolato con aste laterali non incrociate.

# **CAPITOLO 3**

## **STATO DELL'ARTE DI PROTESI ESTERNE DI GINOCCHIO**

### **3.1 INTRODUZIONE**

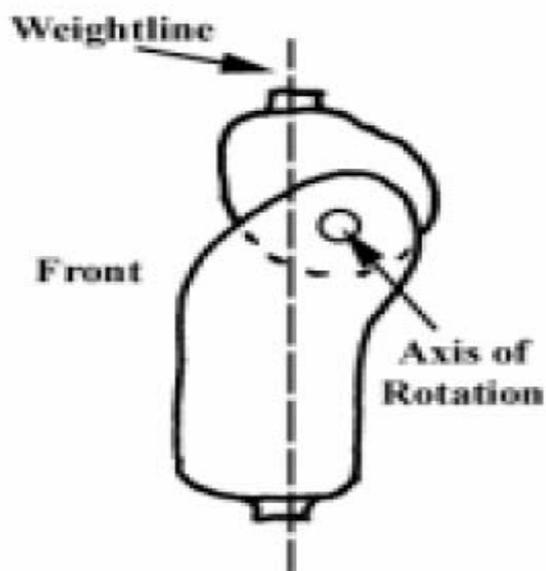
Al fine di distinguere e classificare le numerosissime tipologie di protesi esterne di articolazione di ginocchio attualmente presenti sul mercato si considereranno tre parametri:

- posizione del CIR (si distingueranno quindi dispositivi a singolo asse di rotazione e policentrici);
- controllo della stabilità (si farà distinzione tra dispositivi attivi e passivi);
- equilibrio (si considereranno le diverse tipologie di dispositivo dedicate all'equilibrio presenti in commercio).

Si analizzeranno poi le diverse tipologie di materiali utilizzati nella realizzazione dei meccanismi di protesi. Si fa notare che la protesi di arto inferiore, oltre che dal meccanismo che sostituisce l'articolazione di ginocchio, è costituita dall'invasatura del moncone di femore, dall'articolazione di caviglia e dal piede che non verranno trattati in questo elaborato.

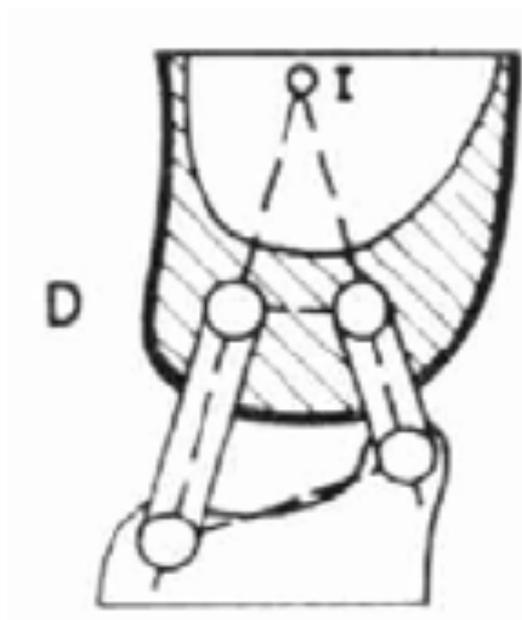
### **3.2 DISPOSITIVI A SINGOLO ASSE E POLICENTRICI**

I dispositivi a singolo asse di rotazione (Figura 3.1) sostituiscono l'articolazione di ginocchio con una semplice coppia rotoidale (il CIR è vincolato a trovarsi quindi su tale asse di rotazione nel movimento relativo femore-tibia). Dal punto di vista del movimento possono simulare l'articolazione naturale perché di fatto il movimento relativo tra tibia e femore è vincolabile con tale coppia cinematica, ma come si vedrà in seguito questi meccanismi presentano seri problemi per quanto riguarda il controllo della stabilità da parte dell'amputato. Il loro utilizzo è quindi possibile e sono presenti in commercio protesi di questa tipologia, ma, o per la loro semplicità sono preferite per ragioni economiche (ad esempio nei paesi in via di sviluppo) e limitano notevolmente i movimenti del paziente, oppure sono dotate di complicati sistemi di controllo attivi.



**Figura 3.1:** dispositivo a singolo asse di rotazione

I dispositivi policentrici (figura 3.2) si caratterizzano per la mobilità del CIR durante il moto relativo femore-tibia e come verrà spiegato in seguito presentano numerosissimi e fondamentali vantaggi dal punto di vista del controllo della stabilità tali da renderli preferibili ai dispositivi a singolo asse di rotazione.



**Figura 3.2:** dispositivo policentrico

### 3.3 DISPOSITIVI ATTIVI E PASSIVI PER IL CONTROLLO DELLA STABILITA’

Una ulteriore distinzione può essere effettuata tra dispositivi attivi e passivi per il controllo della stabilità.

Come si vedrà in seguito al fine di controllare la stabilità è fondamentale che il paziente possa decidere quando l’angolo che si forma tra femore e tibia (ossia l’angolo di ginocchio visto nel paragrafo 1.3) debba essere “aperto” o “chiuso” (in termini ingegneristici che la velocità angolare sia positiva o negativa rispetto ad un verso stabilito positivo per convenzione).

I dispositivi passivi (Figura 3.3) non permettono al paziente di decidere autonomamente l’apertura o chiusura di tale angolo poiché essa sarà strettamente dipendente dalla posizione del CIR femore-tibia durante il moto. Di conseguenza il controllo dipenderà dalle dimensioni dei membri del meccanismo se esso è policentrico.



**Figura 3.3:** protesi commerciale a controllo passivo

I dispositivi attivi (Figura 3.4), invece, permettono di regolare l’angolo quando desiderato dal paziente e, grazie a quanto stabilito precedentemente in via sperimentale, in base al tipo di movimento che il paziente desidera effettuare. Sono protesi computerizzate o controllate da microprocessori che consentono di emulare il ginocchio naturale grazie alle informazioni immagazzinate da esperimenti e dalla presenza di sensori all’interno della protesi.

Chiaramente i dispositivi attivi che, come verrà spiegato successivamente, potrebbero risolvere la gran parte dei problemi progettuali di una protesi esterna di ginocchio, presentano l’inconveniente di costi elevatissimi e complicazioni progettuali tali da limitarne attualmente l’impiego sul mercato.



*Figura 3.4: protesi commerciale a controllo attivo*

### 3.4 TIPOLOGIA DI DISPOSITIVO DEDICATO ALL’EQUILIBRIO

Verranno analizzate le principali tipologie di dispositivi dedicate all’equilibrio delle forze interne che si scambiano i membri di un meccanismo di protesi sia nella fase di flessione che di estensione dell’arto inferiore.

Vista l’ elevatissima quantità di dispositivi esistenti risulta complicata una analisi esauriente. Una grossolana classificazione può essere la seguente:

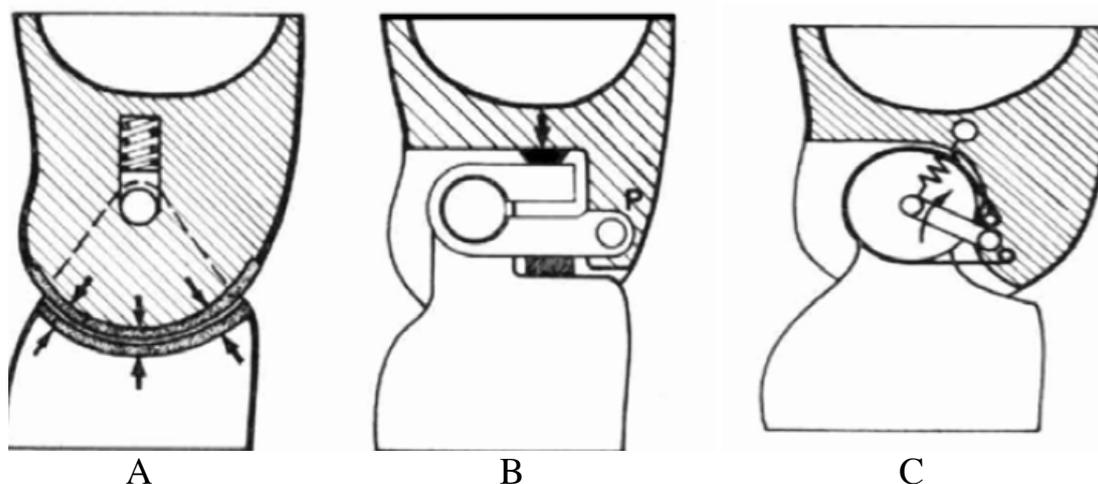
- (a) meccanismi a molla;
- (b) meccanismi a frizione;
- (c) sistema a fluido;

(a) I meccanismi a molla (figura 3.5) sviluppano una resistenza alla flessione/estensione variabile, la quale incrementa di intensità all’aumentare della flessione/estensione del ginocchio.



**Figura 3.5:** protesi con meccanismo a molla

(b) La frizione è un meccanismo molto semplice e leggero, attuato dal carico sulla protesi. Sfrutta le forze di attrito tra due o più membri che strisciano l’uno sull’altro e proprio per questo ha l’inconveniente di una richiesta frequente di manutenzione e controllo dell’usura. La presenza della frizione-freno comporta una resistenza alla flessione durante la fase di sostegno del peso, infatti nella fase pendolo (o fase di volo) non esiste nessun tipo di resistenza ed il ginocchio può muoversi liberamente, al limite può essere presente una frizione costante che limita la velocità di ritorno in estensione. Perciò quando il peso è sostenuto dalla protesi si attiva la frizione che tende a bloccare la flessione del ginocchio. Questo dispositivo aumenta la stabilità della protesi, tuttavia crea un andamento della camminata non fluido, diverso dall’andamento naturale. In figura 3.6 sono rappresentati tre diverse frizioni attivate dal peso sulla protesi:



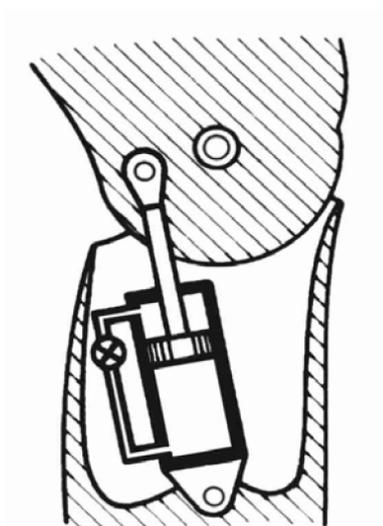
**Figura 3.6:** protesi con frizione costante attivata dal peso sulla protesi

- A. Dispositivo caratterizzato da superfici frizione che entrano in contatto a seguito di un carico applicato alla protesi;
- B. Dispositivo caratterizzato da una leva che va a stringere un perno il quale è asse di flessione del ginocchio;
- C. Dispositivo caratterizzato dalla presenza di un disco attorno al quale è avvolta una cinghia che, a seconda del carico sopportato, è più o meno tesa; perciò si ottiene una resistenza alla flessione variabile in funzione del tiro che si ha sulla cinghia, quindi in relazione al carico applicato sull'arto artificiale.

(c) Molto utilizzato è l'equilibrio tramite sistema a fluido, in particolare:

- sistema idraulico;
- sistema pneumatico.

Tali sistemi possono essere incorporati in una protesi a singolo asse o con meccanismo policentrico. Lo schema del meccanismo è illustrato in figura 3.7. Le unità di equilibrio sono di solito composte da un cilindro, che contiene il fluido ed è tipicamente a doppio effetto, con all'interno un pistone; inoltre è presente una valvola che, aprendosi o chiudendosi, regola la resistenza del flusso del fluido.



**Figura 3.7:** *meccanismo idraulico o pneumatico*

L'equilibrio tramite sistema pneumatico utilizza aria compressa. L'equilibrio tramite sistema idraulico utilizza un liquido, di solito olio silicone. Ovviamente equilibrare sia la fase di appoggio che la fase pendolo con uno solo di questi meccanismi è quasi sempre impossibile. Infatti frequentemente è l'unione di due o più dispositivi che permette di ottenere un risultato ottimale

anche in termini di energia accumulata in una determinata fase del cammino e poi rilasciata quando necessario.

### 3.5 MATERIALI

Le prime protesi furono realizzate in legno (500 A.C.), infatti era l'unico materiale che si prestava ad essere lavorato con facilità e, soprattutto, era di semplice reperibilità. Si è poi passati all'utilizzo del ferro e dell'acciaio (1800), per giungere allo sviluppo delle protesi in alluminio e gomma dopo la prima guerra mondiale ed, in particolar modo, dopo la seconda guerra mondiale; successivamente, visto che il numero degli amputati era aumentato considerevolmente si incentivò la ricerca per progettare protesi sempre più leggere e resistenti, approdando a materiali sempre più avanzati (compositi e polimerici).

Attualmente, a seguito di innumerevoli ricerche ed evoluzioni della tecnologia, che tuttora proseguono, si sono realizzati tanti altri materiali. Perciò la scelta dei materiali, nella progettazione della protesi, deve tenere in considerazione diversi fattori:

- la protesi deve durare nel tempo;
- la protesi non deve essere eccessivamente costosa;
- il materiale deve avere delle tecnologie di produzione e di lavorazione accessibili;
- il materiale deve essere affidabile (per evitare rotture che porterebbero alla caduta dell'amputato);
- la protesi non deve avere un peso eccessivo;
- la protesi deve resistere a carichi a volte anche elevati (per persone che pesano oltre i 100 kg).

Così i materiali più usati nelle protesi attuali sono: alluminio, titanio, plastica e materiali compositi. Ogni singolo materiale ha le sue caratteristiche specifiche, per esempio il titanio è il materiale che ha il rapporto resistenza/peso (resistenza specifica) più elevato, ma ha anche il costo doppio rispetto agli altri materiali. Dunque, nella progettazione della protesi si considereranno le seguenti caratteristiche, legate alla scelta del materiale:

- peso;
- costo;
- resistenza;
- rigidità.

Se si esaminano i materiali usati di norma nella produzione di protesi e si confrontano i fattori sopra elencati si ottiene la seguente tabella di valutazione.

| <b>MATERIALE</b>                          | <b>PESO</b>  | <b>COSTO</b> | <b>RESISTENZA</b> | <b>RIGIDEZZA</b> |
|---|--------------|--------------|-------------------|------------------|
| Copolimero                                | <i>Basso</i> | <i>Medio</i> | <i>Medio</i>      | <i>Medio</i>     |
| Polipropilene                             | <i>Medio</i> | <i>Medio</i> | <i>Alto</i>       | <i>Basso</i>     |
| Polietilene a bassa densità               | <i>Basso</i> | <i>Basso</i> | <i>Medio</i>      | <i>Basso</i>     |
| Polietilene ad alta densità               | <i>Alto</i>  | <i>Medio</i> | <i>Medio</i>      | <i>Alto</i>      |
| Polietilene modificato                    | <i>Medio</i> | <i>Basso</i> | <i>Alto</i>       | <i>Medio</i>     |
| Materiale composito con fibre di carbonio | <i>Basso</i> | <i>Alto</i>  | <i>Alto</i>       | <i>Alto</i>      |
| Termoplastico                             | <i>Basso</i> | <i>Basso</i> | <i>Basso</i>      | <i>Medio</i>     |
| Alluminio                                 | <i>Medio</i> | <i>Basso</i> | <i>Alto</i>       | <i>Alto</i>      |
| Titanio                                   | <i>Medio</i> | <i>Alto</i>  | <i>Alto</i>       | <i>Alto</i>      |
| Grafite                                   | <i>Basso</i> | <i>Medio</i> | <i>Basso</i>      | <i>Alto</i>      |

Si sottolinea che negli ultimi anni è aumentata la richiesta delle protesi da parte di atleti, ed è nato un nuovo campo di applicazione e una nuova e rivoluzionaria tipologia di protesi: la protesi agonistica. Tali protesi sono state progettata con caratteristiche idonee all’attività agonistica. In particolare si sono utilizzati materiali estremamente resistenti e leggeri come: leghe di alluminio, leghe di titanio e materiali compositi rinforzati con fibre di carbonio e Kevlar.

Si conclude precisando che da ora in poi in questo elaborato verrà presa in considerazione una protesi con sistema di controllo passivo, policentrica (con meccanismo quadrilatero articolato) e con sistema di equilibrio di tipo pneumatico o idraulico. Si è scelto il sistema di controllo passivo perché, come su detto, l’impiego di quello attivo è ancora limitato dalla complessità di progettazione. Le motivazioni delle altre due scelte, cioè del sistema di equilibrio e del dispositivo di tipo policentrico, verranno esaminate approfonditamente nei capitoli successivi.

# CAPITOLO 4

## MODELLAZIONE DELL'ARTO INFERIORE

### 4.1 INTRODUZIONE

Questo elaborato ha lo scopo di trovare un modello valido dell'articolazione di ginocchio al fine di realizzare una protesi esterna. Per fare ciò non si può prescindere, come si vedrà in seguito, dal modello completo di tutto l'arto inferiore (a partire quindi dall'articolazione d'anca fino a giungere al piede).

Da un punto di vista prettamente anatomico, considerando cioè soltanto l'anatomia del ginocchio (paragrafo 2.1), si evince che il modello più appropriato per questa articolazione è un quadrilatero articolato incrociato, come visto nel paragrafo 2.2. Tale quadrilatero permette infatti di "mimare" al meglio il movimento naturale dell'arto inferiore.

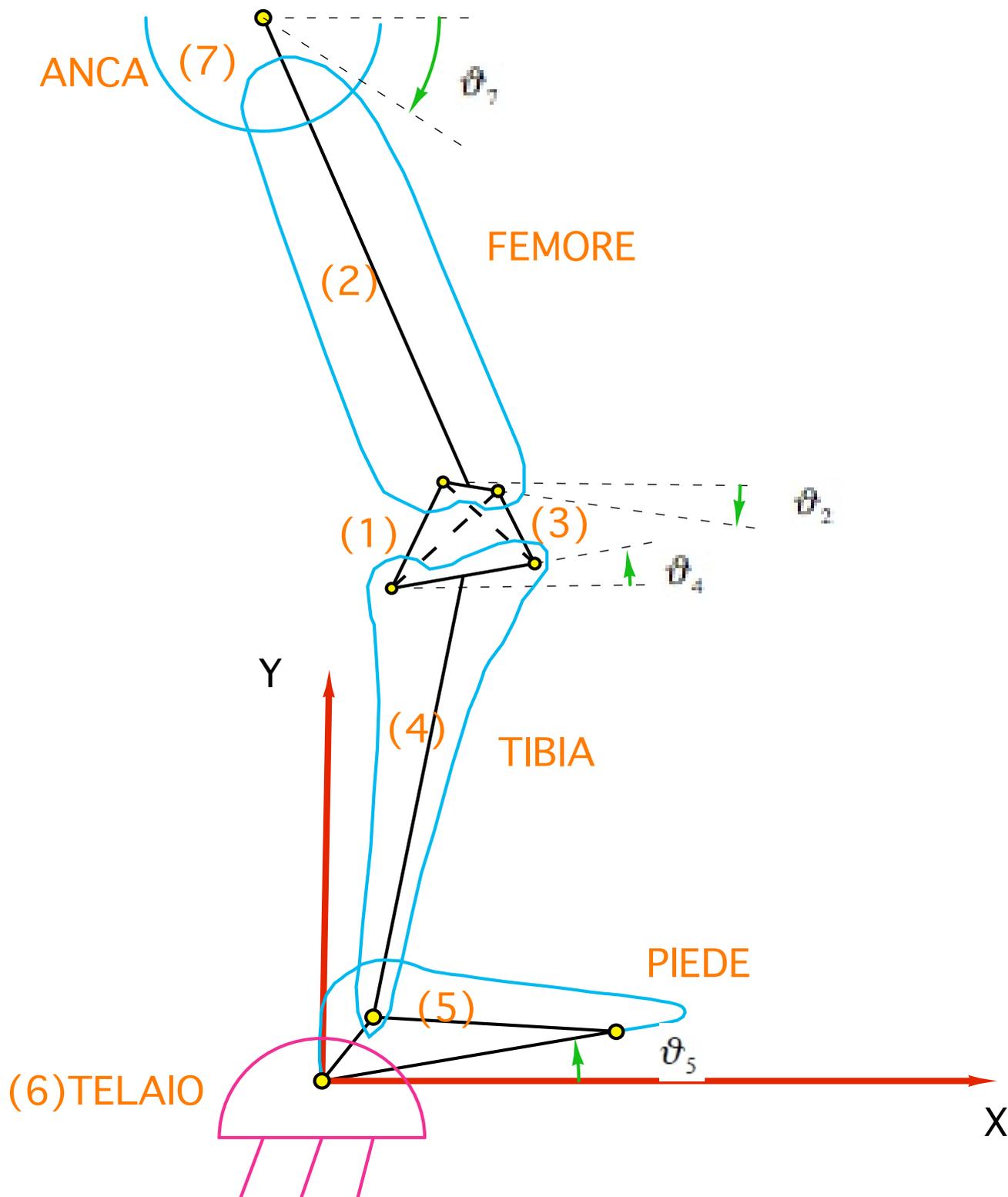
Da un punto di vista biomedico, osservando la cinetostatica del meccanismo, risulta invece ottimale, ai fini del controllo della stabilità da parte dell'amputato, l'utilizzo di un quadrilatero articolato semplice (ossia con le aste laterali non incrociate), sempre considerando il caso in cui il dispositivo di controllo della stabilità sia passivo (paragrafo 3.3).

Non viene preso in considerazione il caso dell'applicazione di una semplice coppia rotoidale perché, come verrà messo in luce in seguito, essa presenta gravi problemi di controllo della stabilità (sempre restando nel campo delle protesi passive).

Da ora in poi obiettivo della tesi sarà il confronto tra il quadrilatero articolato semplice e il quadrilatero articolato incrociato (figura 2.6). Verranno messi in evidenza vantaggi e svantaggi dell'uno e dell'altro considerando diversi parametri di valutazione.

## 4.2 MODELLI UTILIZZATI NELLA FASE DI APPOGGIO

Il modello della protesi di arto inferiore utilizzato nella fase di appoggio è quello di figura 4.1.



**Figura 4.1:** modello della protesi di arto inferiore utilizzato nella fase di appoggio

Il modello è utilizzabile sia con il quadrilatero articolato incrociato (nella figura ha le aste laterali tratteggiate) che con quello semplice.

In colore nero sono schematizzati i membri del modello, in colore celeste l'arto inferiore nelle sue forme naturali.

Il modello è costituito da 7 membri:

- membro 1: è una delle aste laterali;
- membro 2: è il femore;
- membro 3: è una delle aste laterali;
- membro 4: è la tibia;
- membro 5: è il piede;
- membro 6: è il telaio;
- membro 7: è l'anca;

Vengono omessi i membri che costituiscono il sistema di equilibrio delle forze interne scambiate nell'articolazione di ginocchio e di caviglia perché sono ininfluenti ai fini degli argomenti che verranno trattati nella fase iniziale.

L'articolazione di ginocchio è costituita quindi da un quadrilatero articolato (membri 1, 2, 3 e 4) e si vogliono confrontare i casi in cui i membri 1 e 3 siano incrociati (quadrilatero incrociato come in figura 2.6) oppure no (quadrilatero semplice) nella configurazione di allineamento vista nel paragrafo 1.3. Infatti anche il quadrilatero semplice che in allineamento non ha le aste laterali incrociate, in determinati valori dell'angolo di ginocchio (vedere paragrafo 1.3) presenterà le aste laterali incrociate.

Il meccanismo è piano e ci sono inoltre 7 coppie rotoidali, quindi 7 coppie di tipo C1 (cioè che vincolano due gradi di libertà e ne lasciano libero uno) Per trovare i gradi di libertà del sistema si utilizza la formula di Groubler per un meccanismo piano [6]:

$$gdl = 3*(m-1)-2*C1-2*C2 \quad (4.1)$$

dove m è il numero dei membri, C1 è il numero delle coppie di tipo C1 e C2 è il numero delle coppie di tipo C2 (cioè che vincolano un grado di libertà e ne lasciano liberi due).

Quindi in questo caso si hanno 4 gradi di libertà che sono:

$\vartheta_5$ : è l'angolo che il piede (membro 5) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in figura ed individua in ogni istante la posizione del piede;

$\vartheta_4$ : è l'angolo che la tibia (membro 4) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in figura e unitamente a  $\vartheta_5$  individua in ogni istante la posizione della tibia;

$\vartheta_2$ : è l'angolo che il femore (membro 2) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in figura e unitamente a  $\vartheta_5$  e  $\vartheta_4$  individua in ogni istante la posizione del femore;

$\vartheta_7$ : è l'angolo che un riferimento preso sull'anca (membro 7) forma con il pavimento (asse x), ha direzione positiva come indicato in figura e unitamente a  $\vartheta_5$  e  $\vartheta_4$  e  $\vartheta_2$  individua in ogni istante la posizione dell'anca. Tale angolo verrà trascurato nel resto dell'elaborato in quanto è superflua la conoscenza della posizione dell'anca ai fini degli obiettivi di questa trattazione.

I parametri che verranno utilizzati in seguito per descrivere il moto sono 6:  $\vartheta_5$ ,  $\vartheta_4$ ,  $\vartheta_2$ ,  $\vartheta_7$ ,  $\vartheta_1$ ,  $\vartheta_3$ .

$\vartheta_1$  e  $\vartheta_3$  sono gli angoli che i membri 1 e 3, rispettivamente, formano con il pavimento (asse x) e la loro direzione positiva verrà definita in seguito.

Di conseguenza il numero di equazioni necessarie a descrivere il moto è uguale a due, cioè al numero dei parametri (6) meno il numero di gradi di libertà del sistema (4) e verranno ricavate nei successivi paragrafi.

Al fine di confrontare il movimento della protesi di arto inferiore con l'arto inferiore naturale si è introdotto anche il modello dell'arto naturale (figura 4.2). In colore nero sono schematizzati i membri del modello, in colore celeste l'arto inferiore nelle sue forme naturali.

Il modello è costituito da 5 membri:

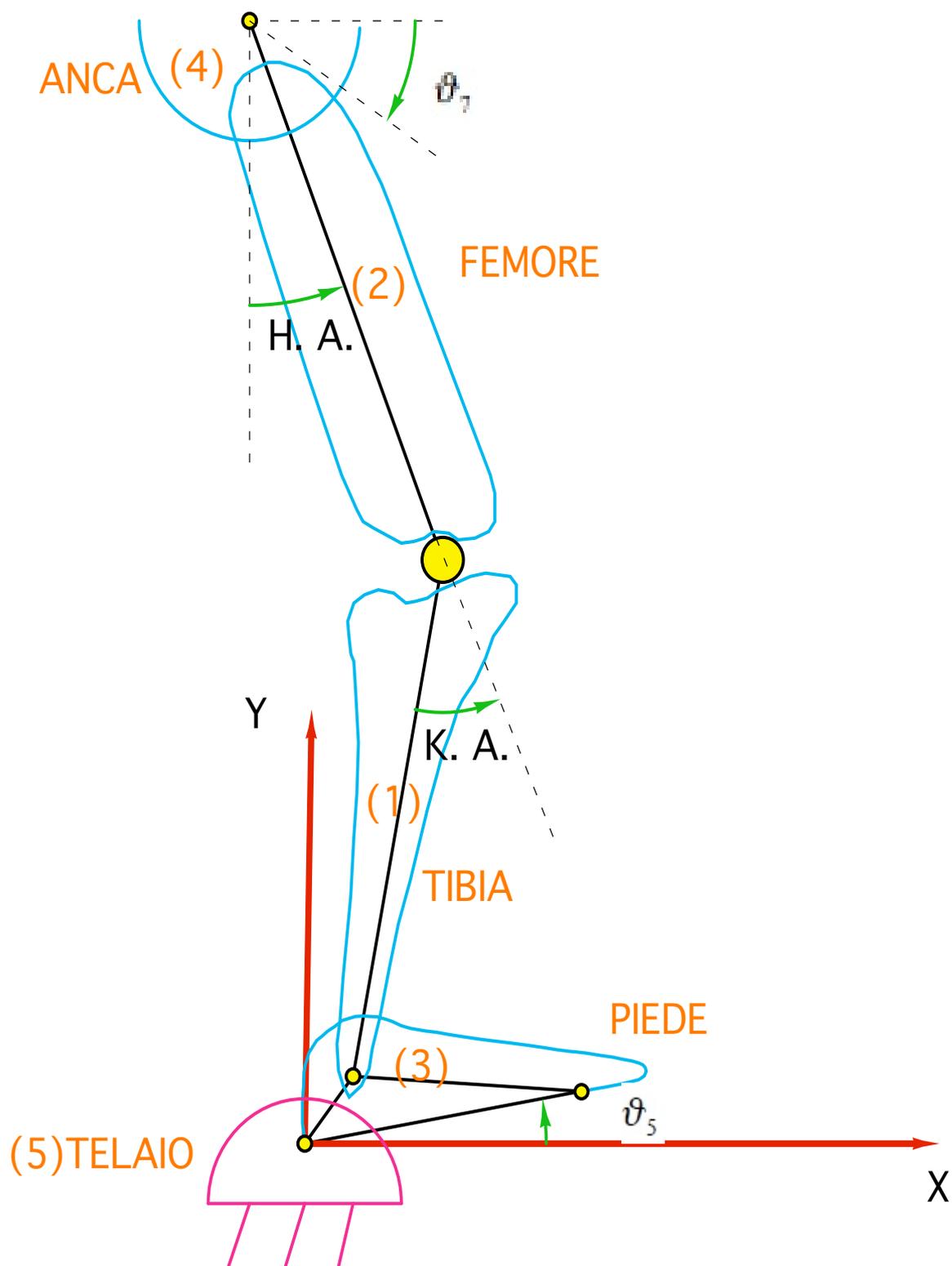
- membro 1: è la tibia;
- membro 2: è il femore;
- membro 3: è il piede;
- membro 4: è l'anca;
- membro 5: è il telaio;

I muscoli dell'arto inferiore possono essere in tal caso considerati i membri che costituiscono il sistema di equilibrio delle forze e dei momenti interni scambiati nell'articolazione di ginocchio e di caviglia.

L'articolazione di ginocchio è costituita da una coppia rotoidale.

Il meccanismo è piano e ci sono inoltre 4 coppie rotoidali, quindi 4 coppie di tipo C1 (cioè che vincolano due gradi di libertà e ne lasciano libero uno). Per trovare i gradi di libertà del sistema si utilizza la formula (4.1). In questo caso si hanno 4 gradi di libertà che sono:  $\vartheta_5$  e  $\vartheta_7$  sono gli angoli descritti nel modello di figura 4.1 e K.A. (angolo di ginocchio) e H.A. (angolo d'anca) sono gli angoli descritti nel paragrafo 1.3.

I parametri utilizzati per descrivere il moto sono gli stessi gradi di libertà, perciò non è necessario ricavare nessuna equazione (poiché la differenza tra il numero dei parametri e il numero dei gradi di libertà è nulla).



**Figura 4.2:** modello dell'arto inferiore naturale utilizzato nella fase di appoggio

### 4.3 MODELLI UTILIZZATI NELLA FASE DI VOLO

Il modello utilizzato nella fase di volo è quello di figura 4.3.

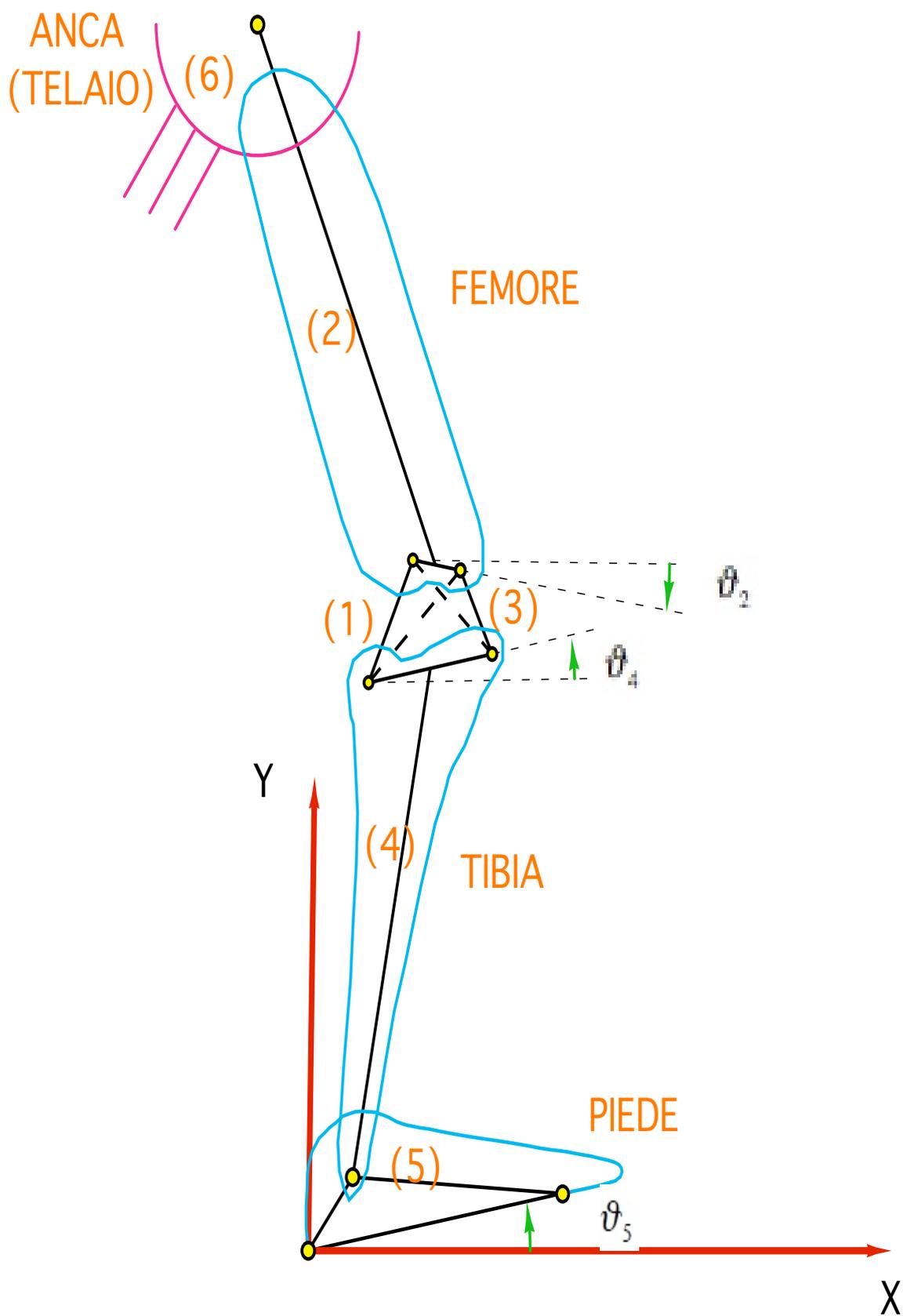
Valgono le stesse considerazioni del caso di figura 4.1, però il telaio in questa situazione è l'anca e il numero dei membri si è ridotto a 6. Inoltre ci sono 6 coppie rotoidali (6 coppie di tipo C1). Utilizzando la formula di Groubler (4.1) si ottiene che i gradi di libertà sono tre:  $\vartheta_5, \vartheta_4, \vartheta_2$ .

I parametri che verranno utilizzati in seguito per descrivere il moto sono 5:  $\vartheta_5, \vartheta_4, \vartheta_2, \vartheta_1, \vartheta_3$ .

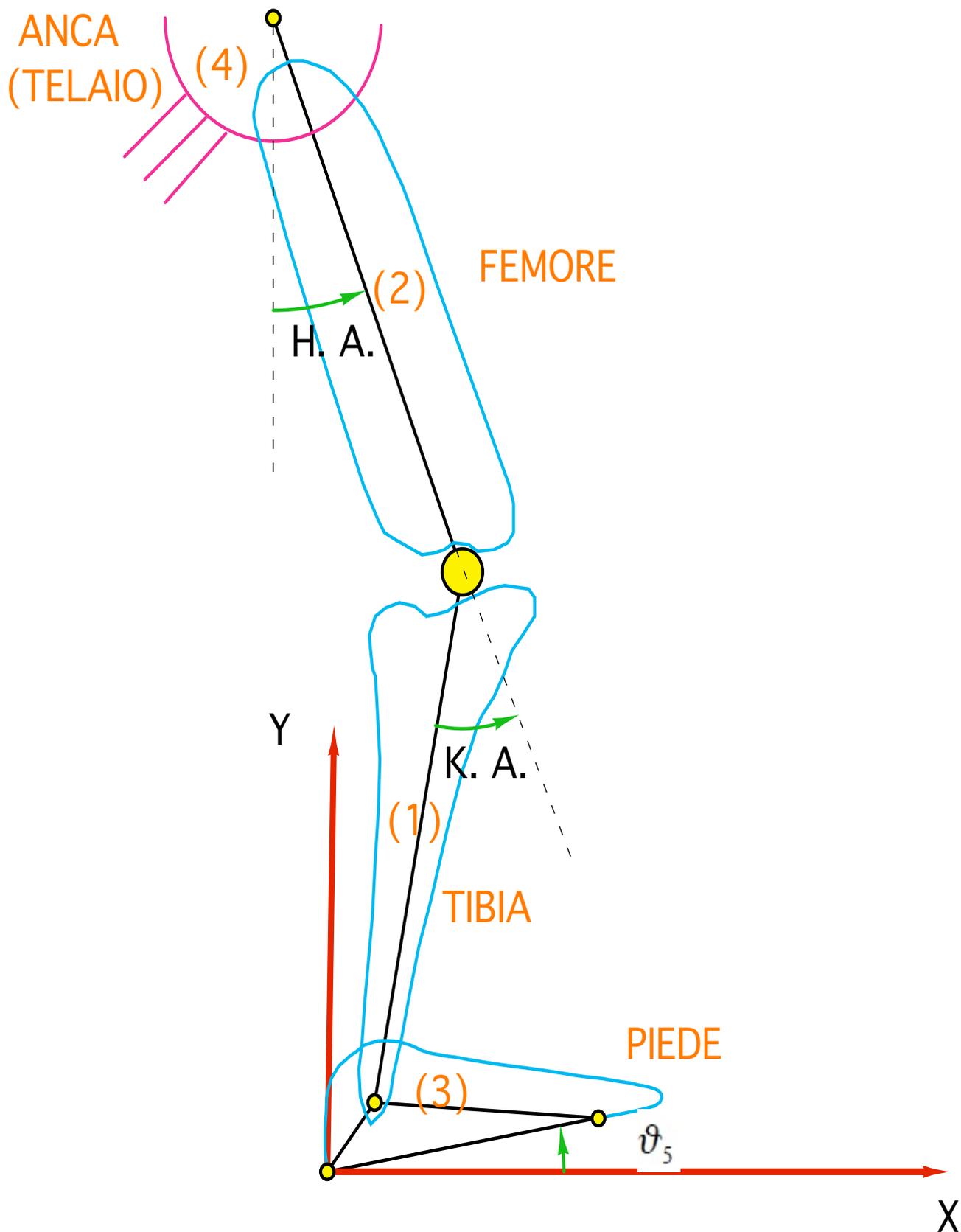
Di conseguenza il numero di equazioni necessarie a descrivere il moto è uguale a due, cioè al numero dei parametri (5) meno il numero di gradi di libertà del sistema (3) e verranno ricavate nei successivi paragrafi.

Anche in questo caso al fine di confrontare il movimento della protesi di arto inferiore con l'arto inferiore naturale si è introdotto anche il modello dell'arto naturale (figura 4.4). Anche qui valgono le stesse considerazioni del modello di figura 4.2, però il telaio in questa situazione è l'anca e il numero dei membri si è ridotto a 4. Inoltre ci sono 4 coppie rotoidali (4 coppie di tipo C1). Utilizzando la formula di Groubler (4.1) si ottiene che i gradi di libertà sono tre:  $\vartheta_5, K.A.$  ed  $H.A.$

I parametri che verranno utilizzati in seguito per descrivere il moto sono gli stessi gradi di libertà e perciò anche in tal caso non è necessario ricavare alcuna equazione.



*Figura 4.3: modello della protesi di arto inferiore utilizzato nella fase di volo*



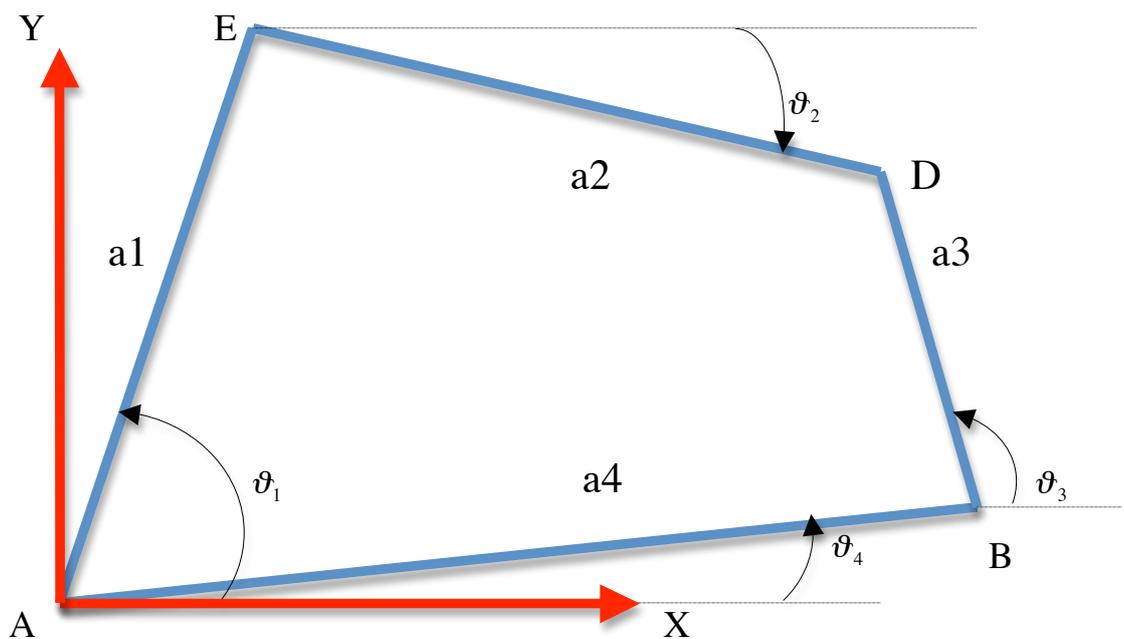
**Figura 4.4:** modello dell' arto inferiore naturale utilizzato nella fase di volo

#### 4.4 ANALISI CINEMATICA DI POSIZIONE DEL QUADRILATERO ARTICOLATO SEMPLICE

Assegnati i gradi di libertà ( $\vartheta_5, \vartheta_4, \vartheta_2$ ) si vogliono ora trovare le due equazioni che ci permettono di ricavare  $\vartheta_1$  e  $\vartheta_3$ .

Si prosegue, quindi, effettuando un'analisi cinematica di posizione del quadrilatero articolato semplice [6], prima, ed incrociato poi.

In figura 4.5 è visibile quale direzione viene assunta positiva per i parametri (angoli) utilizzati per individuare la posizione dei membri 1, 2, 3, 4 e la geometria nota del quadrilatero (cioè la lunghezza dei quattro membri).



**Figura 4.5:** quadrilatero articolato semplice

In ogni istante  $\vartheta_2$  e  $\vartheta_4$  sono assegnati. Si può scrivere la seguente equazione di chiusura in forma vettoriale:

$$\vec{AB} + \vec{BD} + \vec{DE} + \vec{EA} = \vec{0} \quad (4.1)$$

che fornisce due equazioni scalari, una risultante dalla proiezione sull'asse x e l'altra sull'asse y:

$$a_4 \cdot \cos \vartheta_4 + a_3 \cdot \cos \vartheta_3 = a_2 \cdot \cos \vartheta_2 + a_1 \cdot \cos \vartheta_1 \quad (4.2.1)$$

$$a_4 \cdot \sin \vartheta_4 + a_3 \cdot \sin \vartheta_3 = -a_2 \cdot \sin \vartheta_2 + a_1 \cdot \sin \vartheta_1 \quad (4.2.2)$$

Per rendere più leggibili le formule si sono posti

$$G = -a_4 \cdot \cos \vartheta_4$$

$$H = -a_4 \cdot \sin \vartheta_4$$

Elevando al quadrato le (4.2) e riordinando si ottiene:

$$a_3^2 \cdot \cos^2 \vartheta_3 = a_2^2 \cdot \cos^2 \vartheta_2 + a_1^2 \cdot \cos^2 \vartheta_1 + G^2 + 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 \cdot \cos \vartheta_1 + 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot G \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_1 \quad (4.3.1)$$

$$a_3^2 \cdot \sin^2 \vartheta_3 = a_2^2 \cdot \sin^2 \vartheta_2 + a_1^2 \cdot \sin^2 \vartheta_1 + H^2 - 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 \cdot \sin \vartheta_1 + -2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 + 2 \cdot H \cdot a_1 \cdot \sin \vartheta_1 \quad (4.3.2)$$

Sommando poi le (4.3) si ottiene:

$$a_3^2 = a_2^2 + a_1^2 + G^2 + 2 \cdot a_2 \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_2 \cdot \cos \vartheta_1 + 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot G \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_1 + H^2 - 2 \cdot a_2 \cdot a_1 \cdot \sin \vartheta_2 \cdot \sin \vartheta_1 - 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 + 2 \cdot a_1 \cdot H \cdot \sin \vartheta_1 \quad (4.4)$$

Riordinando la (4.4) si ha:

$$\cos \vartheta_1 \cdot (2 \cdot a_2 \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot G \cdot a_1) + \sin \vartheta_1 \cdot (-2 \cdot a_2 \cdot a_1 \cdot \sin \vartheta_2 + 2 \cdot a_1 \cdot H) = a_3^2 - a_2^2 - a_1^2 - G^2 - H^2 - 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 \quad (4.5)$$

Ponendo

$$B = (2 \cdot a_2 \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot G \cdot a_1)$$

$$A = (-2 \cdot a_2 \cdot a_1 \cdot \sin \vartheta_2 + 2 \cdot a_1 \cdot H)$$

$$C = a_3^2 - a_2^2 - a_1^2 - G^2 - H^2 - 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2$$

la (4.5) diventa

$$B \cdot \cos \vartheta_1 + A \cdot \sin \vartheta_1 = C \quad (4.6)$$

Ricordando inoltre che

$$\sin \vartheta_1 = \frac{2 \cdot \operatorname{tg} \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + \operatorname{tg}^2 \frac{\vartheta_1}{2}} \quad (4.7.1)$$

$$\cos \vartheta_1 = \frac{1 - \operatorname{tg} \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + \operatorname{tg}^2 \frac{\vartheta_1}{2}} \quad (4.7.2)$$

Combinando la 4.6 e le 4.7 si ha

$$A \cdot \frac{2 \cdot \operatorname{tg} \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + \operatorname{tg}^2 \frac{\vartheta_1}{2}} + B \cdot \frac{1 - \operatorname{tg}^2 \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + \operatorname{tg}^2 \frac{\vartheta_1}{2}} = C \quad (4.8)$$

La 4.8 è un'equazione di secondo grado con incognita  $\operatorname{tg} \frac{\vartheta_1}{2}$ .

Risolvendo la 4.8 si ha:

$$\operatorname{tg} \frac{\vartheta_1}{2} = \frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C}$$

quindi 
$$\vartheta_1 = 2 \cdot \operatorname{arctg} \frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C} \quad (4.9)$$

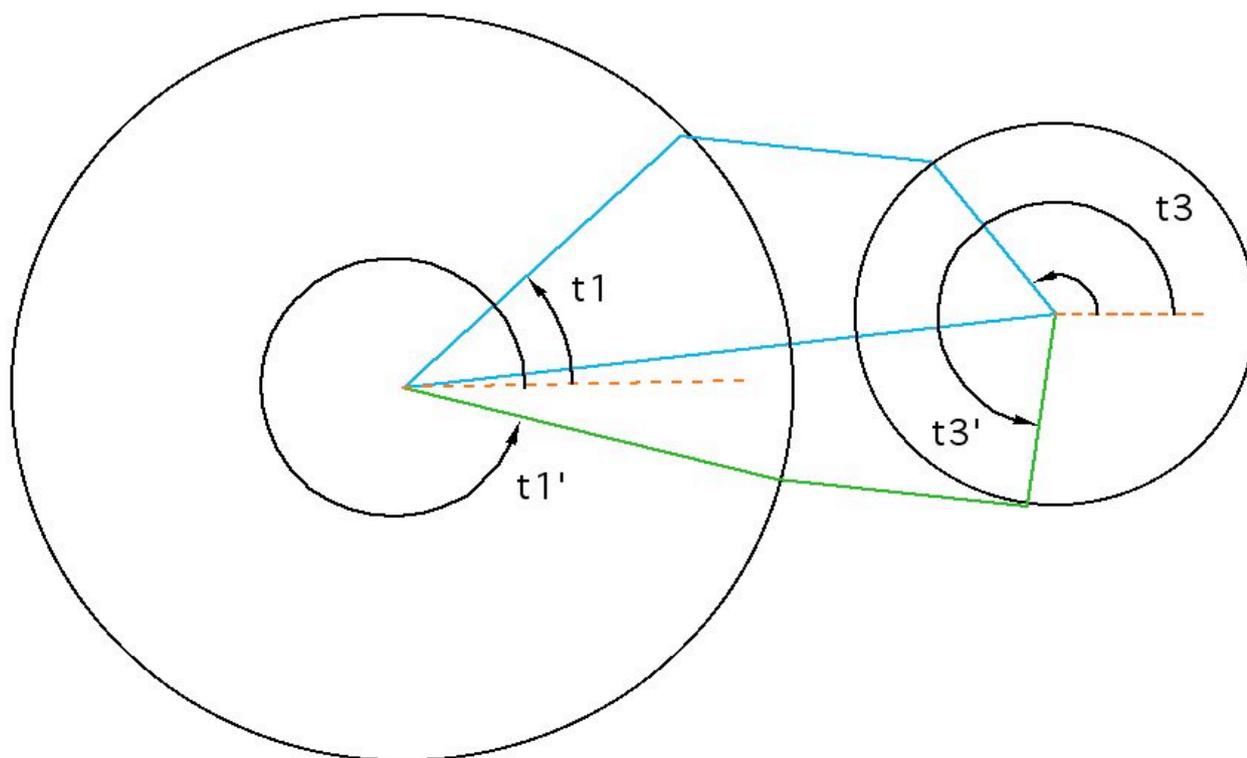
Analiticamente si hanno due possibili valori di  $\vartheta_1$  che corrispondono fisicamente a due diverse possibili configurazioni (figura 4.6) del quadrilatero articolato.

Dalla 4.2.2 e dalla 4.9 si ricavano i due possibili valori di  $\vartheta_3$

$$\vartheta_3 = \operatorname{arcsen} \frac{-a_2 \cdot \sin \vartheta_2 + a_1 \cdot \sin \vartheta_1 + H}{a_3} \quad (4.10)$$

Tra le due configurazioni deve essere scelta quella che si ha realmente nella protesi.

Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab nella funzione “Angoliquadrilatero1” che viene illustrata nell’ Appendice al paragrafo 4.4.



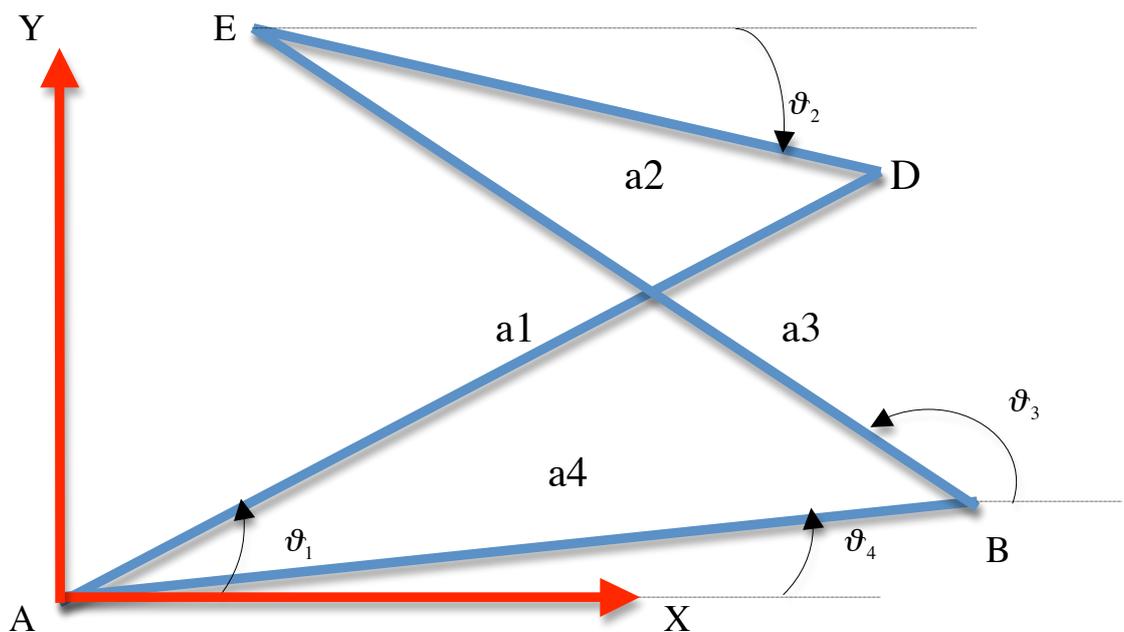
**Figura 4.6:** esempio di due possibili configurazioni del quadrilatero articolato semplice

## 4.5 ANALISI CINEMATICA DI POSIZIONE DEL QUADRILATERO ARTICOLATO INCROCIATO

Come nel caso precedente assegnati i gradi di libertà ( $\vartheta_5, \vartheta_4, \vartheta_2$ ) si vogliono ora trovare le due equazioni che ci permettono di ricavare  $\vartheta_1$  e  $\vartheta_3$ .

Si prosegue, quindi, effettuando un'analisi cinematica di posizione del quadrilatero articolato incrociato.

In figura 4.7 è visibile quale direzione viene assunta positiva per i parametri (angoli) utilizzati per individuare la posizione dei membri 1, 2, 3, 4 e la geometria nota del quadrilatero (cioè la lunghezza dei quattro membri).



**Figura 4.7:** quadrilatero articolato incrociato

In ogni istante  $\vartheta_2$  e  $\vartheta_4$  sono assegnati. Si può scrivere la seguente equazione di chiusura in forma vettoriale:

$$\vec{AB} + \vec{BE} + \vec{ED} + \vec{DA} = \vec{0} \quad (4.11)$$

che fornisce due equazioni scalari, una risultante dalla proiezione sull'asse x e l'altra sull'asse y:

$$a_4 \cdot \cos \vartheta_4 + a_3 \cdot \cos \vartheta_3 + a_2 \cdot \cos \vartheta_2 = a_1 \cdot \cos \vartheta_1 \quad (4.12.1)$$

$$a_4 \cdot \sin \vartheta_4 + a_3 \cdot \sin \vartheta_3 - a_2 \cdot \sin \vartheta_2 = a_1 \cdot \sin \vartheta_1 \quad (4.12.2)$$

Per rendere più leggibili le formule si sono posti

$$G = -a_4 \cdot \cos \vartheta_4$$

$$H = -a_4 \cdot \sin \vartheta_4$$

Elevando al quadrato le (4.12) e riordinando si ottiene:

$$a_3^2 \cdot \cos^2 \vartheta_3 = a_1^2 \cdot \cos^2 \vartheta_1 + a_2^2 \cdot \cos^2 \vartheta_2 + G^2 + 2 \cdot G \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_1 - 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_1 \cdot \cos \vartheta_2 - 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 \quad (4.13.1)$$

$$a_3^2 \cdot \sin^2 \vartheta_3 = a_1^2 \cdot \sin^2 \vartheta_1 + a_2^2 \cdot \sin^2 \vartheta_2 + H^2 + 2 \cdot H \cdot a_1 \cdot \sin \vartheta_1 + 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_1 \cdot \sin \vartheta_2 + 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 \quad (4.13.2)$$

Sommando poi le (4.13) si ottiene:

$$a_3^2 = a_1^2 + a_2^2 + G^2 + H^2 + 2 \cdot G \cdot a_1 \cdot \cos \vartheta_1 - 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_1 \cdot \cos \vartheta_2 - 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 + 2 \cdot H \cdot a_1 \cdot \sin \vartheta_1 + 2 \cdot H \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_1 \cdot \sin \vartheta_2 + 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 \quad (4.14)$$

Riordinando la (4.14) si ha:

$$\cos \vartheta_1 \cdot (2 \cdot G \cdot a_1 - 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2) + \sin \vartheta_1 \cdot (2 \cdot a_1 \cdot H + 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2) = a_3^2 - a_1^2 - a_2^2 - G^2 - H^2 + 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 - 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2 \quad (4.15)$$

Ponendo

$$B = (2 \cdot G \cdot a_1 - 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2)$$

$$A = (2 \cdot a_1 \cdot H + 2 \cdot a_1 \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2)$$

$$C = a_3^2 - a_1^2 - a_2^2 - G^2 - H^2 + 2 \cdot G \cdot a_2 \cdot \cos \vartheta_2 - 2 \cdot H \cdot a_2 \cdot \sin \vartheta_2$$

la (4.15) diventa

$$B \cdot \cos \vartheta_1 + A \cdot \sin \vartheta_1 = C \quad (4.16)$$

Ricordando inoltre che

$$\sin \vartheta_1 = \frac{2 \cdot \operatorname{tg} \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + \operatorname{tg}^2 \frac{\vartheta_1}{2}} \quad (4.17.1)$$

$$\cos \vartheta_1 = \frac{1 - tg \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + tg^2 \frac{\vartheta_1}{2}} \quad (4.17.2)$$

Combinando la 4.16 e le 4.17 si ha

$$A \cdot \frac{2 \cdot tg \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + tg^2 \frac{\vartheta_1}{2}} + B \cdot \frac{1 - tg^2 \frac{\vartheta_1}{2}}{1 + tg^2 \frac{\vartheta_1}{2}} = C \quad (4.18)$$

La 4.18 è un'equazione di secondo grado con incognita  $tg \frac{\vartheta_1}{2}$ .

Risolvendo la 4.18 si ha:

$$tg \frac{\vartheta_1}{2} = \frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C}$$

quindi 
$$\vartheta_1 = 2 \cdot arctg \frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C} \quad (4.19)$$

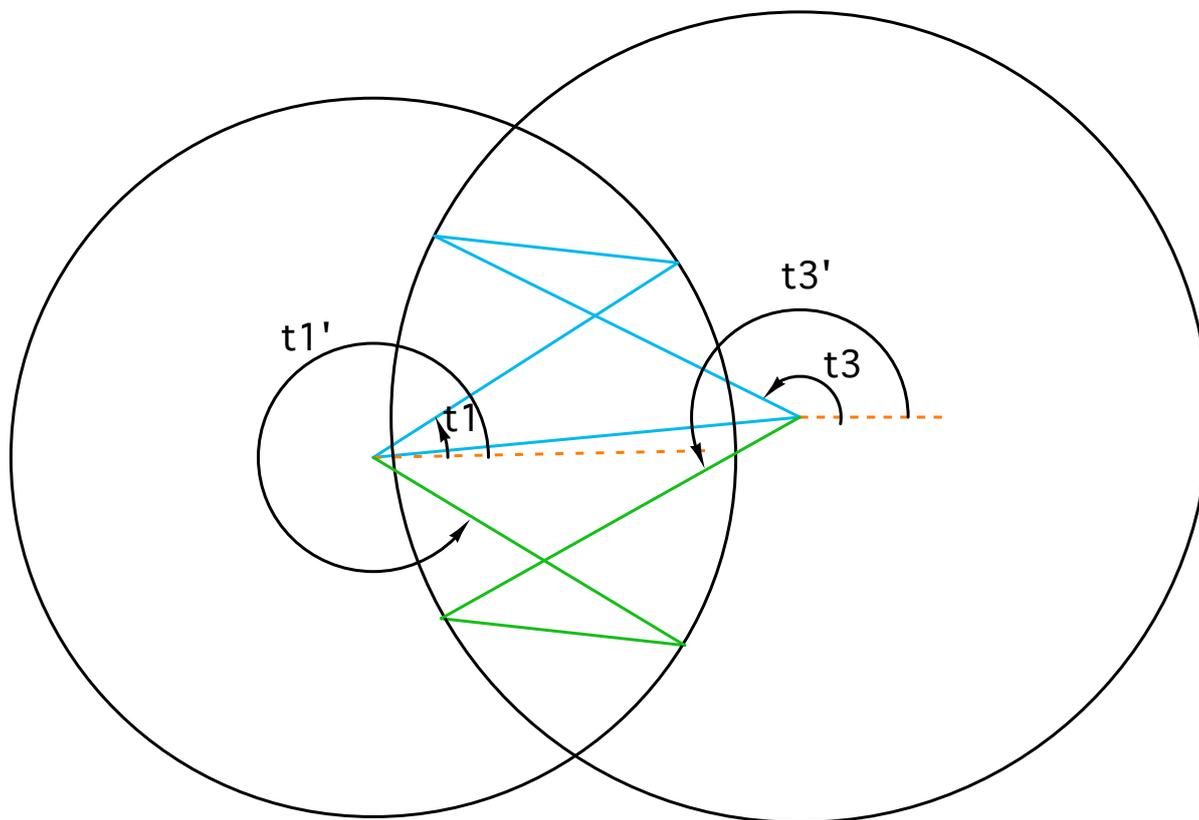
Come nel caso precedente, analiticamente si hanno due possibili valori di  $\vartheta_1$  che corrispondono fisicamente a due diverse possibili configurazioni del quadrilatero articolato (figura 4.8).

Dalla 4.12.2 e dalla 4.19 si ricavano i due possibili valori di  $\vartheta_3$

$$\vartheta_3 = arcsen \frac{a_1 \cdot \sin \vartheta_1 + a_2 \cdot \sin \vartheta_2 + H}{a_3} \quad (4.20)$$

Tra le due configurazioni deve essere scelta quella che si ha realmente nella protesi.

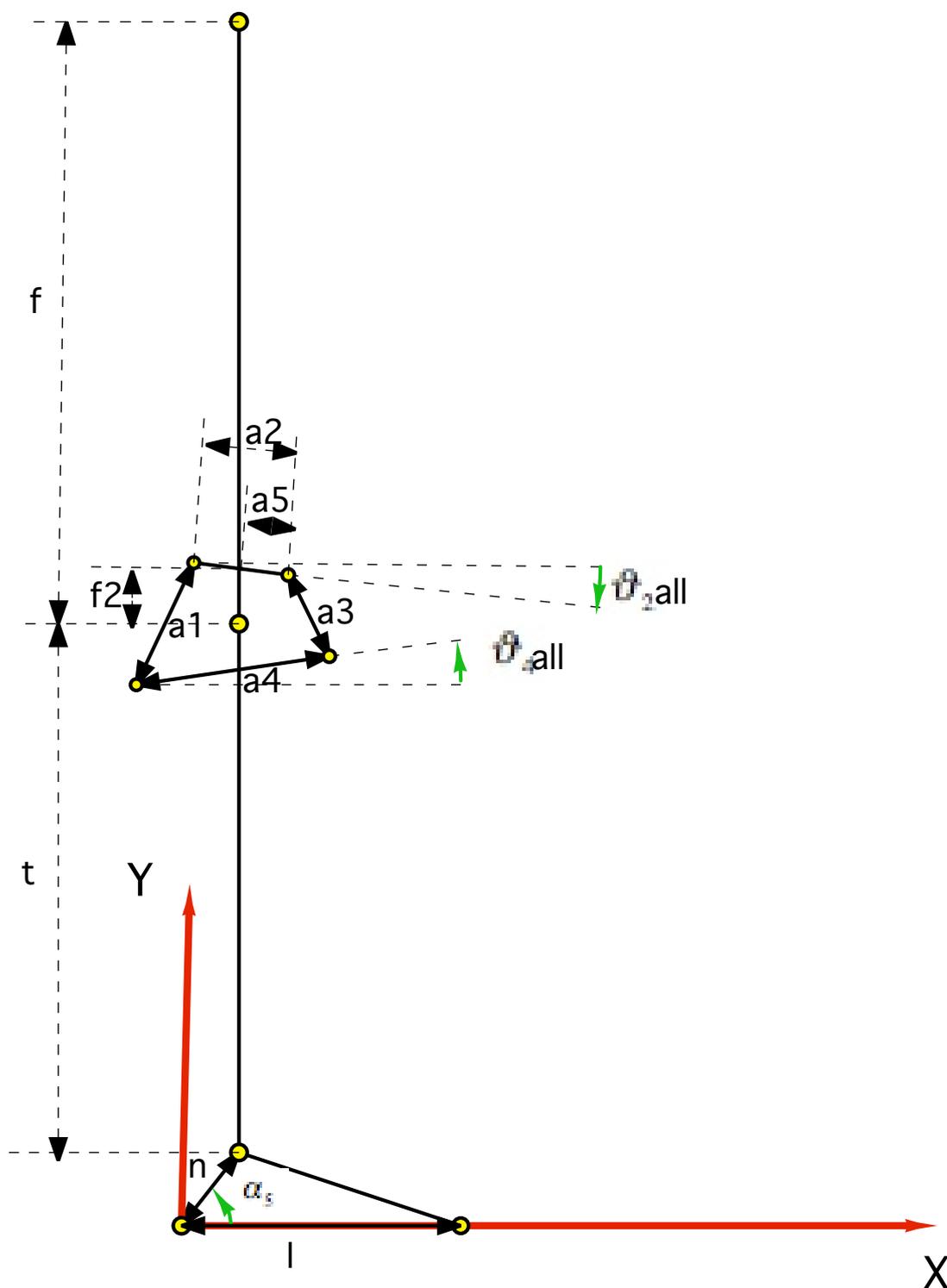
Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab nella funzione “Angoliquadrilatero2” che viene illustrata nell’ Appendice al paragrafo 4.5.



**Figura 4.8:** esempio di due possibili configurazioni del quadrilatero articolato incrociato

## 4.6 DATI INIZIALI DI PROGETTO

Viene ora descritta la geometria dei due meccanismi di protesi di arto inferiore (quella con quadrilatero articolato semplice e quella con quadrilatero articolato incrociato) che verranno poi utilizzate per fare le considerazioni relative al controllo della stabilità da parte del paziente.



**Figura 4.9:** dati iniziali da inserire per il quadrilatero articolato semplice

Osservando la figura 4.9 si vede quali sono i dati iniziali di progetto da inserire nella funzione “DATIINIZIALI” in Matlab nel caso del quadrilatero articolato semplice.

Si sono sovrapposti il modello della gamba naturale ed il modello della protesi di arto inferiore al fine di posizionare il quadrilatero articolato ad una altezza consona rispetto all'articolazione di ginocchio naturale.

I dati da inserire sono quindi:

- $f$  = lunghezza del femore naturale;
- $t$  = lunghezza della tibia naturale;
- $\vartheta_{2all}$  = valore di  $\vartheta_2$  nella posizione di allineamento ;
- $\vartheta_{4all}$  = valore di  $\vartheta_4$  nella posizione di allineamento;
- $a1$  = lunghezza dell'asta 1 del quadrilatero;
- $a2$  = lunghezza dell'asta 2 del quadrilatero ;
- $a3$  = lunghezza dell'asta 3 del quadrilatero;
- $a4$  = lunghezza dell'asta 4 del quadrilatero;
- $f2$  e  $a5$  = dimensioni assegnate per individuare la posizione del quadrilatero articolato rispetto alla posizione del ginocchio naturale;
- $l$  = lunghezza della suola del piede escluse le falangi delle dita (più avanti si spiegherà perché non si deve inserire la lunghezza totale del piede, ma bisogna escludere le falangi delle dita);
- $n$  = distanza tallone caviglia;
- $\alpha_5$  = angolo tra suola del piede e la congiungente del tallone alla caviglia.

Osservando la figura 4.10 si vede quali sono i dati iniziali di progetto da inserire nella function “DATIINIZIALI” in Matlab nel caso del quadrilatero articolato incrociato. I simboli assumono lo stesso significato del caso precedente.

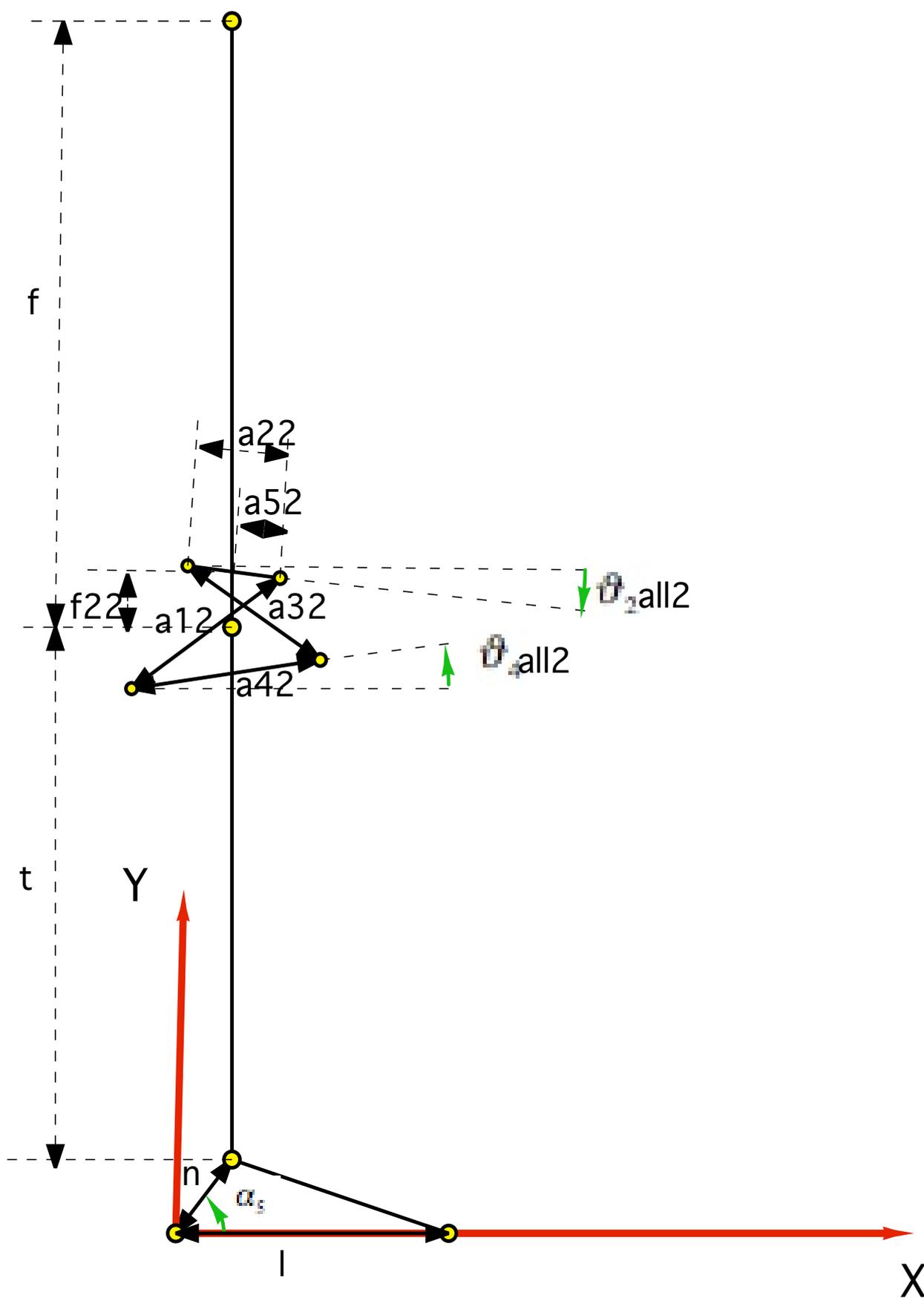
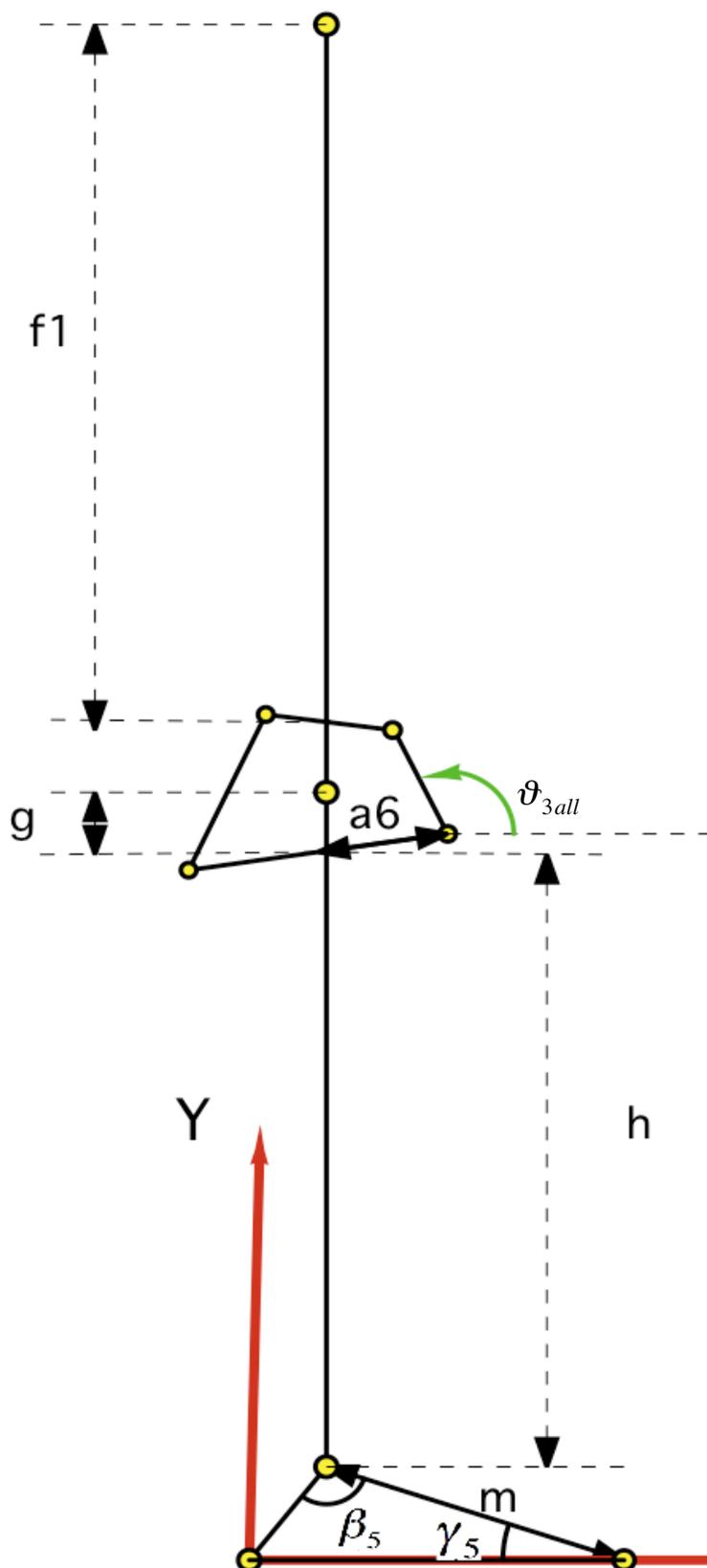


Figura 4.10: dati iniziali da inserire per il quadrilatero articolato incrociato

Vengono poi ricavate delle dimensioni utili nel prosieguo del progetto e sono quelle visibili in figura 4.11 per il quadrilatero articolato semplice.



**Figura 4.11:** dimensioni utili ricavate nel quadrilatero articolato semplice

Si calcola  $f_1$ :

$$f_1 = f - f_2$$

Chiamando la funzione “Angoliquadrilatero1” si ricava  $\vartheta_3all$ , ossia  $\vartheta_3$  nella posizione di allineamento.

Con le proiezioni di  $a_5$  e  $a_3$  sull'asse x e con le funzioni trigonometriche dei triangoli rettangoli si calcola  $a_6$

$$a_6 = \frac{a_5 \cdot \cos(\vartheta_2all) - a_3 \cdot \cos(\vartheta_3all)}{\cos(\vartheta_4all)}$$

Con le proiezioni di  $a_5$ ,  $a_3$  ed  $a_6$  sull'asse y si calcola  $g$ :

$$g = a_5 \cdot \sin(\vartheta_2all) + a_6 \cdot \sin(\vartheta_4all) + a_3 \cdot \sin(\vartheta_3all) - f_2$$

Si calcola  $h$ :

$$h = t - g$$

Con il teorema di Carnot applicato al triangolo che schematizza il piede (membro 5) si calcola  $m$ :

$$m = \sqrt{n^2 + l^2 - 2 \cdot n \cdot l \cdot \cos \alpha_5}$$

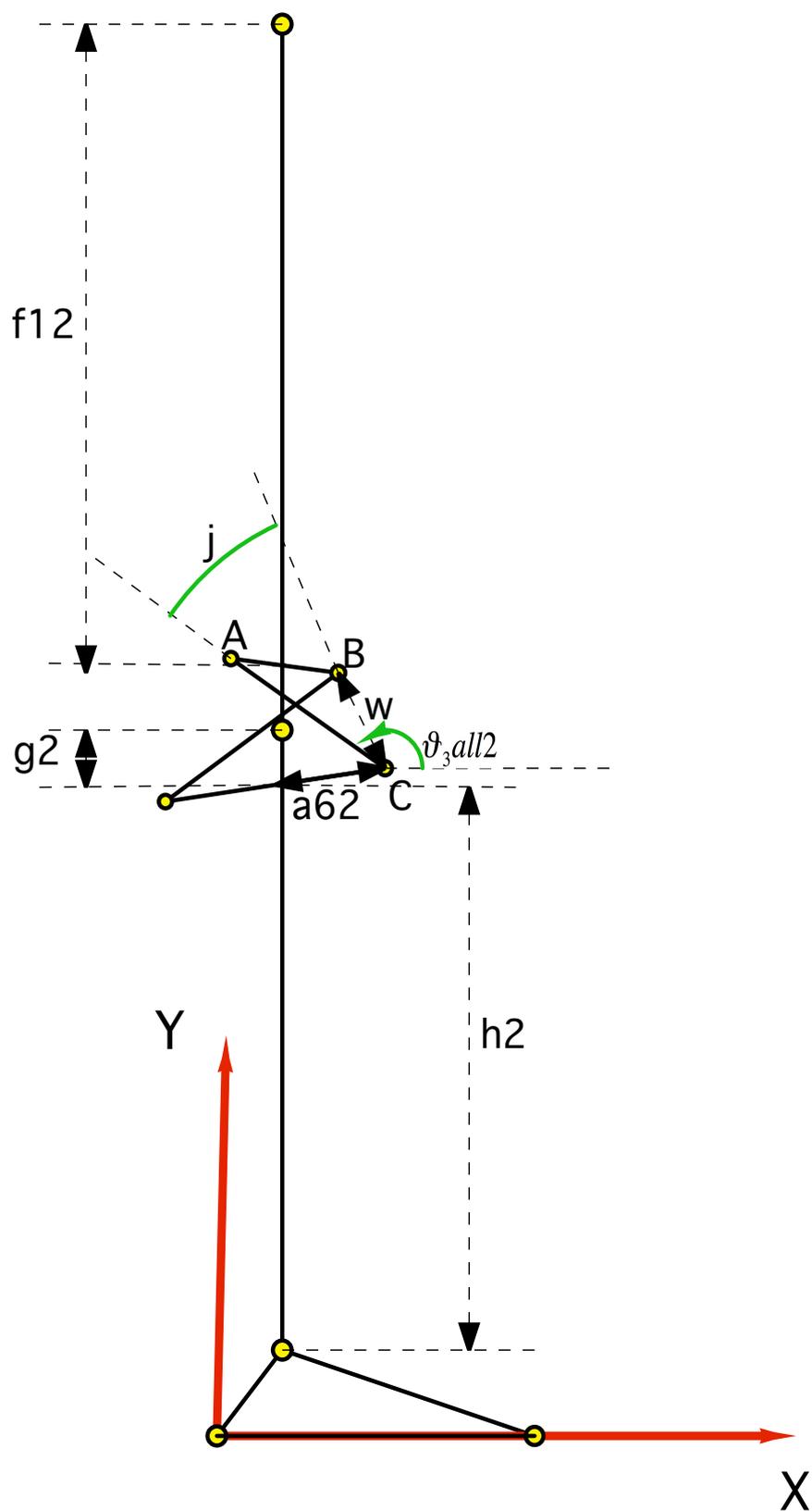
Con il teorema dei seni applicato al suddetto triangolo si calcola  $\gamma_5$

$$\gamma_5 = a \sin\left(\frac{n \cdot \sin \alpha_5}{m}\right)$$

Sapendo che la somma degli angoli interni di un triangolo è di  $180^\circ$  si trova  $\beta_5$

$$\beta_5 = \pi - \alpha_5 - \gamma_5$$

Vengono poi ricavate delle dimensioni utili nel prosieguo del progetto anche per il quadrilatero articolato incrociato (fare riferimento alla figura 4.12).



**Figura 4.12:** dimensioni utili ricavate nel quadrilatero articolato incrociato

Si calcola f12:

$$f_{12} = f - f_{22}$$

Chiamando la funzione “Angoliquadrilatero2” si ricava  $\vartheta_3all2$ , ossia  $\vartheta_3$  nella posizione di allineamento.

Al fine di calcolare a62 si ricavano w e l'angolo j.

Con il teorema di Carnot si calcola w:

$$w = \sqrt{a_{22}^2 + a_{32}^2 - 2 \cdot a_{22} \cdot a_{32} \cdot \cos(\pi - \vartheta_3all2 - \vartheta_2all2)}$$

Con il teorema dei seni applicato al triangolo ABC si calcola j

$$j = \frac{a \sin(a_{22} \cdot \sin(\pi - \vartheta_3all2 - \vartheta_2all2))}{w}$$

Con le proiezioni di a52 e w sull'asse x e con le funzioni trigonometriche dei triangoli rettangoli si calcola a6

$$a_6 = \frac{a_{52} \cdot \cos(\vartheta_2all2) - w \cdot \cos(\vartheta_3all2 - j)}{\cos(\vartheta_4all2)}$$

Con le proiezioni di a52, w ed a62 sull'asse y si calcola g2:

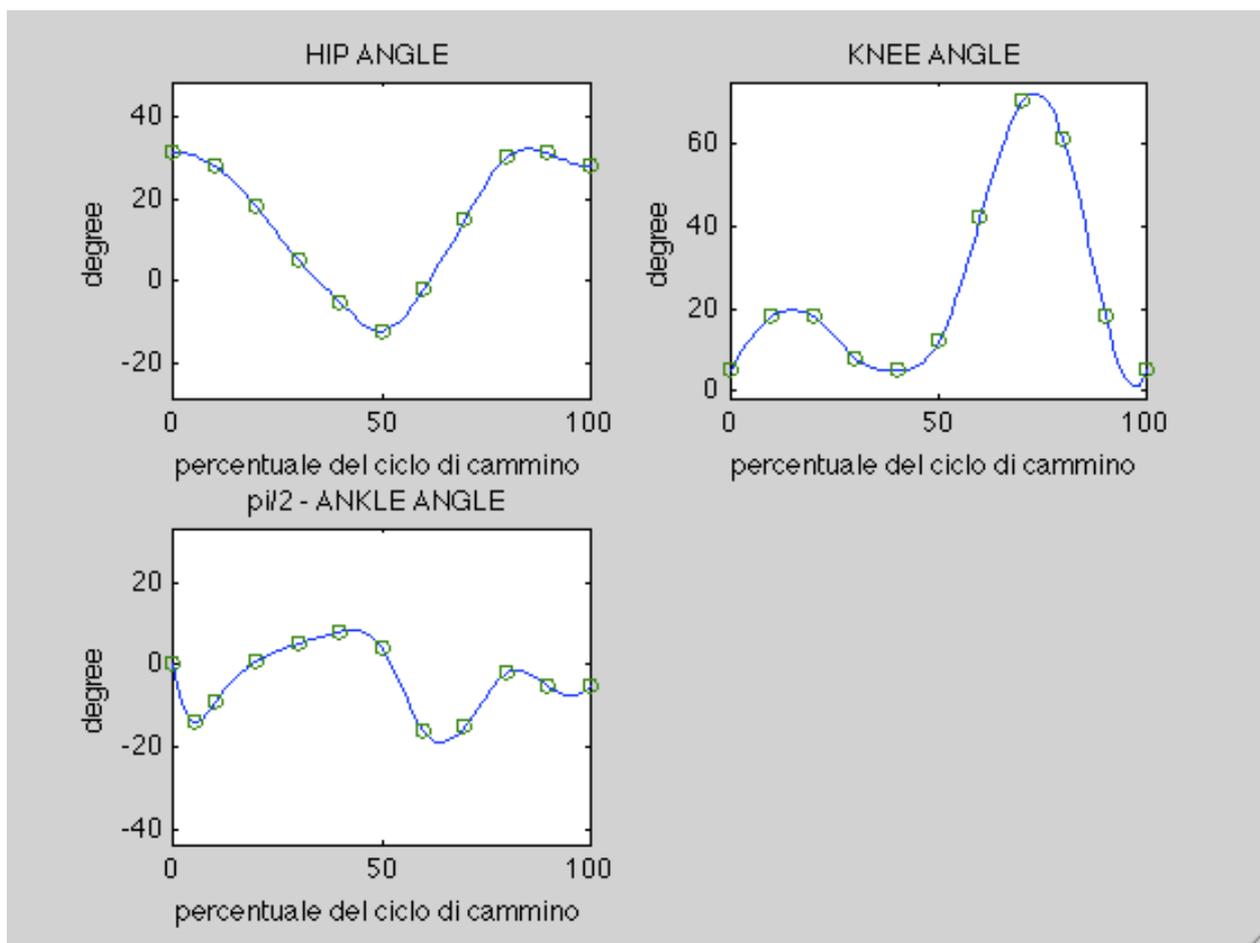
$$g_2 = a_{52} \cdot \sin(\vartheta_2all2) + a_{62} \cdot \sin(\vartheta_4all2) + w \cdot \sin(\vartheta_3all2 - j) - f_{22}$$

Si calcola h2:

$$h_2 = t - g_2$$

Vengono poi riprodotte le curve dell'angolo di ginocchio, angolo d'anca e  $\frac{\pi}{2}$  - angolo di caviglia di figura 1.4 tramite interpolazione con comando spline di Matlab. Si sono utilizzati undici punti di interpolazione nei primi due casi (da 0% a 100% del ciclo di cammino con passo 10%) e dodici nel terzo (gli stessi undici dei casi precedenti più un altro punto di interpolazione al 5% del ciclo

di cammino dove la curva presenta un picco), come visibile in figura 4.13.

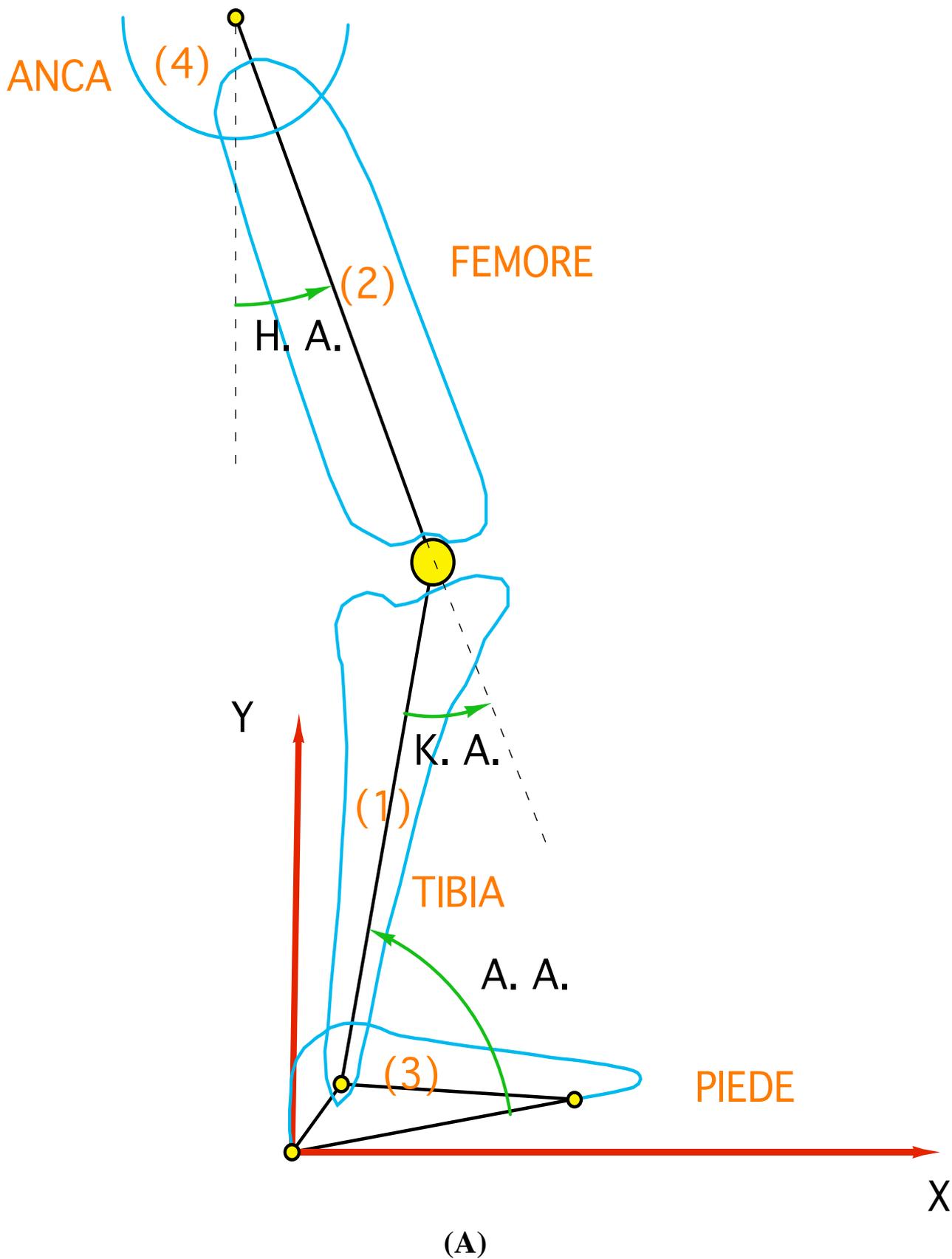


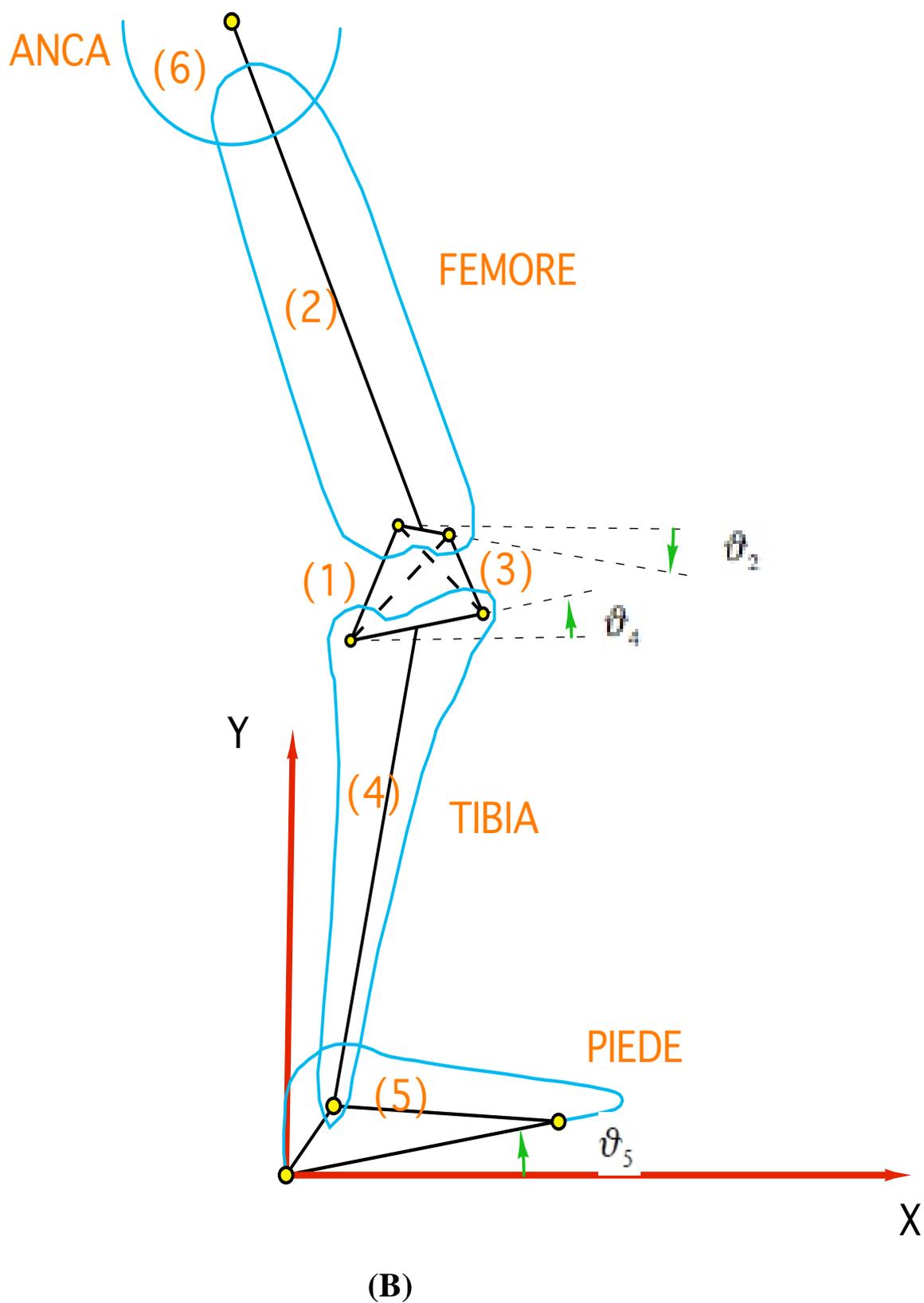
**Figura 4.13:** curve dell'angolo di ginocchio, angolo d'anca e  $\frac{\pi}{2}$  - angolo di caviglia in funzione della percentuale di ciclo di cammino

Vengono poi ricavati gli angoli  $\vartheta_2, \vartheta_4, \vartheta_5$  (figura 4.14B) in funzione degli angoli di ginocchio, d'anca e di caviglia (figura 4.14A) illustrati nel paragrafo 1.3.

$$\begin{aligned}
 \vartheta_2 &= -(HIPANGLE - \vartheta_{2all}) \\
 \vartheta_4 &= -KNEEANGLE + HIPANGLE + \vartheta_{4all} \\
 \vartheta_5 &= -KNEEANGLE + HIPANGLE + \frac{\pi}{2} - ANKLEANGLE
 \end{aligned}
 \tag{4.21}$$

Le formule (4.21) sono valide sia nel caso del quadrilatero incrociato che di quello semplice, facendo attenzione a sostituire nelle formule i valori di  $\vartheta_2$  e  $\vartheta_4$ , nella posizione di allineamento, del quadrilatero semplice o di quello incrociato.

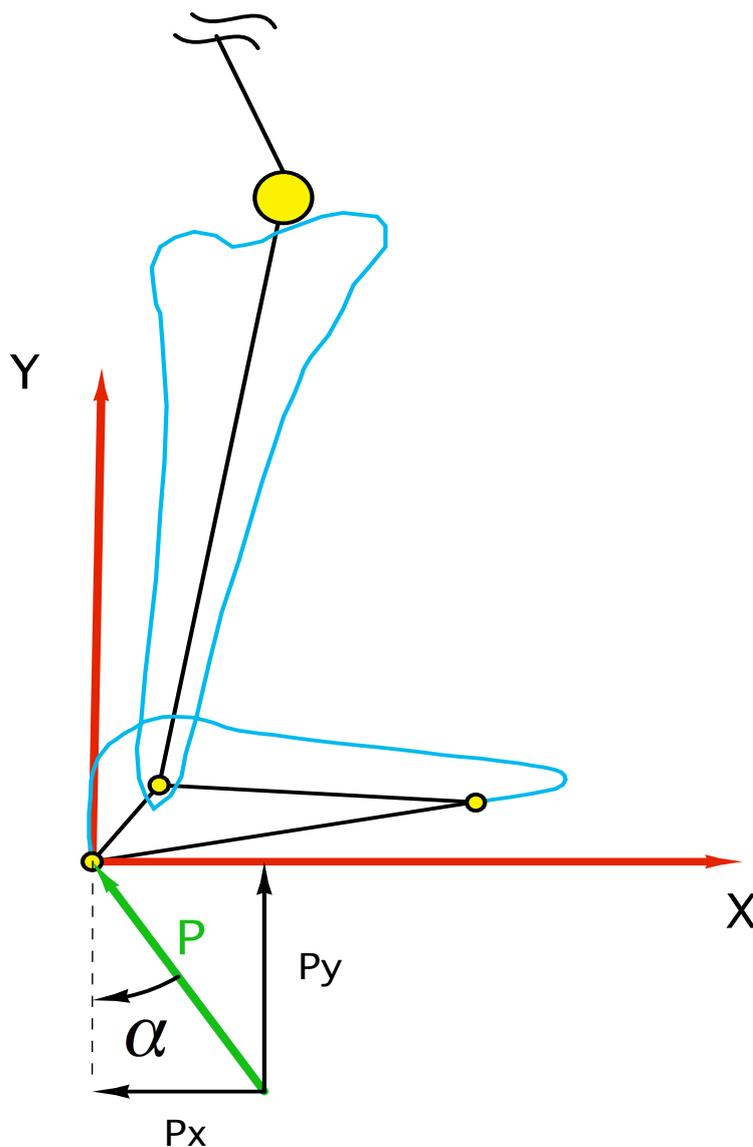




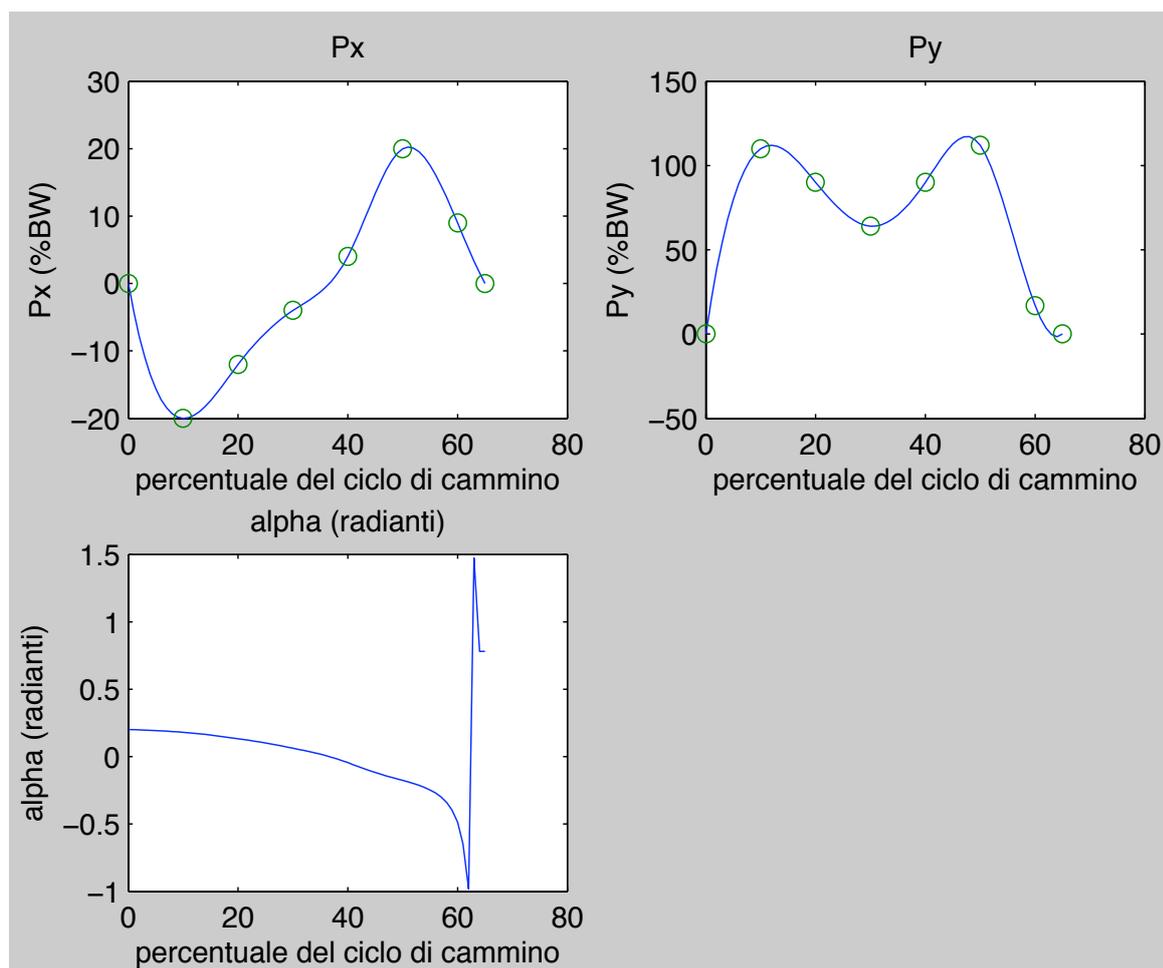
**Figura 4.14:** angoli utilizzati nel modello dell'arto naturale (A) e nel modello di protesi di arto inferiore (B)

Vengono poi riprodotte le curve delle componenti della forza P, forza che il terreno esercita sul piede, viste nel paragrafo 1.3 nella figura 1.9 tramite interpolazione con comando spline di Matlab con dieci punti di interpolazione come visibile in figura 4.16. Viene poi ricavato, e plottato nella figura 4.16, l'angolo di inclinazione della forza P, forza che il terreno esercita sul piede, (figura 4.15) nella fase di appoggio conoscendo, dal paragrafo 1.3, il valore della forza P lungo l'asse x e l'asse y in ogni percentuale del ciclo di cammino.

$$\alpha = -\text{atan}\left(\frac{P_x}{P_y}\right) \quad (4.22)$$

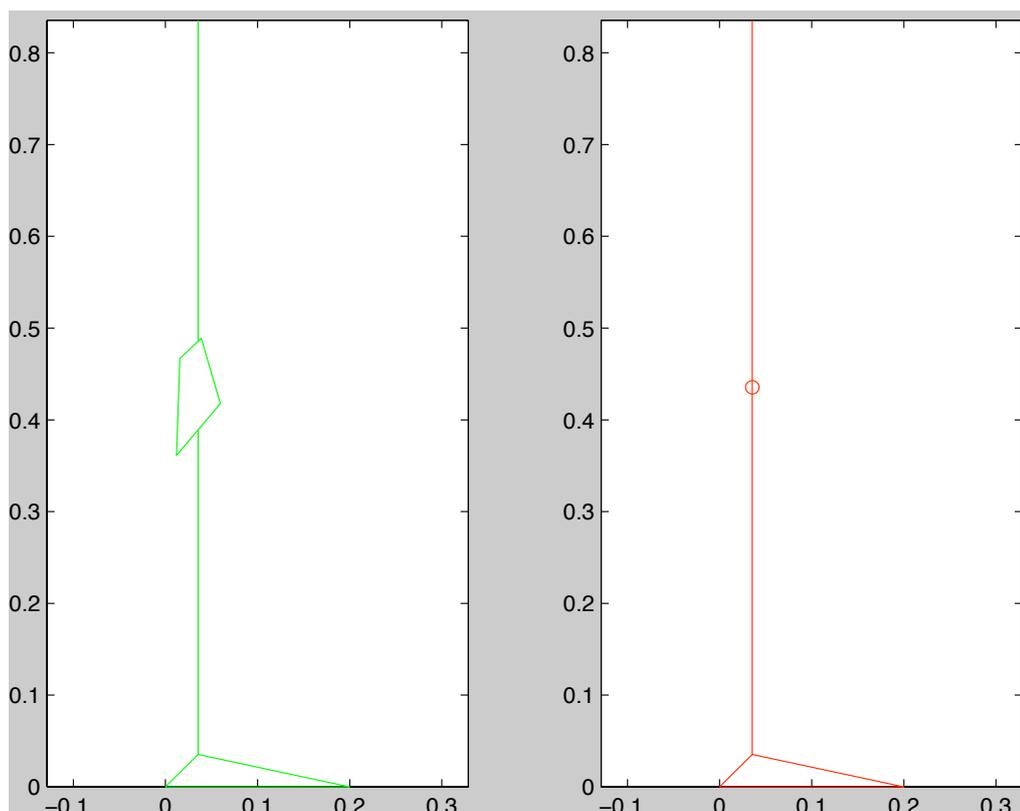


**Figura 4.15:** angolo di inclinazione della forza P

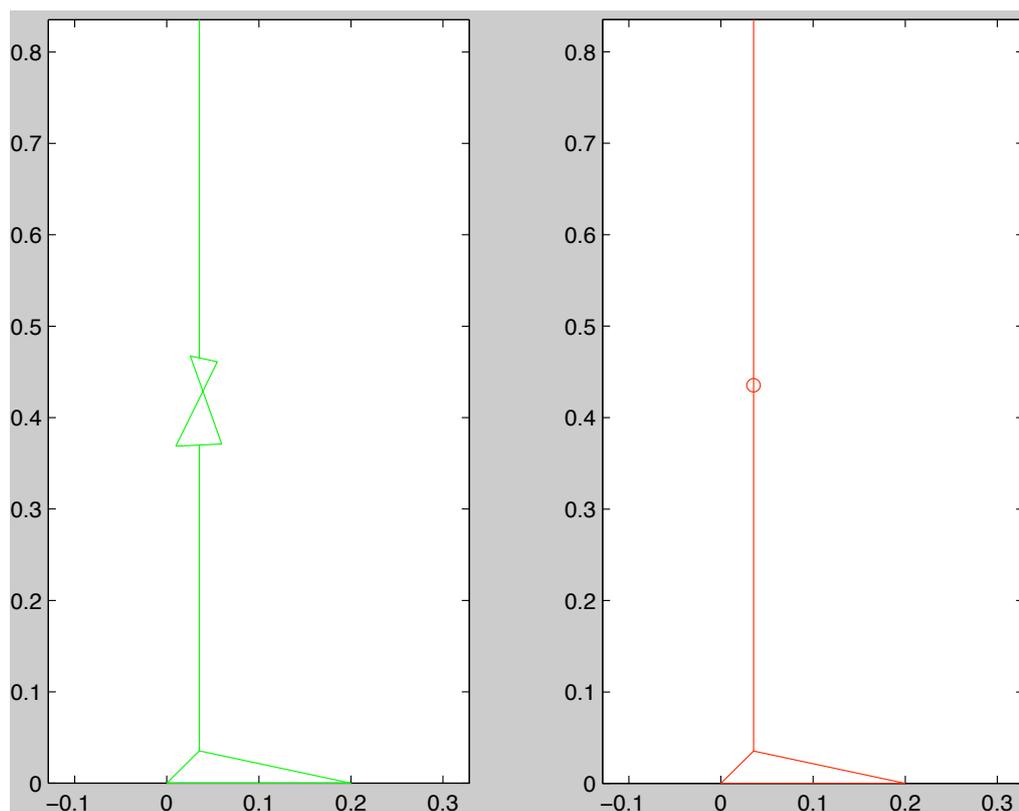


**Figura 4.16:** andamento di  $P_y$  e  $P_x$  in % del peso corporeo (body weight) e di  $\alpha$  in funzione della percentuale di ciclo di cammino

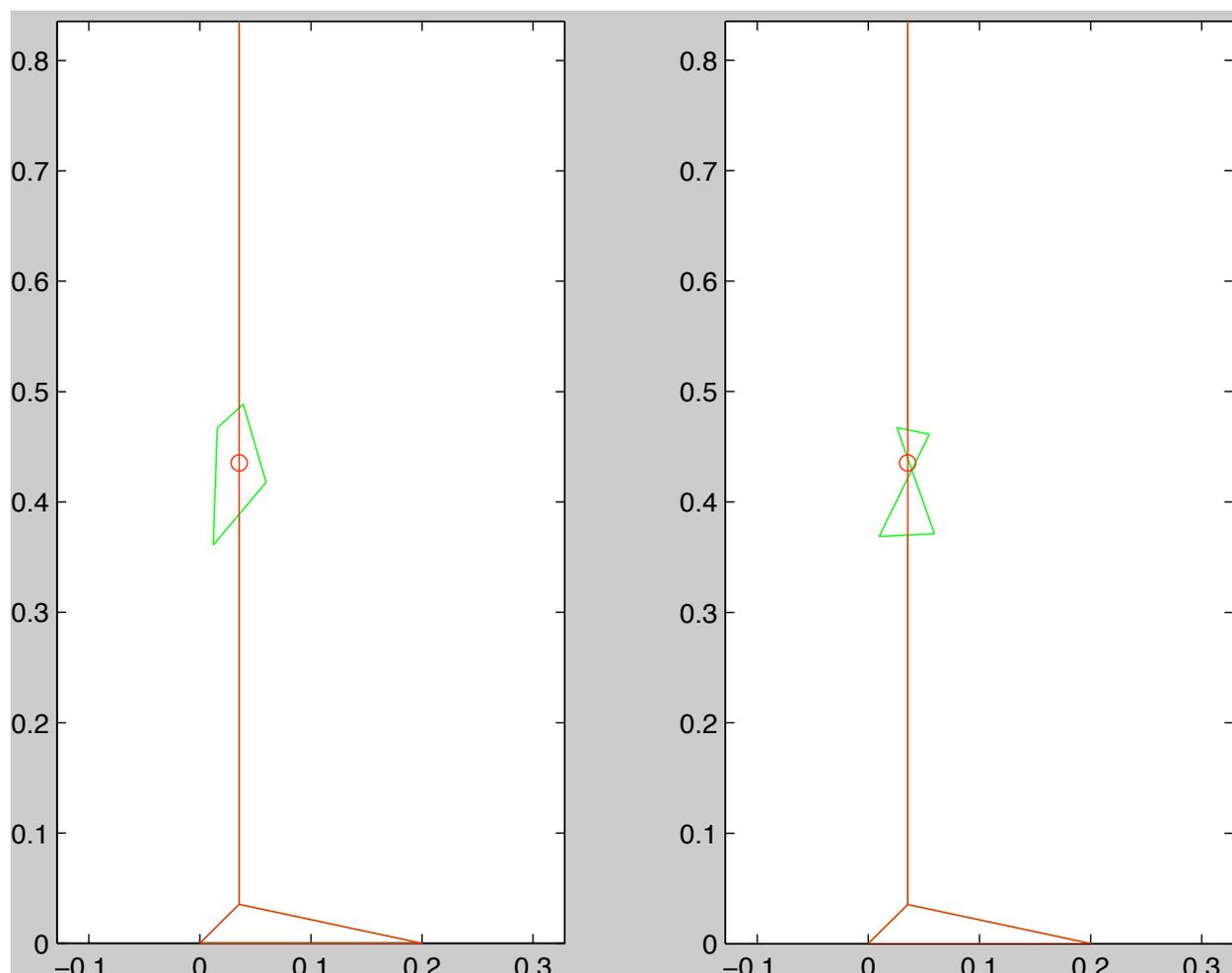
Si conclude disegnando in Matlab i modelli sopra descritti nella posizione di allineamento come visibile nelle figure 4.17, 4.18 e 4.19. In figura 4.17 è rappresentato il modello di protesi con quadrilatero semplice ed il modello di gamba naturale. In figura 4.18 è rappresentato il modello di protesi con quadrilatero incrociato ed il modello di gamba naturale. In figura 4.19 sono rappresentati ambedue i modelli di protesi sovrapposti al modello di gamba naturale al fine di verificare se la posizione della protesi, rispetto a quella del ginocchio naturale, è accettabile.



**Figura 4.17:** modello di protesi con quadrilatero semplice e modello di gamba naturale



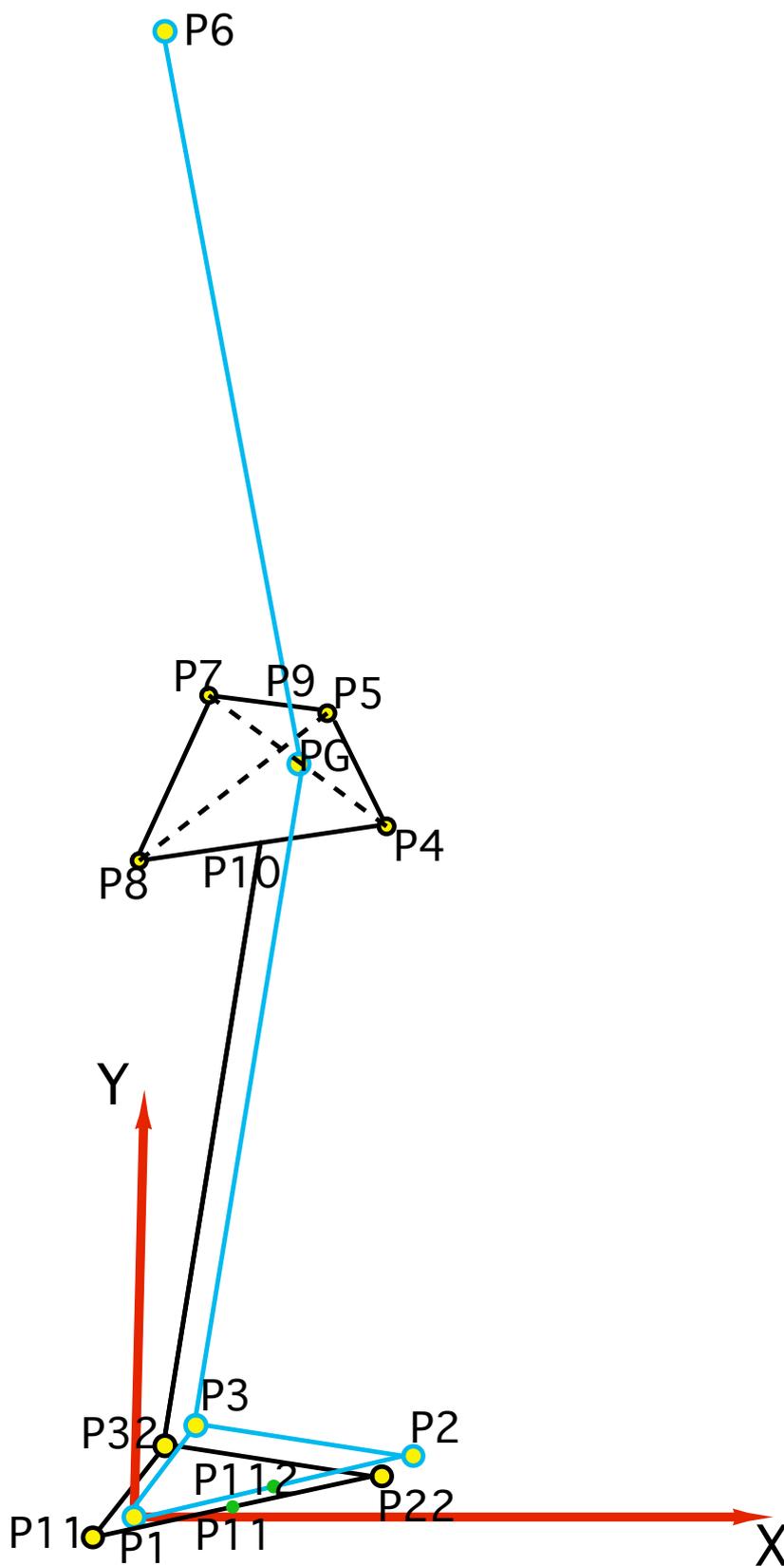
**Figura 4.18:** modello di protesi con quadrilatero incrociato e modello di gamba naturale



**Figura 4.19:** modelli di protesi sovrapposti al modello di gamba naturale

Nella figura 4.20 sono invece visibili le convenzioni utilizzate nei file “MECCANISMIINIZIALI” e “CONFRONTOMOVIMENTO”, e nei file che verranno analizzati nei successivi capitoli, per disegnare i diversi modelli. I modelli vengono disegnati utilizzando dei punti nel piano cartesiano sagittale (piano XY). Tali punti sono P1, P2, P3, PG, P6 e P11 per individuare il modello di arto naturale, mentre sono P11, P22, P32, P10, P8, P4, P5, P9, P7, P112 e infine P6, in comune al precedente modello, per individuare i modelli di protesi di arto inferiore con quadrilatero articolato semplice e incrociato. In particolare P11 e P112 rappresentano il punto di applicazione della forza P sul piede, rispettivamente sul modello di arto naturale e su quelli di protesi, come verrà precisato nel paragrafo 4.7.

Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab nella funzione “DATIINIZIALI” e nell’ m-file “MECCANISMIINIZIALI” che vengono analizzati nell’appendice al paragrafo 4.6.



**Figura 4.20:** convenzioni utilizzate nella function “MECCANISMIINIZIALI”

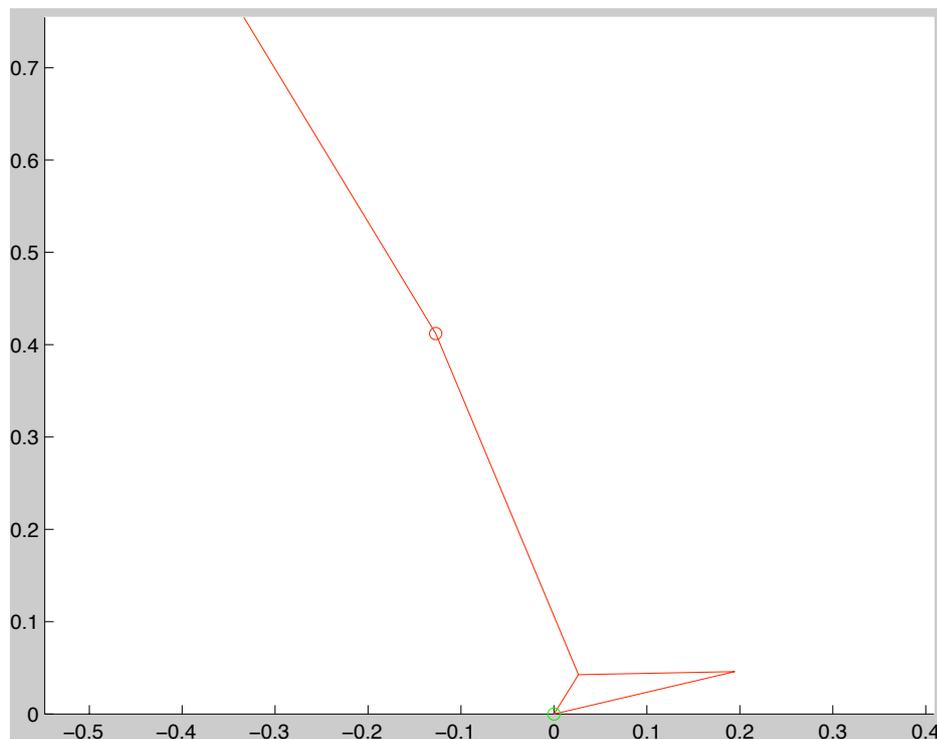
## 4.7 CONFRONTO FRA IL CAMMINO DELL'ARTO INFERIORE NATURALE E DEL MODELLO

Viene ora analizzata la somiglianza del cammino del modello dell'arto inferiore naturale e dei modelli di protesi con quadrilatero articolato semplice e incrociato. Mandando in esecuzione il file "CONFRONTOMOVIMENTO" è possibile visualizzare in ordine cronologico, nella finestra di plot di matlab, il movimento del modello di arto inferiore naturale prima, il confronto tra il predetto modello ed il modello di protesi con quadrilatero incrociato poi, ed infine il confronto tra il modello di arto naturale e quello con quadrilatero articolato semplice.

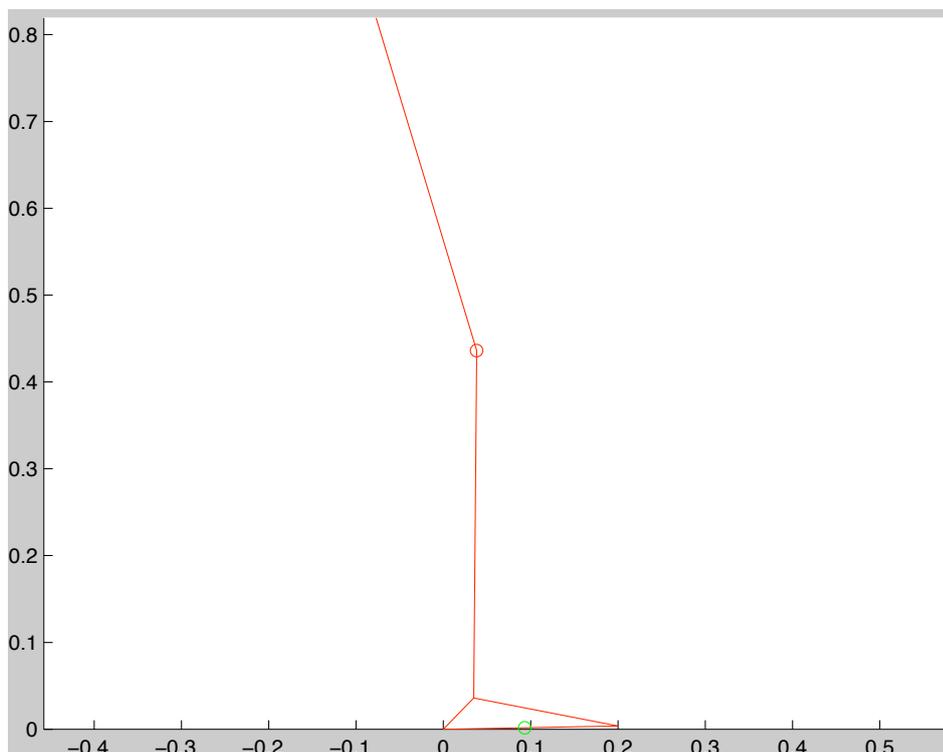
Nel dettaglio viene prima mostrato il movimento del modello di arto inferiore naturale in un intero ciclo di cammino e viene messa in evidenza lo spostamento della forza P, che il terreno esercita sul piede, lungo la suola del piede, a partire dal tallone per finire all'avanpiede. Il punto di applicazione della forza P nei diversi istanti del ciclo di cammino è messo in evidenza da un pallino verde (come visibile nelle figure 4.21A, B e C). Tale forza è presente ovviamente solo nella fase di appoggio, ossia nella fase in cui il piede appoggia sul terreno, che rappresenta circa il 62%-65% del ciclo di cammino (infatti in figura 4.21D, che rappresenta un istante nella fase di volo in cui il piede non appoggia sul terreno, il pallino verde non è presente). Analizzando l'andamento di  $\vartheta_5$  in funzione del ciclo di cammino si è scelto di concentrare la forza P nel tallone nella fase che va da 0% a 8% del ciclo di cammino (valori di  $\vartheta_5$  positivi), poi la forza si sposta con una funzione lineare dal tallone all'avanpiede dall'8% al 40% del ciclo di cammino (valori di  $\vartheta_5$  circa nulli), ed infine dal 40% al 65% resta concentrata nell'avanpiede (valori di  $\vartheta_5$  negativi). Infatti per valori di  $\vartheta_5$  positivi il piede appoggia sul tallone, per valori negativi appoggia sull'avanpiede e per valori circa nulli c'è la fase di spostamento del punto di applicazione della forza dal tallone all'avanpiede, come visibile in figura 4.21A, B, C. Si introduce inoltre una semplificazione in quanto per avanpiede si assume la parte terminale del piede escluse le falangi delle dita, come visibile in figura 4.1, per fare in modo di concentrare la forza in un solo punto dal 38% al 65% del ciclo di cammino.

Viene mostrato poi il confronto tra il movimento del modello di arto naturale e del modello di protesi con quadrilatero articolato incrociato (figure 4.22A, B, C, D). Nel confronto si assume che l'amputato esegua con il moncone di femore lo stesso movimento del femore naturale, anche se come si vedrà in seguito spesso il paziente può eseguire soltanto un range ristretto del movimento naturale. Perciò il femore dell'arto naturale e di quello con protesi risultano sovrapposti (come visibile in figura 4.20). Inoltre si ipotizza, per ora, che la posizione della tibia e del piede della protesi sia individuabile con gli stessi angoli dell'arto naturale di figura 1.4. Infine viene mostrato il confronto tra il movimento del modello di arto naturale e del modello di protesi con

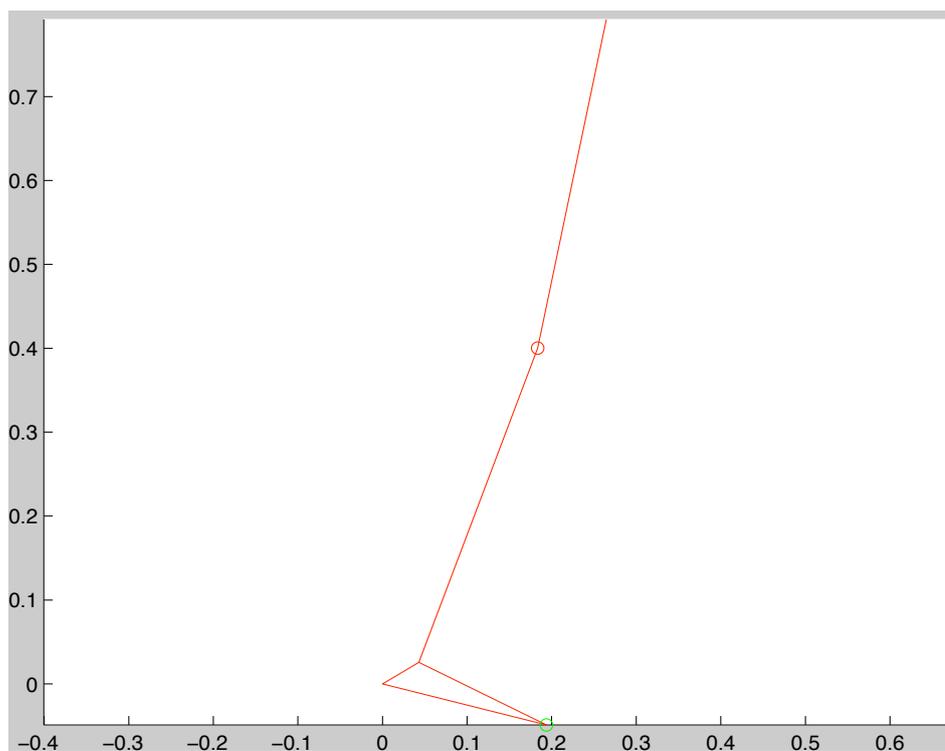
quadrilatero articolato semplice (figure 4.23A, B, C, D) con le stesse assunzioni del caso precedente.



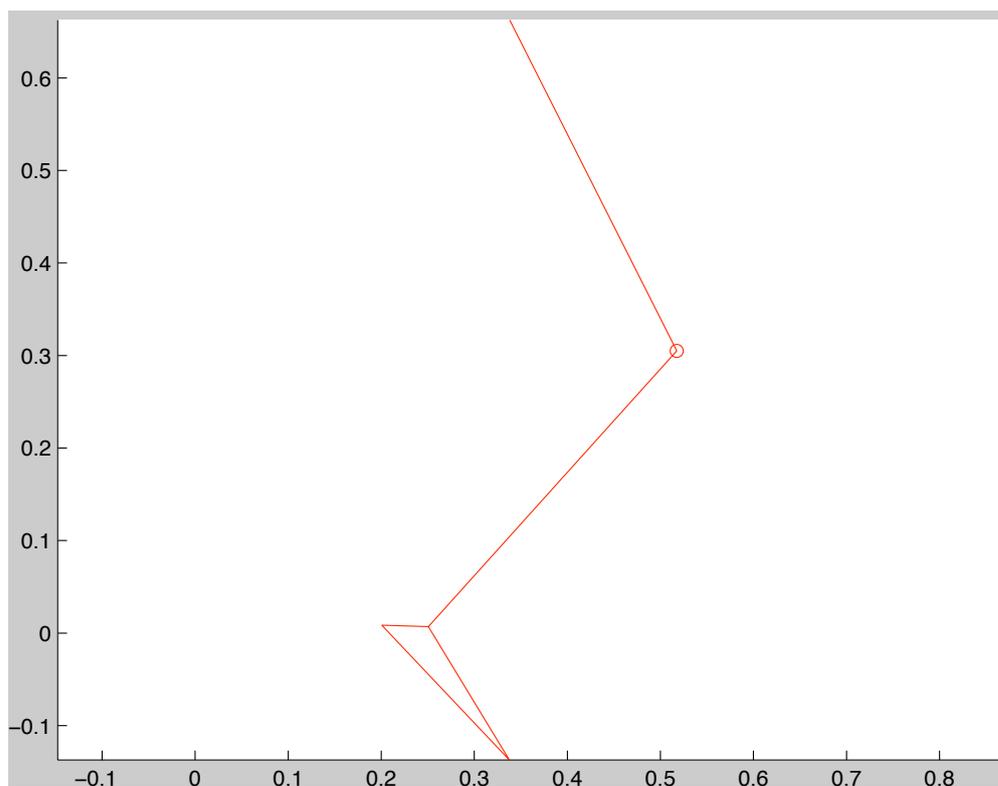
**(A)**



**(B)**

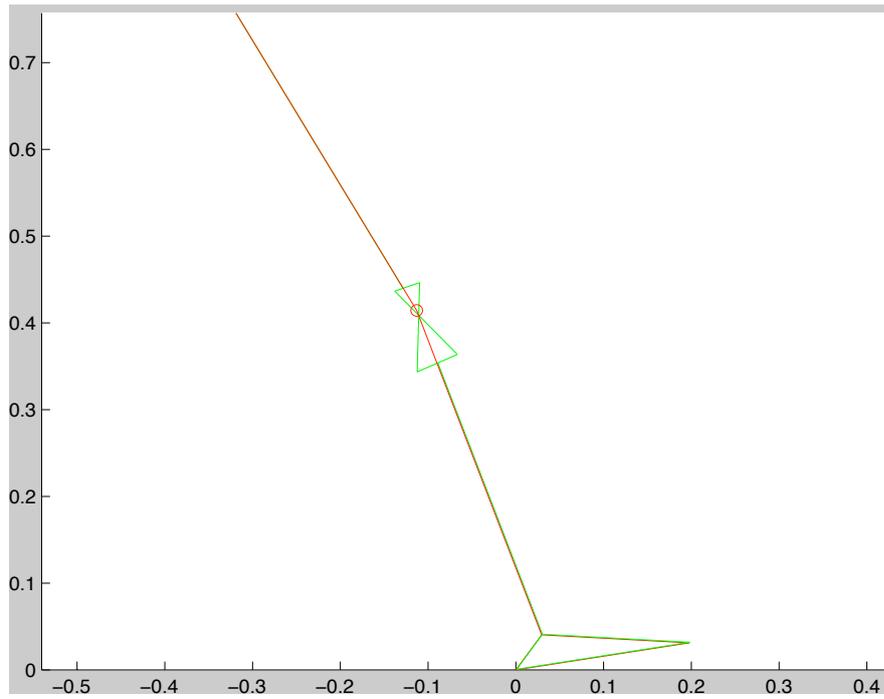


(C)

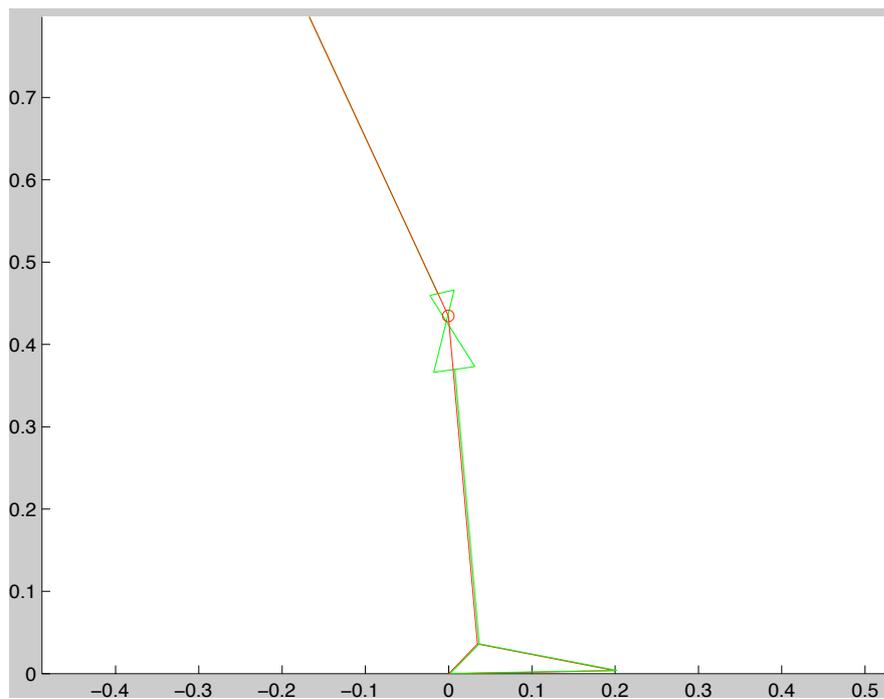


(D)

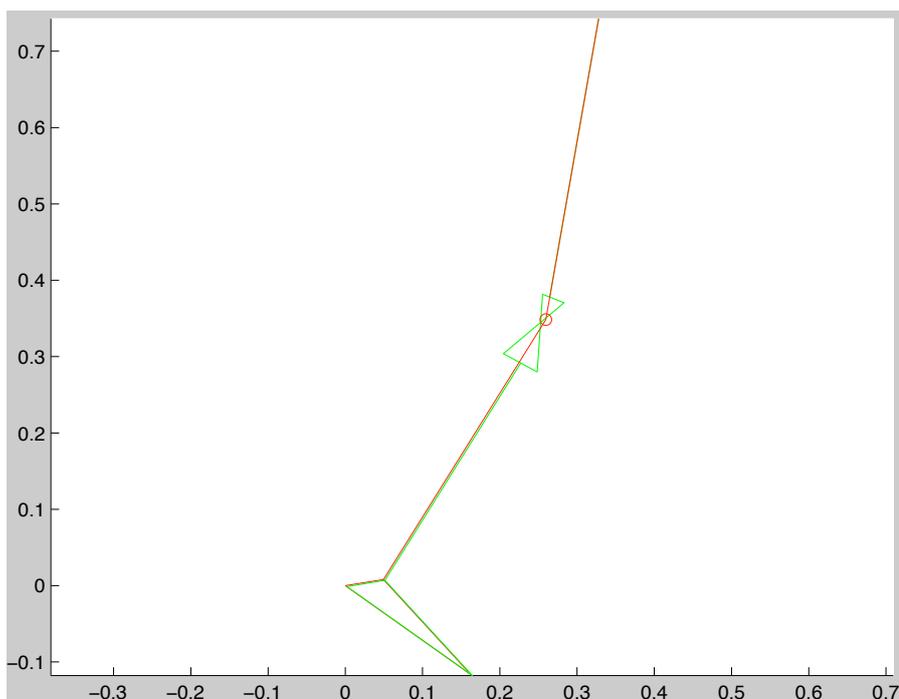
**Figura 4.21:** 4 diversi istanti del ciclo di cammino (i primi tre nella fase di appoggio e il quarto nella fase di volo)



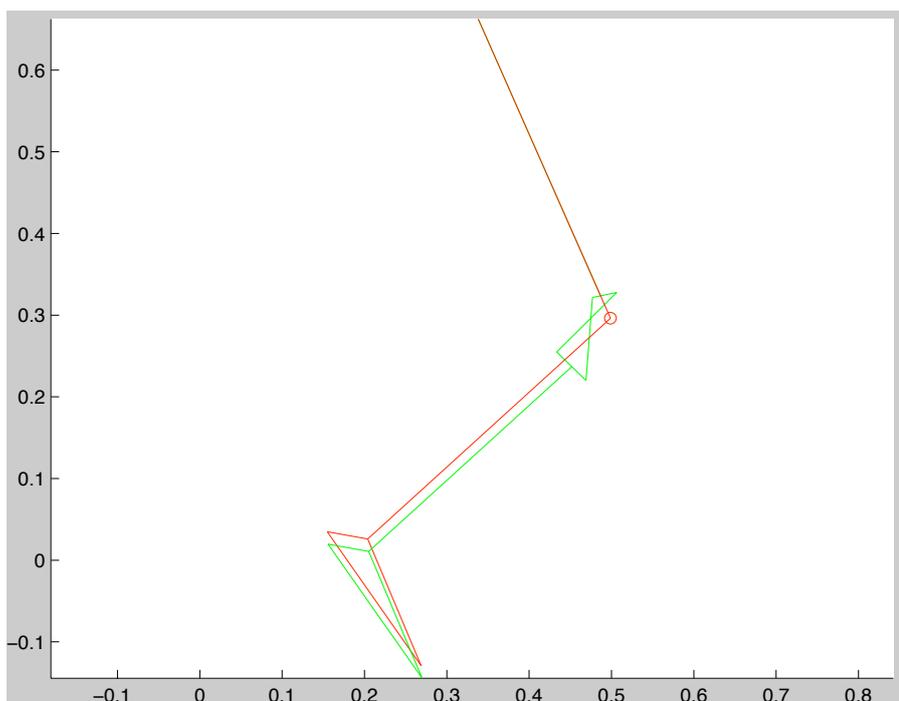
(A)



(B)

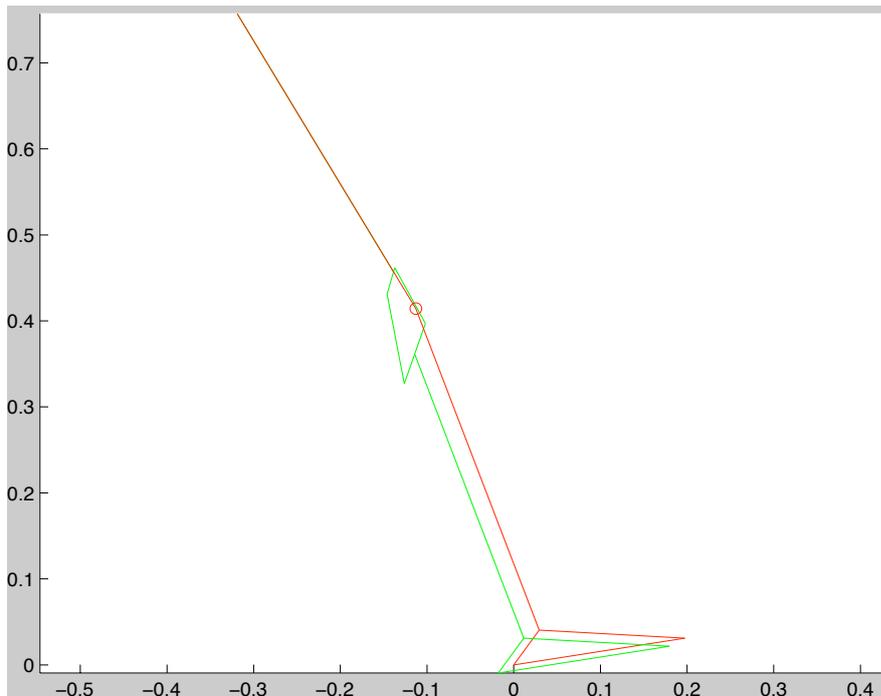


(C)

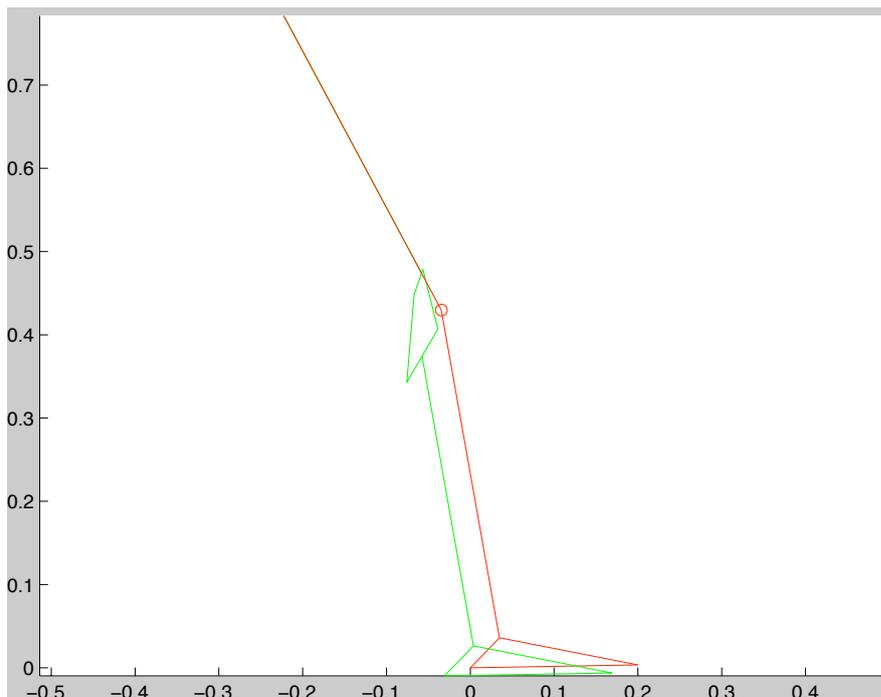


(D)

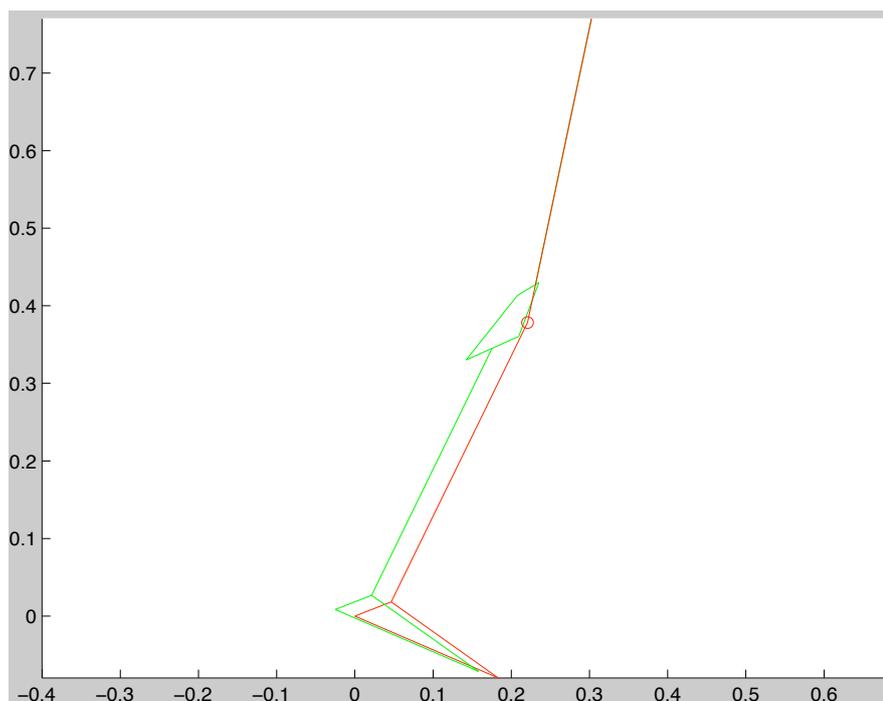
**Figura 4.22:** 4 diversi istanti del ciclo di cammino nel confronto tra protesi con quadrilatero incrociato e arto naturale



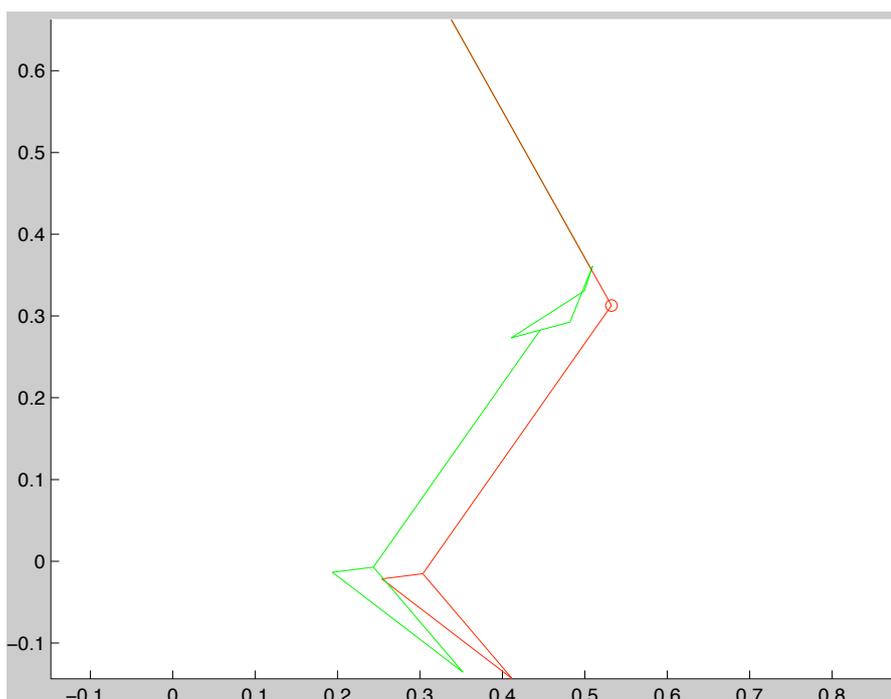
(A)



(B)



(C)



(D)

**Figura 4.23:** 4 diversi istanti del ciclo di cammino nel confronto tra protesi con quadrilatero semplice e arto naturale

Mandando in esecuzione il file “CONFRONTOMOVIMENTO” e dalla figura 4.22 si evince che la protesi con quadrilatero articolato incrociato approssima perfettamente il movimento dell'arto inferiore naturale, infatti in tutto il ciclo di cammino i due modelli a confronto sono praticamente sovrapposti in quasi tutti gli istanti. Invece mandando in esecuzione il file “CONFRONTOMOVIMENTO” e dalla figura 4.23 si vede che la protesi con quadrilatero articolato semplice approssima peggio il movimento dell'arto naturale e i due modelli non sono quasi mai sovrapposti. Questo è dovuto al fatto che dal punto di vista anatomico il modello che assomiglia di più all'articolazione naturale di ginocchio è il quadrilatero articolato incrociato come visto nel paragrafo 2.2.

Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab nell' m-file “CONFRONTOMOVIMENTO” e analizzato nell' Appendice al paragrafo 4.

# **CAPITOLO 5**

## **POSSIBILITA' DI CONTROLLO DELLA STABILITA'**

### **5.1 INTRODUZIONE**

Nei capitoli 5 e 6 si vuole capire se la protesi di articolazione di ginocchio consente all'amputato di eseguire o meno il movimento desiderato, si studia cioè quello che formalmente viene chiamato controllo della stabilità dell'arto inferiore. Lo studio del controllo della stabilità si dirama in due campi: la "possibilità di controllo della stabilità" e la "controllabilità della stabilità".

Per "possibilità di controllo della stabilità" si intende stabilire se l'amputato ha la possibilità, cioè è in grado con la propria forza muscolare restante nel moncone d'anca, di flettere o estendere la protesi di arto inferiore nelle fasi limite iniziale e finale della fase di appoggio. Quindi la possibilità di controllo della stabilità è la prima importante condizione da verificare affinché l'amputato possa utilizzare la protesi. Segue a questa prima condizione la seconda condizione, detta "controllabilità della stabilità", che stabilisce se al fine di ottenere un cammino simile a quello naturale, non solo dal punto di vista estetico ma anche funzionale (per evitare ad esempio di zoppicare), sia necessario, in una determinata percentuale del cammino nelle fasi intermedie della fase di appoggio, eseguire un movimento di flessione o di estensione. Quindi la controllabilità della stabilità è la seconda condizione da verificare affinché l'amputato utilizzi "bene", cioè sfrutti al meglio, la protesi di arto inferiore. Perciò la prima condizione ci dice se l'amputato può utilizzare la protesi di arto inferiore e la seconda ci dice come la utilizza. Si capisce, di conseguenza, che la prima condizione è vincolante sulla seconda nel senso che deve essere verificata prima, in ordine temporale, la prima condizione affinché si possa passare poi a valutare la seconda.

Si precisa che si ha estensione dell'arto inferiore quando si ha la "chiusura" dell'angolo di ginocchio, o più formalmente quando i valori di tale angolo diminuiscono nel tempo, cioè la derivata prima, fatta rispetto al tempo o rispetto alla percentuale di ciclo di cammino, della funzione dell'angolo di ginocchio è negativa. Al contrario si ha flessione dell'arto quando si ha "apertura" dell'angolo di ginocchio, o più formalmente quando i valori di tale angolo aumentano nel tempo, cioè la derivata prima, fatta rispetto al tempo o rispetto alla percentuale di ciclo di cammino, della funzione dell'angolo di ginocchio è positiva.

Si precisa inoltre che tutte le considerazioni che seguiranno riguardo alla "possibilità di controllo della stabilità" e alla "controllabilità della stabilità" riguardano le protesi "passive", cioè con sistema di controllo della stabilità

passivo, come spiegato nel paragrafo 3.3. Infatti l'impiego di un sistema di controllo attivo esula dalla considerazione di tali problematiche nella fase di progetto della protesi d'arto inferiore, ma ne introduce molte altre di elevata complessità che ne limitano l'utilizzo.

## 5.2 POSSIBILITA' DI CONTROLLO DELLA STABILITA'

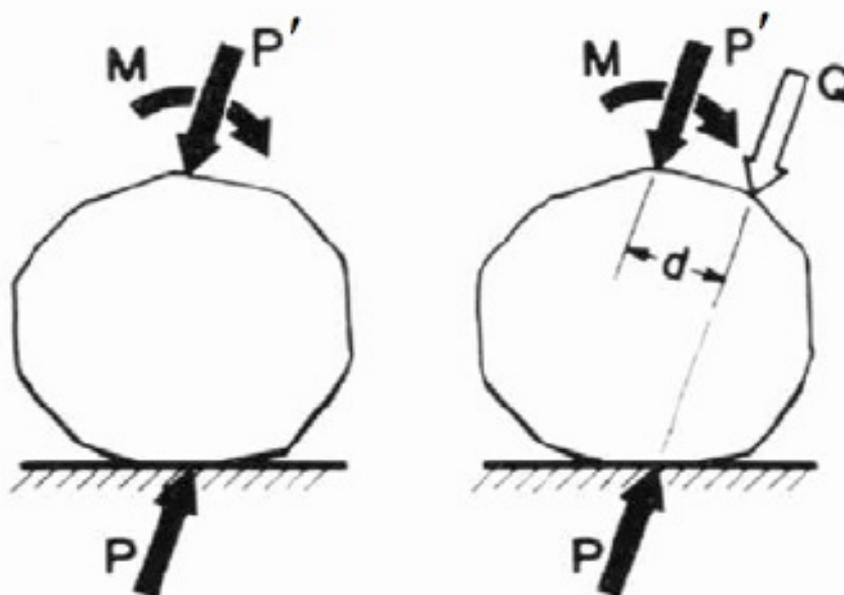
Per una corretta analisi della possibilità di controllo della stabilità [8] si dovrà osservare:

- Il centro di istantanea rotazione femore-tibia (CIR)
- La linea di carico, definita in figura 5.1, e la sua posizione rispetto al CIR
- Il momento  $M_h$  (*hip moment*) che l'amputato è in grado di generare con il moncone d'anca.

Il CIR femore-tibia è in ogni istante il punto di incontro delle aste laterali del quadrilatero articolato (membri 1 e 3 di figura 4.1).

Definiamo ora la linea di carico: nello schema raffigurato in figura 5.1 si ha un corpo rigido qualunque sottoposto a due forze,  $P$  e  $P'$ , uguali in modulo e direzione ma con verso opposto, equilibrate da un momento  $M$ . La forza  $P'$  ed il momento  $M$  possono essere ridotti ad una forza equivalente  $Q$  posizionata ad una distanza  $d$ :

$$d = \frac{M}{Q} = \frac{M}{P}$$



**Figura 5.1:** linea di carico  $PQ$

Quindi il sistema di forze  $P$  e  $P'$  e di momento  $M$  può essere ridotto al sistema equivalente di forze  $P$  e  $Q$ . Da ora si chiamerà linea di carico la linea  $PQ$ .

Applichiamo ora lo stesso concetto di forza equivalente al caso di un arto inferiore. Come si può vedere in figura 5.2a e 5.2b la posizione della linea di carico, al contatto del tacco o al punto in cui si ha il rilascio da terra del piede, può essere individuata con il carico  $P$ , sostenuto sull'anca, ed il momento d'anca  $M_h$ , esercitato dall'amputato per equilibrare il sistema, che causa uno spostamento di tale linea di carico. Si dirà di estensione il momento  $M_{he}$  esercitato all'inizio della fase di appoggio (in *heel contact*) dall'amputato al fine di "chiudere" l'angolo di ginocchio, si dirà invece di flessione il momento  $M_{hf}$  esercitato alla fine della fase di appoggio, o equivalentemente all'inizio della fase di volo (in *push off*), al fine di "aprire" il predetto angolo.

Considerando il senso del moto da sinistra verso destra si vede che  $M_{he}$  ha verso orario e sposta la linea di carico in avanti rispetto alla posizione dell'anca (o anche a destra dell'anca), invece  $M_{hf}$  ha verso antiorario e sposta la linea di carico in dietro rispetto alla posizione dell'anca (o anche a sinistra dell'anca).

Verrà ora espresso un concetto che è alla base della trattazione di questo e del successivo capitolo ed è fondamentale per la comprensione di questo progetto di tesi. Si spiegherà quale è la CONDIZIONE NECESSARIA (e sufficiente) affinché esercitando un momento di estensione l'arto potrà essere esteso (figura 5.2a) ed esercitando un momento di flessione potrà essere flesso (figura 5.2c). Ipotizzando sempre il senso del moto da sinistra a destra, condizione necessaria (e sufficiente) affinché l'arto possa essere esteso è che la linea di carico sia davanti al CIR femore-tibia. Invece condizione necessaria, e sufficiente, affinché l'arto possa essere flesso è che la linea di carico sia dietro al CIR. Dimostriamo ora questa tesi. È importante ricordare e precisare che la tibia e il piede di una protesi di un' amputato transfemorale non possono essere attivate e controllate da quelli che si possono considerare i motori del corpo umano, cioè i muscoli, poiché tutta la muscolatura al di sotto del femore è assente. Osservando la figura 5.2a si vede che le forze  $P$  e  $Q$  costringono la tibia e il femore, che ruotano attorno al CIR (raffigurato qui con una coppia rotoidale), in una posizione di estensione soltanto perché la linea di carico (linea  $PQ$ ) passa anteriormente al CIR rispetto al senso di marcia. È evidente che se la linea di carico passasse dietro al CIR tibia e femore sarebbero costrette a flettersi, come nel caso di figura 5.2b. Quindi un momento di estensione  $M_{he}$ , che viene esercitato dal paziente al fine di estendere l'arto, come suddetto, può in realtà provocare tale estensione solo se la linea di carico è anteriore al CIR. In caso contrario, cioè di passaggio della linea di carico dietro al CIR, il paziente, che vorrebbe estendere l'arto negli istanti successivi esercitando un momento  $M_{he}$ , si ritroverebbe in realtà a poterlo solo flettere, cioè ad aumentare in istanti successivi il valore dell'angolo di ginocchio. Analogamente un momento di flessione  $M_{hf}$ , che viene esercitato dal paziente

al fine di flettere l'arto, come suddetto, può in realtà provocare tale flessione solo se la linea di carico è posteriore al CIR. In caso contrario, cioè di passaggio della linea di carico davanti al CIR, il paziente, che vorrebbe flettere l'arto negli istanti successivi esercitando un momento  $M_{hf}$ , si ritroverebbe in realtà a poterlo solo estendere. E' proprio questo il senso del controllo della stabilità: permettere al paziente di effettuare il movimento desiderato per evitare che la protesi si "comporti" in maniera inaspettata provocando un cammino non controllato e quindi disagio all'amputato che rischia di incorrere in cadute ed ulteriori traumi.

Va ora precisato un altro fondamentale concetto che potrà essere compreso soltanto nel capitolo successivo, ma è necessario per spiegare che le fasi del cammino della protesi di arto inferiore di un amputato sono purtroppo profondamente diverse dalle fasi del cammino naturale (viste nel paragrafo 1.2), in quanto queste non sono riproducibili con delle protesi "passive". Infatti, come si vedrà nel capitolo 6, simulare il cammino naturale con una protesi passiva nelle diverse fasi di estensione o flessione dell'arto è impossibile. Per dare la massima stabilità al paziente l'unica soluzione è quella di compiere tutta la fase di appoggio, dall'istante iniziale di contatto del tacco a quello finale del distacco del piede da terra, con l'arto completamente esteso (il femore va in battuta sulla tibia contro un riscontro) e flettere solo nell'istante finale della fase di appoggio, cioè nell'istante iniziale della fase di volo. In alternativa nelle protesi più evolute si può avere nell'istante iniziale della fase di appoggio l'arto flesso, come accade nel cammino naturale, e poi mandare la protesi nella posizione di estensione massima nella fase iniziale della fase di appoggio e fletterla nella fase finale, prima dell'inizio della fase di volo. Infatti nella fase di volo è assolutamente necessario che l'arto sia flesso per evitare che, nella fase di richiamo all'indietro, il piede strisci sul suolo. Per questo in figura 5.2 si vede che all'inizio della fase di appoggio si ha estensione della protesi di arto inferiore (quando invece nel cammino naturale si avrebbe flessione dell'arto naturale) ed alla fine della fase di appoggio si ha flessione. Questo concetto sarà però trattato in maniera approfondita nel capitolo seguente.

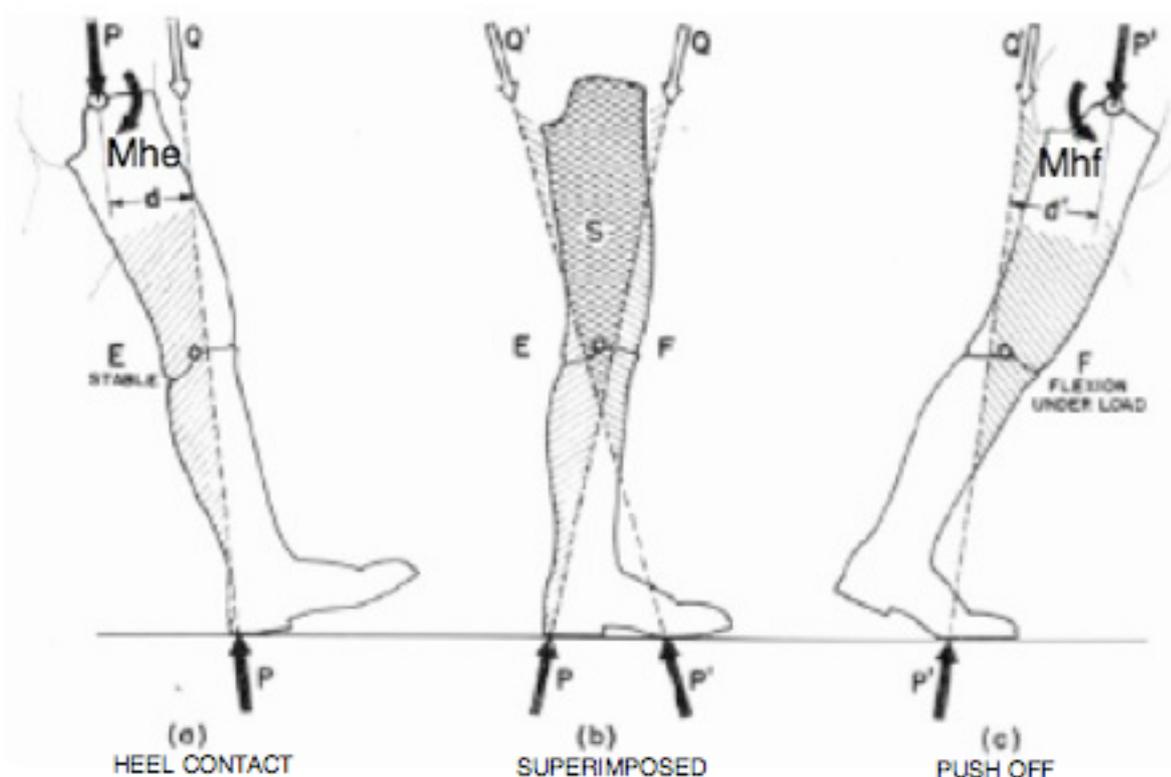
Alla luce di quanto detto finora nella figura 5.2 sono rappresentate tre situazioni differenti:

(a) Istante iniziale della fase di appoggio (*heel contact*): viene esercitato un momento di estensione dell'anca per mantenere l'equilibrio al contatto del tacco. L'estensione è però possibile solo quando la linea di carico (linea PQ) è davanti al CIR tibia-femore, poiché la forza P e la forza Q costringono a "chiudere" l'angolo di ginocchio. Quindi l'area E è quella dove può trovarsi il CIR per avere estensione e quindi controllare la stabilità in *heel contact*.

(c) istante finale della fase di appoggio / inizio della fase di volo (*push-off*): viene esercitato un momento di flessione per ottenere l'equilibrio nel punto di distacco del piede da terra. Il ginocchio può flettere volontariamente sotto il

carico solo se il CIR femore-tibia è collocato davanti alla linea P'Q', poiché la forza P' e la forza Q' costringono ad “aprire” l'angolo di ginocchio. Quindi l'area F è quella dove può trovarsi il CIR per avere flessione e quindi controllare la stabilità in *push off*.

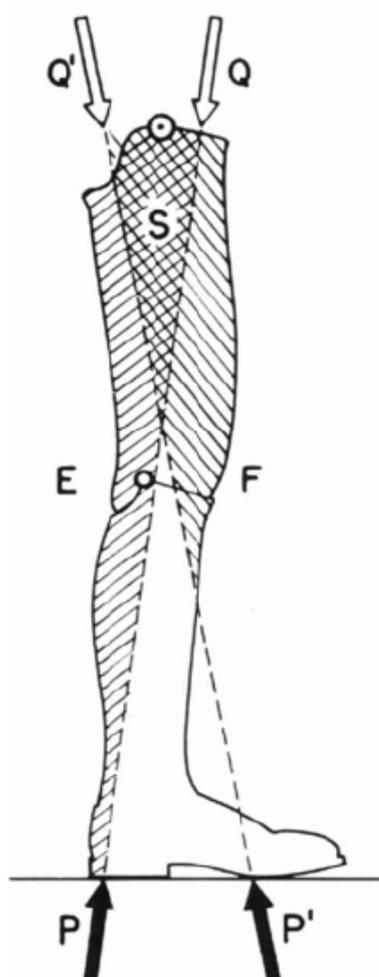
(b) al fine di illustrare la “possibilità di controllo della stabilità” da parte del paziente, vengono combinati i due grafici (a) e (c): le due aree di controllo della stabilità E ed F sono sovrapposte e definiscono un'area comune S, chiamata zona di possibilità di controllo della stabilità. Se il CIR si trova nella zona S, infatti, il paziente è in grado di esercitare una flessione in *heel contact* e una estensione in *push off* esercitando rispettivamente un momento  $M_{hf}$  e  $M_{he}$ , in altri termini è possibile che il paziente “sposti” la linea di carico dietro al CIR in *push off* e davanti al CIR in *heel contact* esercitando un momento d'anca opportuno. Negli istanti intermedi tra *heel contact* e *push off* la linea di carico può trovarsi dietro o davanti al CIR in base al movimento relativo tra l'arto e la linea di carico. Per valutare ciò che succede in questi istanti intermedi bisogna valutare la “controllabilità della stabilità” nel capitolo successivo.



**Figura 5.2:** diagramma di controllo della stabilità (in (a) situazione di HEEL CONTACT, in (c) situazione di PUSH OFF, in (b) sovrapposizione delle due situazioni)

Se si volesse rappresentare il diagramma limite di controllo della stabilità, cioè quello in cui si hanno i momenti minimi sviluppabili per l'utilizzo della protesi in estensione e flessione, in figura 5.2b si dovrebbero rappresentare le due linee di carico tangenti al CIR.

Nel caso in cui l'amputato abbia una scarsa capacità di generare un momento dell'anca oppure preferisca utilizzare di meno tale muscolatura, si ha una riduzione drastica della zona di possibilità di controllo  $S$ . Infatti a parità di forza scambiata con il terreno  $P$  se un paziente riesce a generare un momento ridotto il braccio  $d$ , nel caso di  $M_{he}$ , e  $d'$ , nel caso di  $M_{hf}$ , sarà inferiore. Nella figura 5.3 si vede la restrizione dell'area  $S$  rispetto alla condizione riportata in figura 5.2 dovuta ad un momento d'anca sviluppabile inferiore. L'amputato ha quindi un  $M_{he}$  massimo e un  $M_{hf}$  massimo inferiori a quelli di un normodotato.



**Figura 5.3:** condizione di momento d'anca inferiore (non c'è possibilità di controllo della stabilità)

Si nota subito che al fine di rendere possibile il controllo della protesi ad amputati con scarse capacità muscolari residue la posizione del CIR femore-tibia deve essere elevata rispetto al terreno e vicina il più possibile all'articolazione d'anca. Tale considerazione si può dimostrare formalmente considerando una protesi a singolo asse che lavori in completa estensione.

Le variabili utilizzate, visibili in figura 5.4 sono:

$M_h$  = momento d'anca;

$M_k$  = momento frizione (eventualmente presente nel meccanismo);

$P$  = forza scambiata dal piede con il terreno;

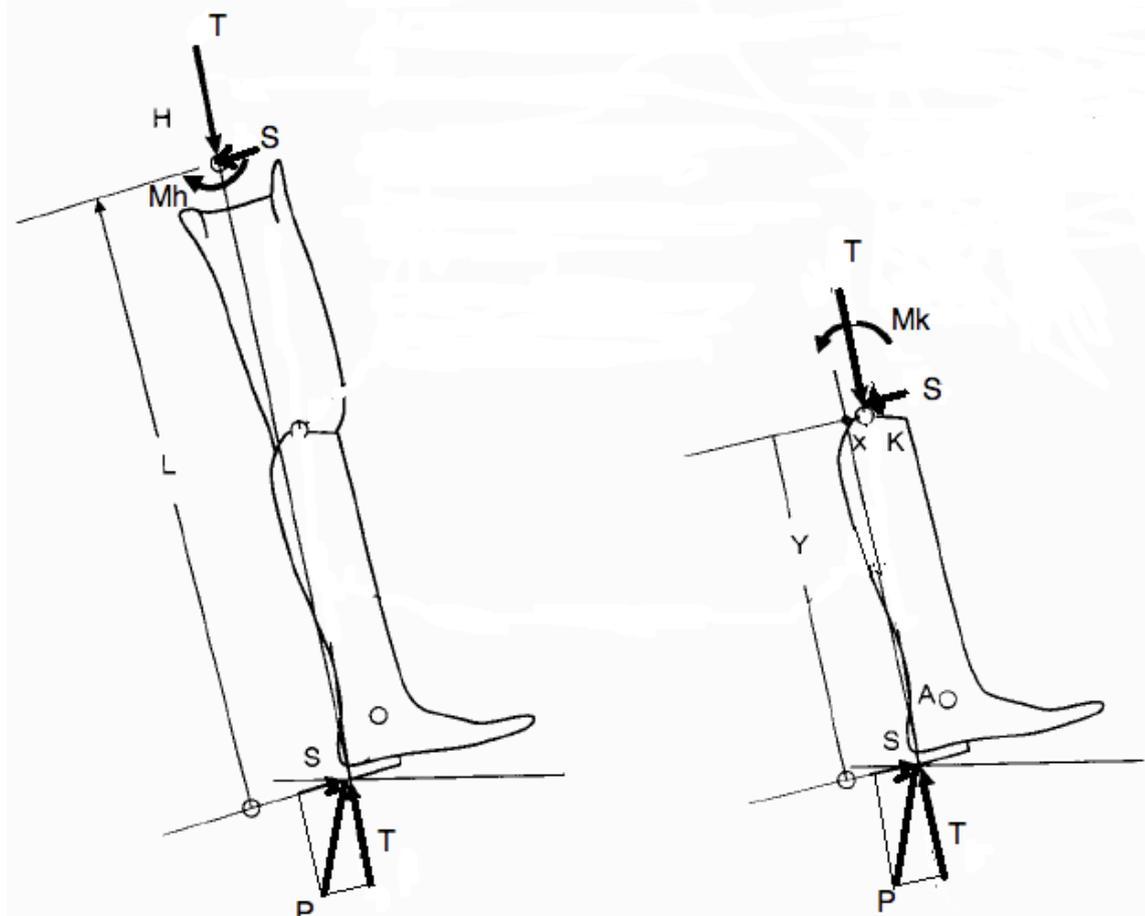
$T$  = carico assiale sulla protesi (componente di  $P$  lungo l'asse anca-tacco);

$S$  = forza di taglio sulla protesi (componente di  $P$  perpendicolare all'asse anca-tacco);

$L$  = lunghezza della protesi dall'asse dell'anca al tacco;

$x$  = coordinata dell'asse del ginocchio (CIR) perpendicolare all'asse anca-tacco;

$y$  = coordinata dell'asse del ginocchio (CIR) parallela all'asse anca-tacco;



**Figura 5.4:** forze e momenti nella protesi

Considerando l'equilibrio dei momenti rispetto all'asse dell'anca (il momento è positivo se ha senso antiorario):

$$-M_h + S \cdot L = 0 \quad (5.1)$$

Si ottiene la forza di taglio  $S$

$$S = \frac{M_h}{L} \quad (5.2)$$

Facendo poi l'equilibrio dei momenti attorno all'asse del ginocchio (il momento è positivo se ha senso antiorario):

$$S \cdot y - T \cdot x + M_k = 0 \quad (5.3)$$

si ottiene, sostituendo nell'equazione (5.3) la formulazione di S espressa dall'equazione (5.2), il momento d'anca M<sub>h</sub>:

$$M_h = \frac{L}{y} \cdot (P \cdot x - M_k) \quad (5.4)$$

La tipica protesi composta da un meccanismo quadrilatero articolato non possiede un sistema frizione, perciò il momento di frizione M<sub>k</sub> è nullo. Da questa considerazione si può riformulare l'equazione (5.5):

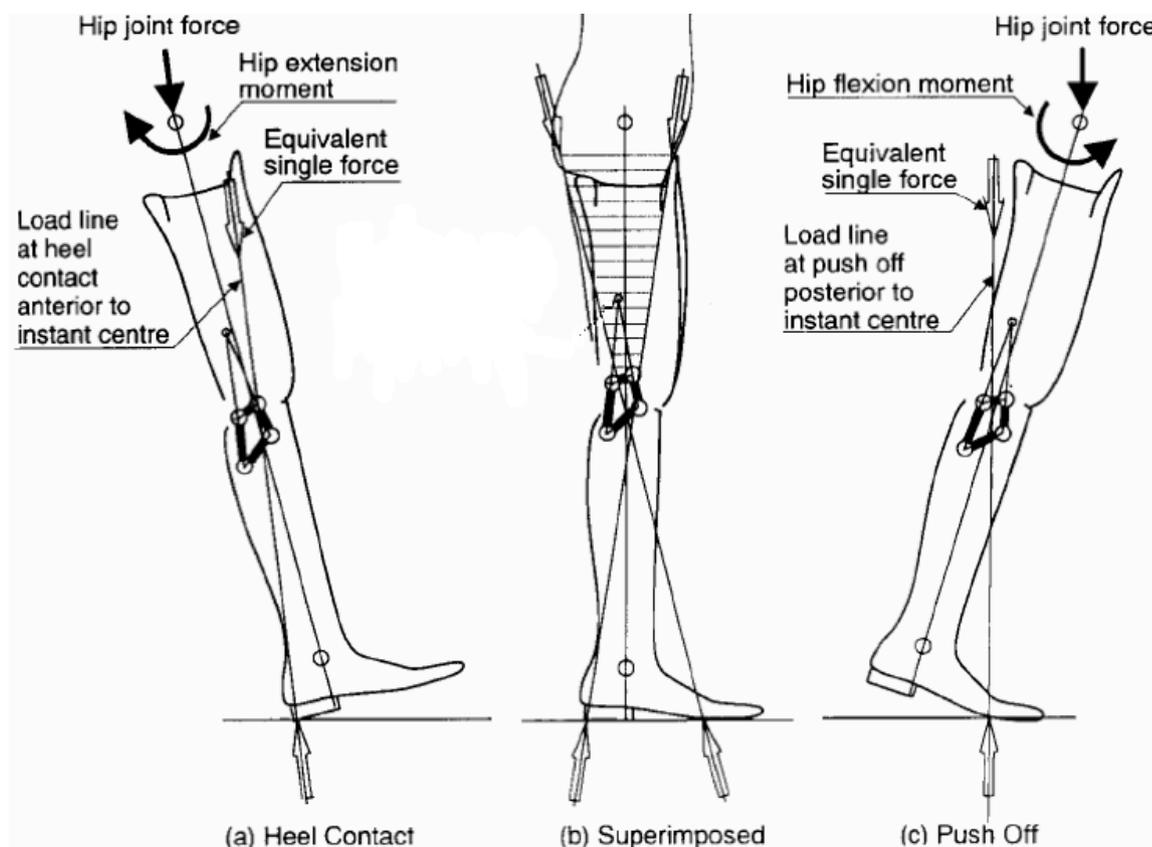
$$M_h = \frac{L \cdot P \cdot x}{y} \quad (5.5)$$

Per una progettazione corretta le coordinate del centro di istantanea rotazione femore-tibia (x,y) sono essenziali per la possibilità di controllo della protesi, infatti in funzione di questi due parametri si ricava il valore del momento d'anca di controllo. Perciò, considerando il fatto che L e P sono parametri su cui non è possibile agire, se si volesse ridurre il valore del momento d'anca richiesto si potrebbe procedere in due modi:

1. ridurre la coordinata x, cioè collocare il CIR più vicino alla linea di riferimento che collega il tacco all'anca e quindi più vicino all'anca;
2. incrementare la coordinata y, cioè innalzare la posizione del centro di istantanea rotazione.

Anche senza questa dimostrazione era evidente che la coppia rotoidale non è adatta per una protesi esterna passiva di ginocchio perché non utilizzabile da pazienti con ridotto campo S di possibilità di controllo della stabilità. E' per questo che si è deciso di prendere in considerazione una protesi policentrica, grazie alla quale è possibile agire sui parametri x e y della formula (5.5) e soddisfare anche pazienti con scarse doti muscolari in grado di generare momenti d'anca molto ridotti. Quanto su detto a proposito dell'area S di controllo della stabilità prendendo in considerazione figura 5.2 è valido anche per le protesi con quadrilatero articolato (come visibile in figura 5.5). Anche in figura 5.5 se si volesse rappresentare il diagramma limite di controllo della stabilità, cioè quello in cui si hanno i momenti minimi sviluppabili per l'utilizzo della protesi in estensione e flessione, in figura 5.2b si dovrebbero rappresentare le due linee di carico tangenti al CIR.

Si riprende ora in considerazione il confronto tra quadrilatero articolato incrociato e semplice che aveva visto “sconfitto” quest’ultimo nel mimare il cammino naturale a causa della sua scarsa somiglianza anatomica all’articolazione di ginocchio naturale. Infatti nel paragrafo 4.7 si era visto come il quadrilatero articolato incrociato presentasse enormi vantaggi dal punto di vista della somiglianza estetica al cammino naturale, ma ora si intuisce già che questo meccanismo presenta un CIR con coordinate  $y$  molto basse rispetto al terreno, dell’ordine di quelle di una coppia rotoidale.

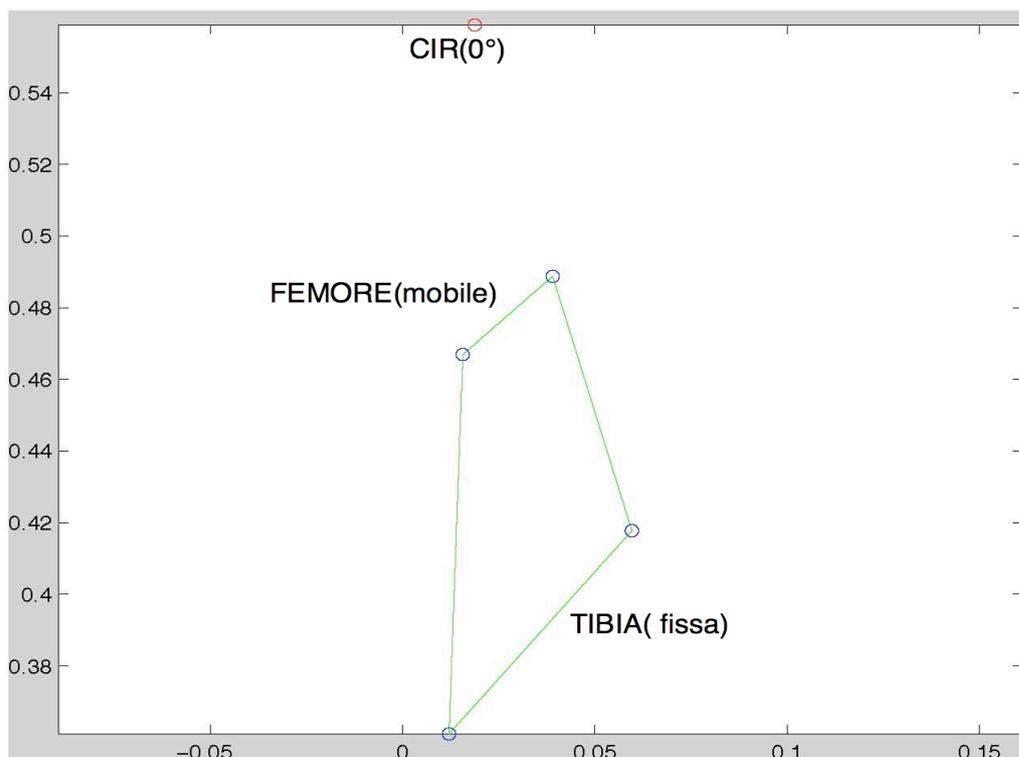


**Figura 5.5:** diagramma di controllo della stabilità con protesi policentrica

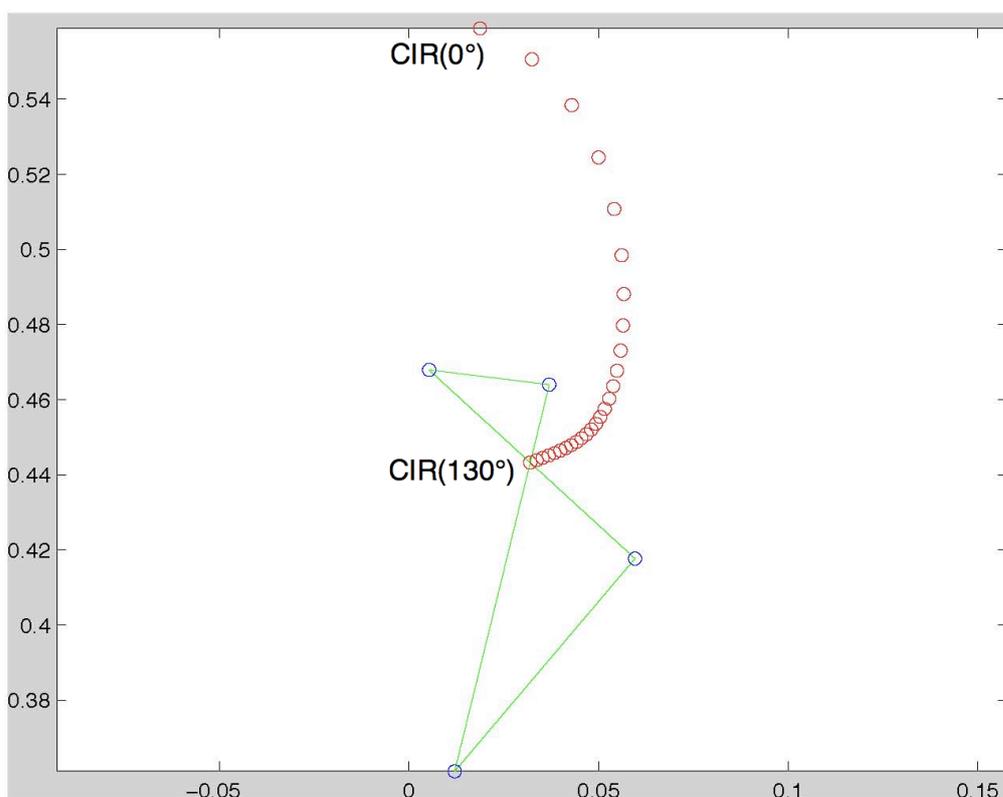
Di conseguenza è intuibile che, come si vedrà nel paragrafo successivo, dal punto di vista della possibilità di controllo della stabilità il quadrilatero articolato semplice può presentare, dopo un lavoro di sintesi che apporta variazioni alla lunghezza delle aste di cui è composto, dei CIR in posizione molto elevata. E' chiaro che progettare e realizzare una protesi con quadrilatero incrociato che mimi bene il cammino naturale ma sia inutilizzabile dalla gran parte degli amputati transfemorali è privo di senso. E' per questo che tra le protesi passive il quadrilatero semplice ha preso il sopravvento.

### 5.3 VERIFICA DELLA POSSIBILITA' DI CONTROLLO DELLA STABILITA'

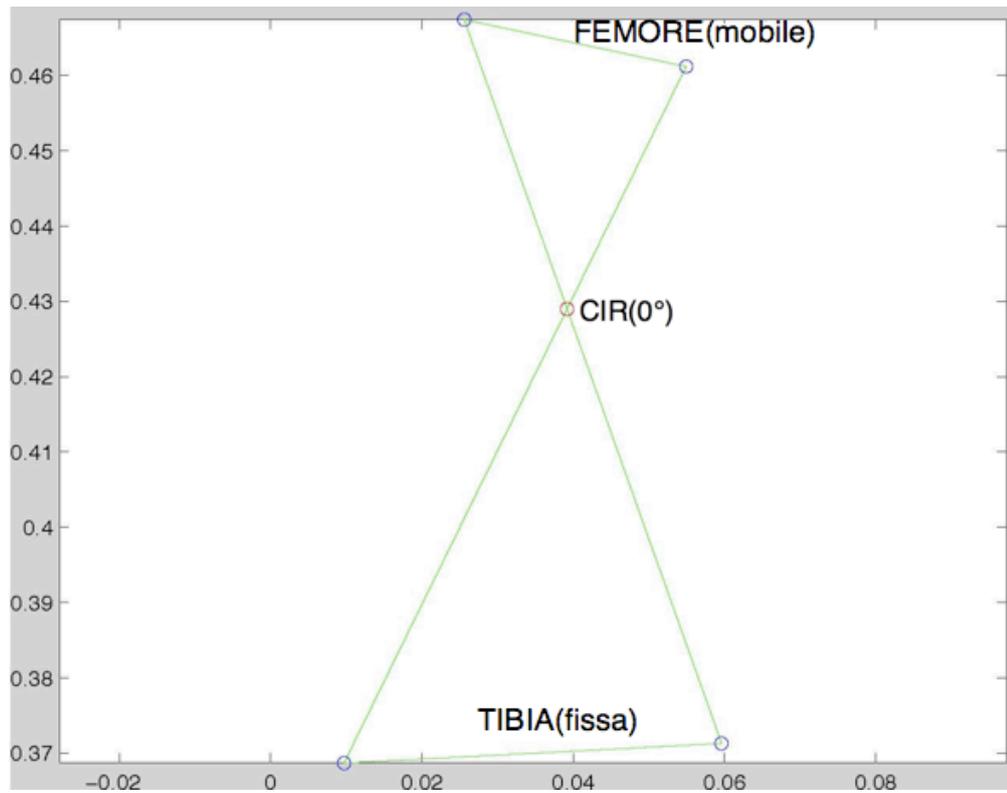
Nel paragrafo precedente si è detto che, come si vedrà nel sesto capitolo, con protesi passive per dare la massima stabilità al paziente l'unica soluzione è quella di compiere tutta la stance phase con l'arto completamente esteso, con il femore in battuta sulla tibia contro un riscontro, e flettere solo nell'istante finale della fase di appoggio. In alternativa nelle protesi più evolute si può avere nell'istante iniziale della fase di appoggio l'arto flessso, come accade nel cammino naturale, e poi mandare la protesi nella posizione di estensione massima nella fase iniziale della fase di appoggio e fletterla nella fase finale, prima dell'inizio della fase di volo. Nel caso di protesi a singolo asse, come visibile in figura 5.2a e 5.2b, se l'arto è completamente esteso o leggermente flessso la posizione del CIR non cambia. Invece nel caso di protesi policentriche, come quelle con quadrilatero articolato, la posizione del CIR dipende dall'angolo che si forma tra tibia e femore (angolo di ginocchio). Quindi se si decidesse di compiere tutta la stance phase con l'arto completamente esteso si deve valutare la posizione del CIR soltanto per il valore dell'angolo di ginocchio uguale a zero, come visibile in figura 5.5. Ma osservando in figura 1.4 gli angoli presenti tra femore e tibia nel cammino naturale si vede che nella fase iniziale della fase di appoggio (da 0% a 10% del ciclo del cammino) si hanno mediamente valori che oscillano tra 0° e 20° di piega tra femore e tibia e nella fase finale (da 50% a 62% del ciclo di cammino) valori che oscillano tra 0° e 70° di piega tra femore e tibia. Quindi se, al fine di imitare il più possibile il cammino naturale, si decidesse di iniziare la fase di appoggio con l'arto leggermente flessso (angolo di piega compreso tra 0° e 20°), per poi portarlo in estensione completa e poi flettere nuovamente nella fase finale della fase di appoggio, e terminarla con l'arto flessso (angolo di piega compreso tra 0° e 70°, di solito molto inferiore a 70°), bisognerebbe valutare la posizione del CIR nei diversi angoli di flessione tibia-femore (cioè per diversi valori dell'angolo di ginocchio). Perciò invece di avere l'arto completamente esteso (con l'angolo di ginocchio uguale a zero) sia in *heel contact* che in *push off*, si prende in considerazione l'eventualità di avere angoli compresi tra 0° e 20° in *heel contact* e tra 0° e 70° in *push off* per avere somiglianza estetica e funzionale al cammino naturale. Ma da quanto su detto i CIR in *heel contact* devono essere dietro la linea di carico per permettere estensione ed i CIR in *push off* devono essere davanti la linea di carico per permettere flessione. Si conclude quindi che i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega compresi tra 0° e 20° devono trovarsi nella zona E di figura 5.2, mentre i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega tra 0° e 70° devono trovarsi nella zona F di figura 5.2. Considerando che l'angolo di flessione massimo di un articolazione di ginocchio è di 130° si sono trovate in Matlab le polari dei CIR da 0° a 130° di piega tra femore e tibia.



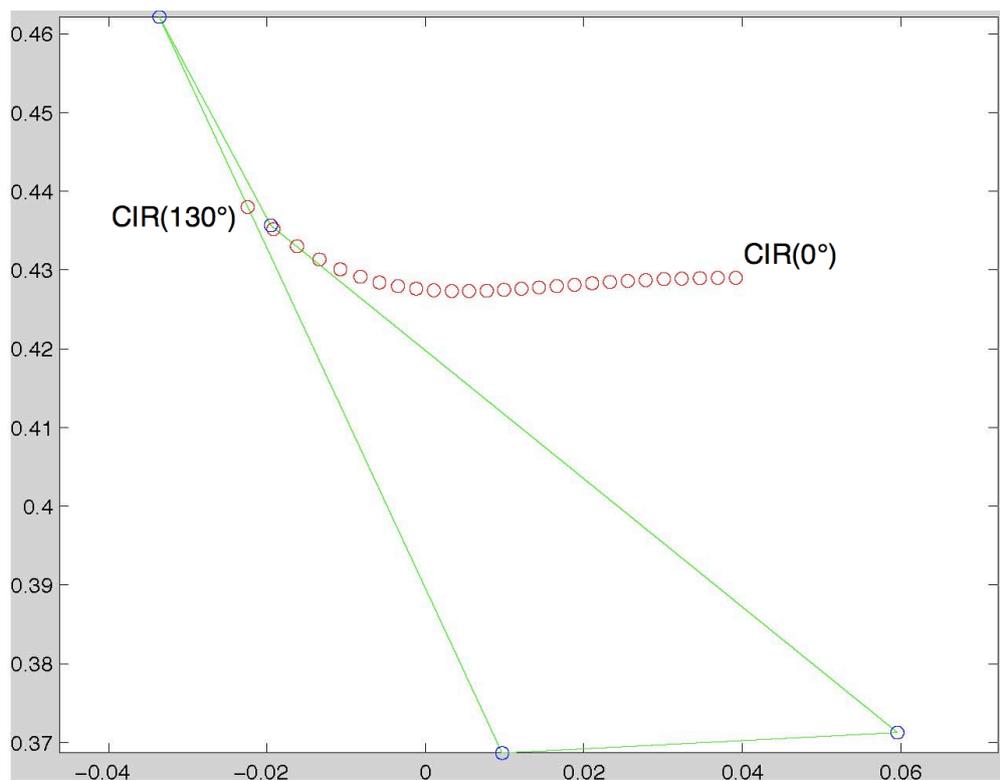
**Figura 5.6:** CIR e quadrilatero articolato semplice in  $KNEE\ ANGLE = 0^\circ$



**Figura 5.7:** polare dei CIR del quadrilatero articolato semplice ( $KNEE\ ANGLE$  da  $0^\circ$  a  $130^\circ$ ) e quadrilatero articolato in  $KNEE\ ANGLE = 130^\circ$



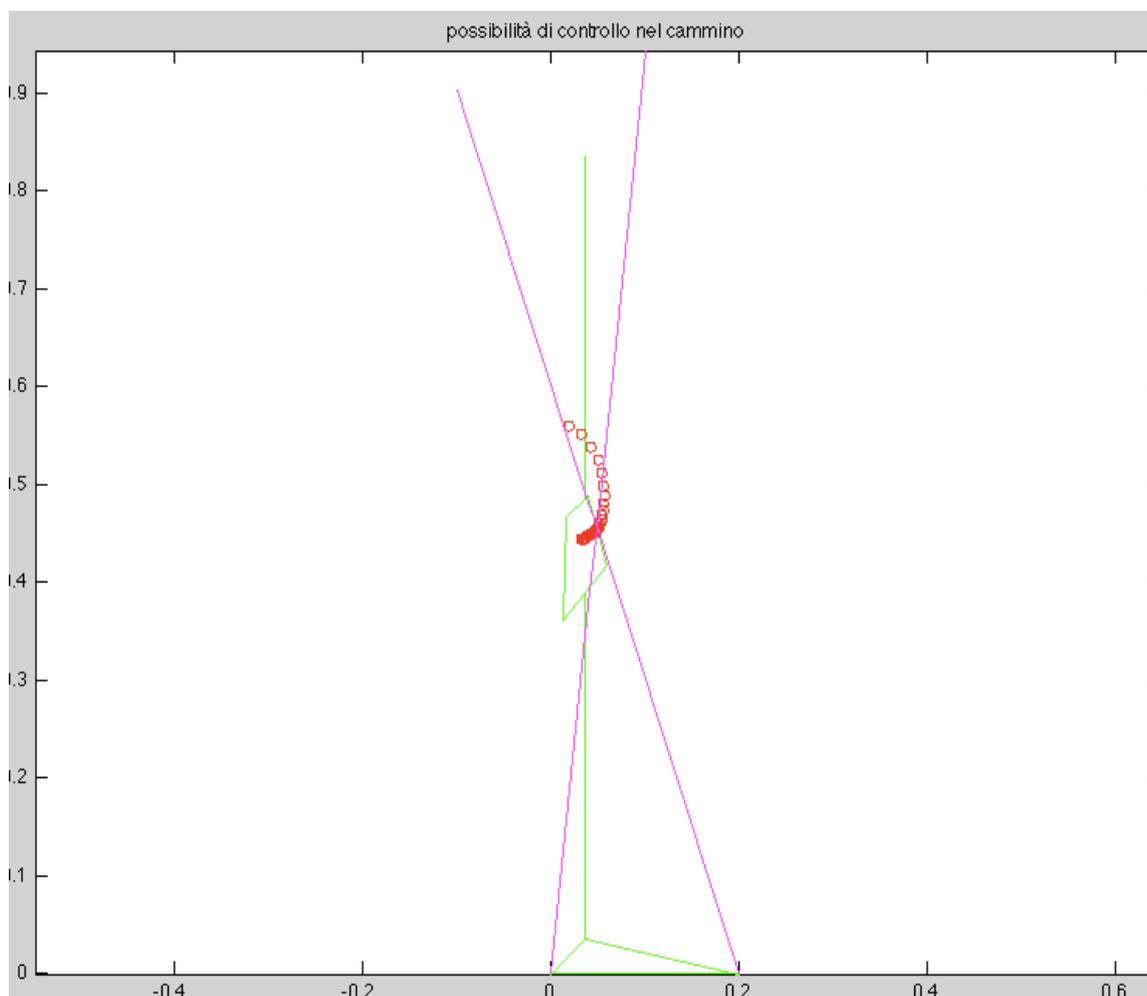
**Figura 5.8:** CIR e quadrilatero articolato incrociato in  $KNEE\ ANGLE = 0^\circ$



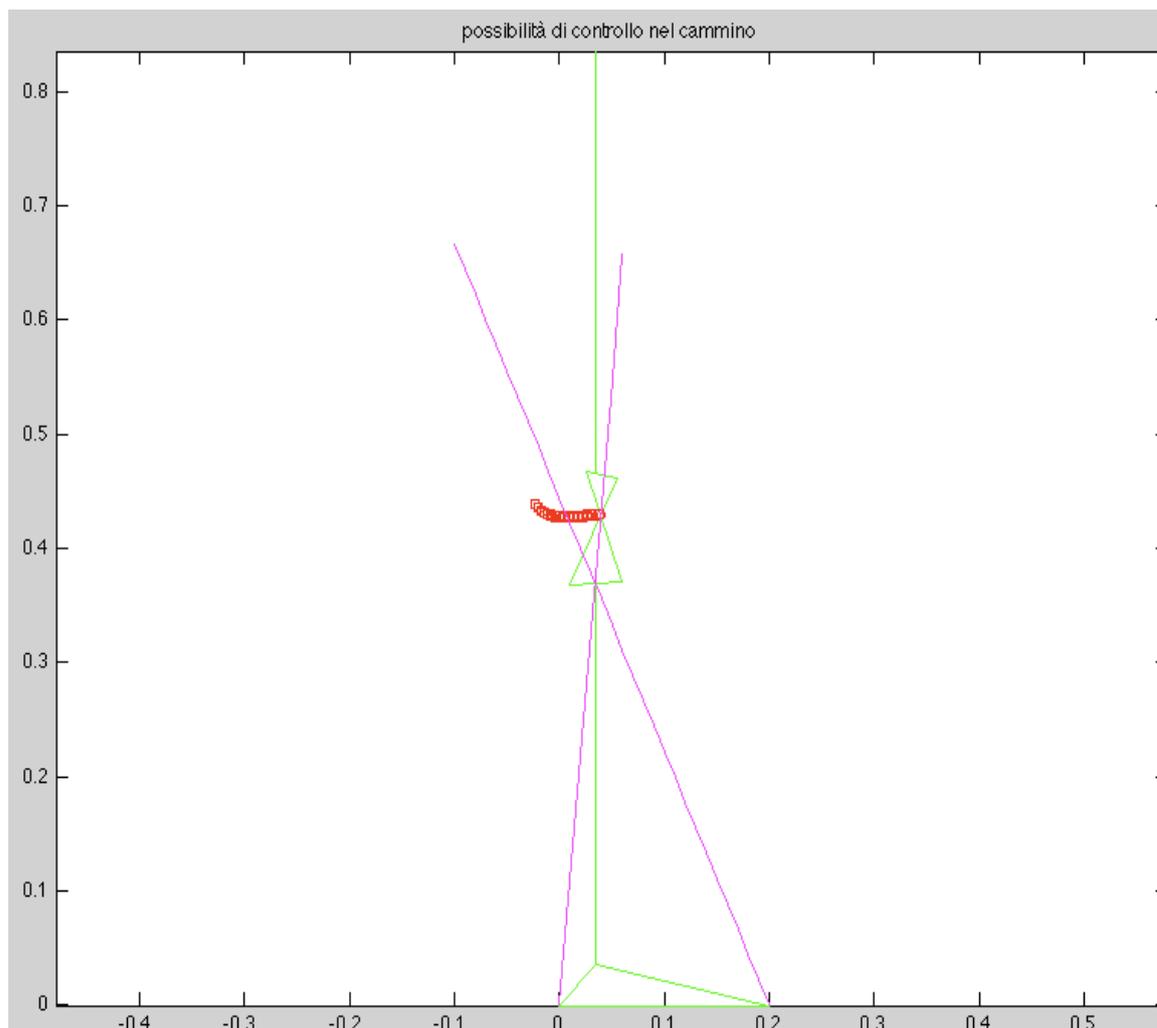
**Figura 5.9:** polare dei CIR del quadrilatero articolato incrociato ( $KNEE\ ANGLE$  da  $0^\circ$  a  $130^\circ$ ) e quadrilatero articolato in  $KNEE\ ANGLE = 130^\circ$

Tali polari sono raffigurate per il quadrilatero semplice nelle figure 5.6 e 5.7 e per quello incrociato nelle figure 5.8 e 5.9 considerando fissa la tibia e mobile il femore. Inoltre mandando in esecuzione il file Matlab “MOVIMENTOCIR” è possibile visualizzare per ogni CIR (da 0° a 130° dell’angolo di ginocchio con passo di 5°) la posizione del quadrilatero articolato semplice prima e incrociato poi.

In figura 5.10 e 5.11 si sono poi raffigurate le polari dei CIR, ma si è utilizzata solo la parte di polare corrispondente ad angoli di piega che vanno da 0° a 70°, per verificare la possibilità di controllo della stabilità con i due quadrilateri articolati. Si è tenuto inoltre conto del fatto che i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega compresi tra 0° e 20° devono trovarsi nella zona E di figura 5.2, mentre i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega tra 0° e 70° devono trovarsi nella zona F di figura 5.2. Tali polari sono state inserite nel diagramma di possibilità di controllo della stabilità, del tipo di figura 5.5 e si sono ricavati i diagrammi limite di possibilità di controllo, cioè si sono raffigurate le linee di carico ottenute con i minimi momenti sviluppabili (di estensione e di flessione) affinché si potesse utilizzare la protesi con quella geometria.



**Figura 5.10:** diagramma limite della possibilità di controllo della stabilità nel cammino, con protesi con quadrilatero articolato semplice



**Figura 5.11:** diagramma limite della possibilità di controllo della stabilità nel cammino, con protesi con quadrilatero articolato incrociato

È evidente che nel caso del quadrilatero articolato semplice di figura 5.10 risolvendo un problema di sintesi è facile spingere la curva dei CIR molto più in alto e vicina all'anca apportando elevate riduzioni dei momenti d'anca, mentre nel caso del quadrilatero articolato incrociato di figura 5.11 anche eseguendo un accurato lavoro di sintesi non è possibile spingere la posizione dei CIR in alto, di conseguenza si ha lo stesso problema che si presenta con la coppia rotoidale, cioè una scarsa riduzione dei momenti d'anca. Quindi dal punto di vista della possibilità di controllo della stabilità, nel caso di protesi passive, risulta di gran lunga avvantaggiato il quadrilatero articolato semplice. Il quadrilatero articolato incrociato può trovare applicazione soltanto in quei pazienti che hanno una elevata capacità muscolare, quindi per questi o nel caso in cui si volesse pensare ad un sistema di controllo attivo della protesi, si porterà avanti anche il progetto della protesi con quadrilatero articolato incrociato. Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab negli m-file "MOVIMENTOCIR" e "POSSIBILITACONTROLLO" che vengono analizzati nell'Appendice al paragrafo 5.3.

# CAPITOLO 6

## CONTROLLABILITA' DELLA STABILITA'

### 6.1 INTRODUZIONE

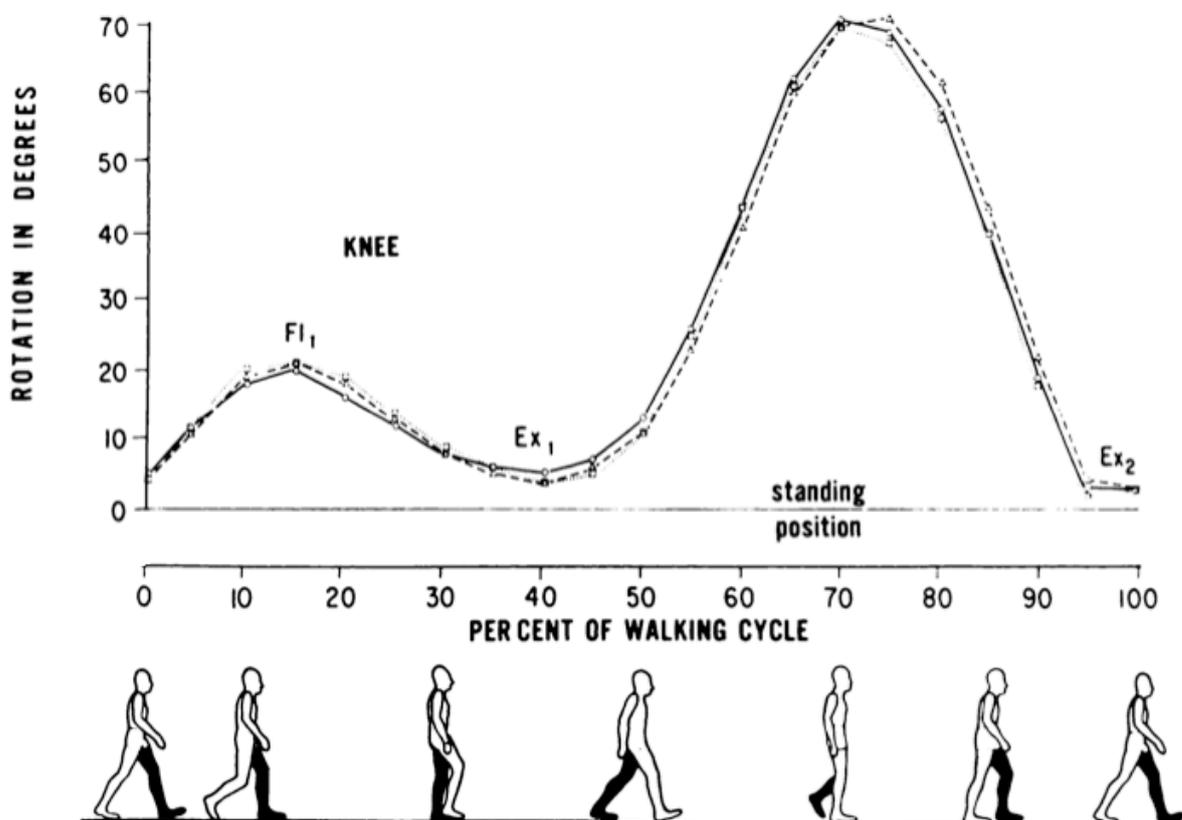
Alla verifica della condizione di “possibilità di controllo della stabilità” segue la verifica della “controllabilità della stabilità”. Come specificato nell’introduzione del capitolo precedente tale condizione serve per verificare come la protesi si comporta nelle fasi intermedie della fase di appoggio, cioè comprese tra le due fasi limite iniziale (*heel contact*) e finale (*push off*). In prima battuta si potrebbe pensare di imitare al meglio il cammino naturale osservando gli angoli di piega che si formano tra tibia e femore nel cammino naturale (figura 1.4). Poi si vedrà che le fasi del cammino di una protesi di arto inferiore passiva risultano profondamente diverse da quelle del cammino naturale.

### 6.2 CONTROLLABILITA' DELLA STABILITA'

In figura 6.1 viene riportato l’andamento medio dell’angolo di ginocchio, già visto in figura 1.4, nella fase di appoggio nel cammino naturale. Si può notare come da 0% a 15% circa del ciclo di cammino la funzione dell’angolo di ginocchio è crescente, quindi come spiegato nel paragrafo 5.1, la derivata prima è positiva, cioè l’angolo si “apre”, cioè si ha flessione dell’arto. Dal 15% al 40 % circa del ciclo di cammino la funzione è decrescente, la derivata prima è negativa, l’angolo si “chiude”, quindi si ha estensione dell’arto inferiore. Infine dal 40% al 62% circa la funzione è di nuovo crescente, quindi per le stesse motivazioni precedenti si ha di nuovo flessione dell’arto. Nel capitolo precedente si è appreso che al fine di avere flessione, in una protesi passiva di arto inferiore per un amputato transfemorale, la linea di carico deve essere posteriore al CIR femore-tibia, mentre per avere estensione deve essere anteriore al CIR. Di conseguenza se si volesse imitare il cammino naturale si dovrebbe avere questa situazione:

- da 0% a 15% : linea di carico dietro al CIR
- da 15% a 40%: linea di carico davanti al CIR
- da 40% a 62%: linea di carico dietro al CIR.

Nella realtà, però, a causa della mancanza dei muscoli, dalla mezzeria del femore in poi, per un amputato è impossibile riprodurre gli stessi angoli di un normodotato con una protesi passiva.



*Figura 6.1 : andamento dell'angolo di ginocchio nella fase di appoggio*

Anche se per assurdo si riuscissero ad ottenere le stesse fasi di estensione e flessione non sarebbe possibile controllare il valore dell'angolo di flessione nel tempo, cioè la velocità angolare di flessione, e quindi l'arto risulterebbe fuori controllo. Inoltre non è ovviamente possibile, causa la mancanza dell'arto, avere a disposizione gli angoli medi che individuano la posizione dell'arto inferiore e l'andamento della forza scambiata con il terreno nel cammino di un amputato, come invece si era fatto per un normodotato nel primo capitolo. Non si possono quindi conoscere in media la posizione della linea di carico e la posizione del CIR in ogni istante del ciclo di cammino e non si può pensare quindi di alternare le fasi di flessione ed estensione alla stessa maniera del cammino naturale. Bisogna quindi tralasciare il lato estetico del cammino per privilegiare quello funzionale. Rendere il cammino del paziente funzionale vuol dire rispettare la presenza delle due principali fasi del cammino: la fase di appoggio e la fase di volo. Nella prima l'arto deve dare la sensazione di stabilità, cioè di essere in grado di supportare il peso del paziente, nella seconda l'arto deve essere assolutamente flesso per evitare che il piede strisci sul suolo nella fase di "richiamo" dell'arto. Quindi si è certi che l'arto deve

essere in flessione negli istanti finali della fase di appoggio e durante la fase di appoggio non si possono alternare le fasi del cammino naturale. Inoltre è evidente che durante la fase di appoggio non si può essere in flessione perché senza la presenza dei muscoli, e nel caso di una protesi passiva, sarebbe una flessione incontrollata (non sarebbe cioè possibile controllare negli istanti del ciclo di cammino il valore dell'angolo di flessione). Di conseguenza si è costretti a concludere che la stabilità nel supporto del carico può essere garantita solo se l'arto è sempre completamente esteso [8], o a limite per i primi istanti in fase di estensione, perché in caso di flessione improvvisa, in una fase in cui fosse inaspettata, si avrebbe la sensazione di perdita del controllo. Perciò nella fase di appoggio si deve estendere l'arto e mantenerlo nella posizione di massima estensione per poi fletterlo pochi istanti prima dell'inizio della fase di volo. Come specificato nel capitolo precedente la fase di appoggio può iniziare con l'arto completamente esteso (tibia e femore battono contro un riscontro), o per meglio simulare il cammino naturale, leggermente flesso (con un angolo compreso circa da 0 a 20°). Inoltre la fase di appoggio, tranne che in rare eccezioni che si vedranno in seguito, termina con l'arto flesso (valori tipici nel cammino naturale vanno da 0 a 70°, ma nel cammino con protesi sono inferiori a 70°). Ecco perché nel capitolo precedente si è parlato della necessità da parte dell'amputato di essere in grado di sviluppare un momento di estensione in *heel contact* e uno di flessione in *push off* per determinati valori dell'angolo di ginocchio.

Quindi, invece dei movimenti realizzati nel cammino naturale nella fase di appoggio (flessione da 0 a 15%, estensione da 15 a 40% e flessione da 40 a 62%), nel cammino con protesi si ha solo estensione in quasi tutta la fase di appoggio, e flessione soltanto negli istanti finali.

### 6.3 VERIFICA DELLA CONTROLLABILITÀ DELLA STABILITÀ

A fronte di quanto detto finora per eseguire la verifica della controllabilità della stabilità bisogna accertarsi che la linea di carico sia davanti al CIR per quasi tutta la fase di appoggio, dall'istante iniziale di *heel contact*, e che sia dietro al CIR nella fase finale e in *push off*. Soltanto così ci sarà prima estensione e poi flessione per quanto spiegato nel capitolo 5.

A questo punto è sorto il problema di studiare la posizione relativa tra CIR e linea di carico durante tutta la fase di appoggio per una protesi di arto inferiore. Per simulare il cammino dell'amputato con protesi di arto inferiore si è utilizzato il modello di figura 4.1. Come detto prima non si hanno a disposizione, per ovvi motivi (cioè a causa della mancanza dell'arto), i valori degli angoli medi che individuano la posizione dell'arto di un amputato. Perciò

per quanto detto nel paragrafo 6.2 si è supposto che l'arto fosse in completa estensione, in battuta contro un riscontro, per tutta la fase di appoggio, e quindi per i valori dei gradi di libertà del suddetto modello si è supposto che:

- tutta la fase di appoggio fosse compiuta con l'arto completamente esteso (cioè che l'angolo di ginocchio fosse sempre uguale a zero)
- che l'angolo d'anca dell'amputato in questione passasse da un valore medio di  $15^\circ$  a un valore di  $-15^\circ$  in maniera lineare da 0% a 62% del ciclo di cammino
- che la protesi di piede mantenesse un valore dell'angolo di caviglia uguale a  $90^\circ$  in tutta la stance phase.

Con tali valori si sono poi ricavati i gdl del modello di figura 4.1 con le formule (4.21) sia per il caso del quadrilatero semplice che di quello incrociato. Durante la simulazione del movimento di questo modello di arto inferiore si sono ricavate le coordinate dei CIR femore-tibia per i due quadrilateri. Mandando in esecuzione il file Matlab "MOVIMENTOCIR2" è possibile visualizzare la simulazione del movimento del modello e del CIR nelle diverse percentuali della fase di appoggio per il quadrilatero semplice (figura 6.2A, B e C) e per quello incrociato (figura 6.3A, B e C).

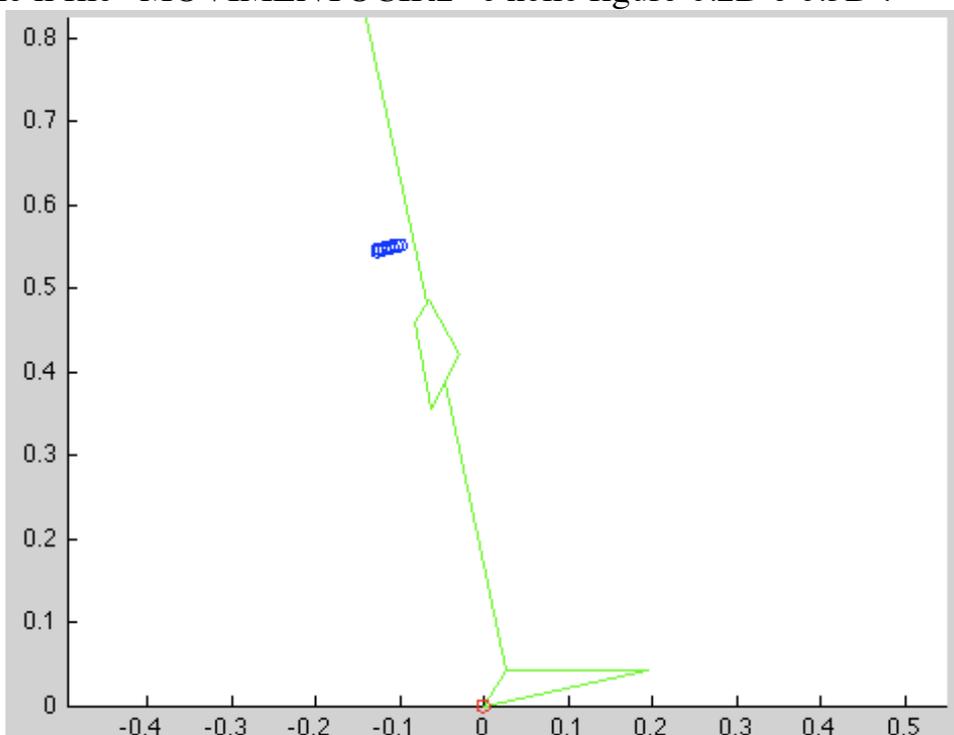
Nel dettaglio viene messa in evidenza lo spostamento della forza P, che il terreno esercita sul piede, lungo la suola del piede, a partire dal tallone per finire all'avanpiede. Il punto di applicazione della forza P nei diversi istanti della fase di appoggio è messo in evidenza da un pallino rosso (come visibile nelle figure 6.2 A, B e C per il quadrilatero semplice e 6.3 A, B e C per il quadrilatero incrociato). Analizzando l'andamento dell'angolo  $\vartheta_5$  di figura 4.1 in funzione del ciclo di cammino si è scelto di concentrare la forza P nel tallone nella fase che va da 0% a 20% del ciclo di cammino (valori di  $\vartheta_5$  positivi), poi la forza si sposta con una funzione lineare dal tallone all'avanpiede dal 20% al 43% del ciclo di cammino (valori di  $\vartheta_5$  circa nulli), ed infine dal 43% al 62% resta concentrata nell'avanpiede (valori di  $\vartheta_5$  negativi). Infatti per valori di  $\vartheta_5$  positivi il piede appoggia sul tallone, per valori negativi appoggia sull'avanpiede e per valori circa nulli c'è la fase di spostamento del punto di applicazione della forza dal tallone all'avanpiede, come visibile in figura 6.2 e 6.3 A, B e C. Si introduce inoltre una semplificazione in quanto per avanpiede si assume la parte terminale del piede escluse le falangi delle dita, come visibile in figura 4.1, per fare in modo di concentrare la forza in un solo punto dal 43% al 62% del ciclo di cammino.

Poi si è supposto anche il possibile movimento nella fase di volo con protesi di arto inferiore, ricordando che in tale fase l'arto deve essere flessa per evitare che il piede strisci sul suolo, con le seguenti ipotesi:

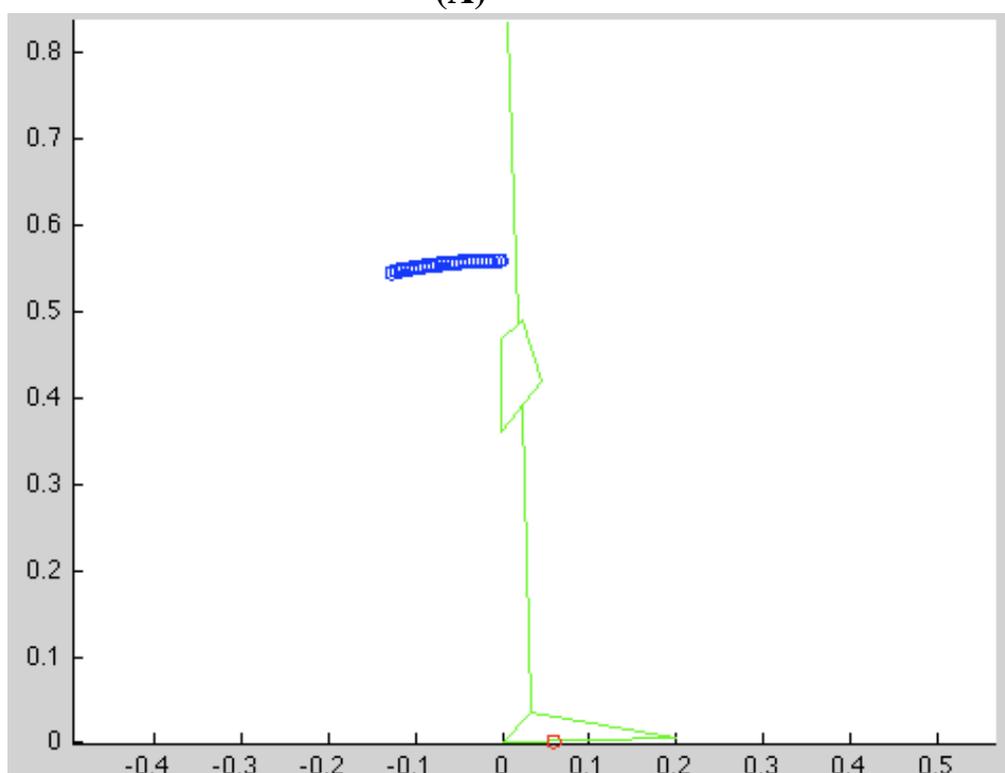
- l'angolo di ginocchio assume valori di piega che vanno da  $0^\circ$  nel 62% del ciclo, a  $30^\circ$  nell'81% del ciclo e di nuovo a  $0^\circ$  nel 100% del ciclo per riniziare la successiva fase di appoggio con arto in estensione completa. L'angolo di ginocchio è stato interpolato nei suddetti valori con una spline in Matlab;

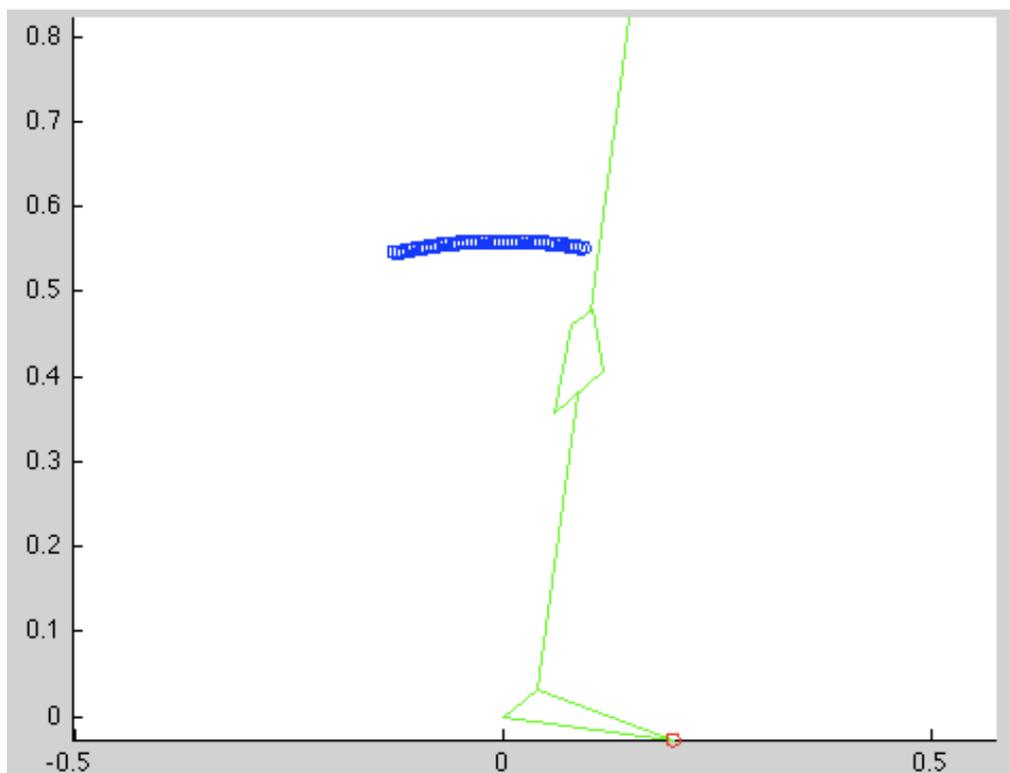
- che l'angolo d'anca dell'amputato in questione passa da un valore medio di  $-15^\circ$  a un valore di  $15^\circ$  in maniera lineare da 62% a 100% del ciclo di cammino;
- che la protesi di piede mantenesse un valore di ANKLE ANGLE uguale a  $90^\circ$  in tutta la fase di volo.

Il movimento ottenuto nella fase di volo è visualizzabile mandando in esecuzione il file "MOVIMENTOCIR2" e nelle figure 6.2D e 6.3D .

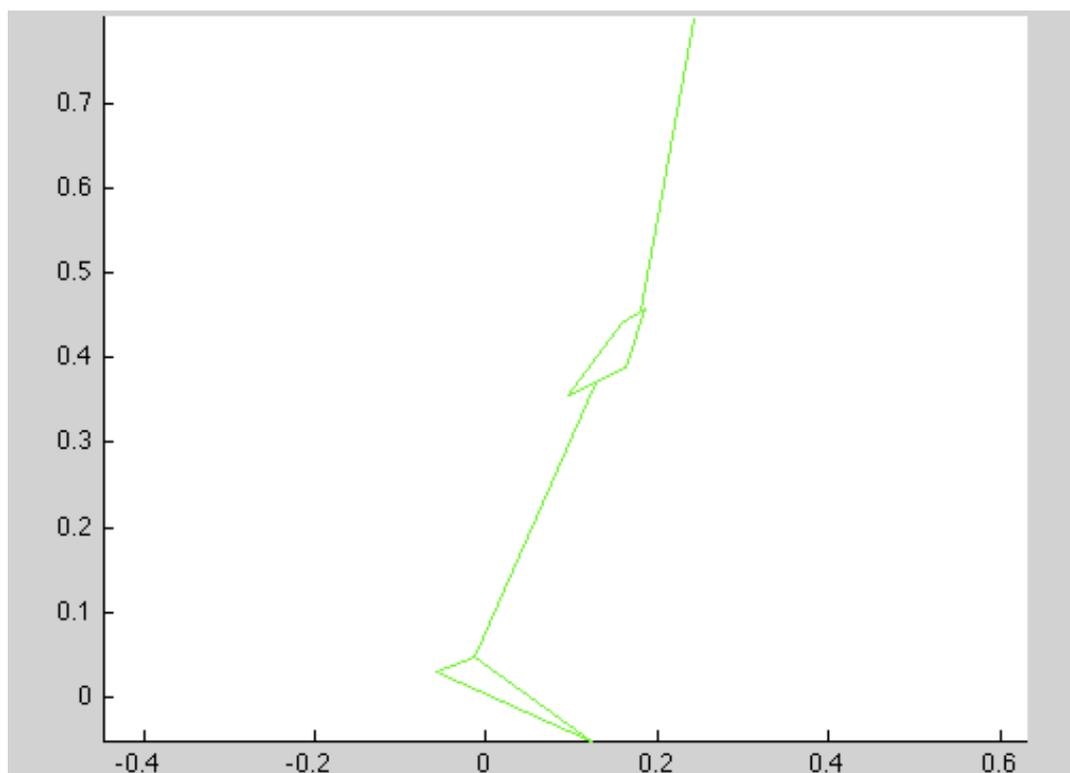


(A)



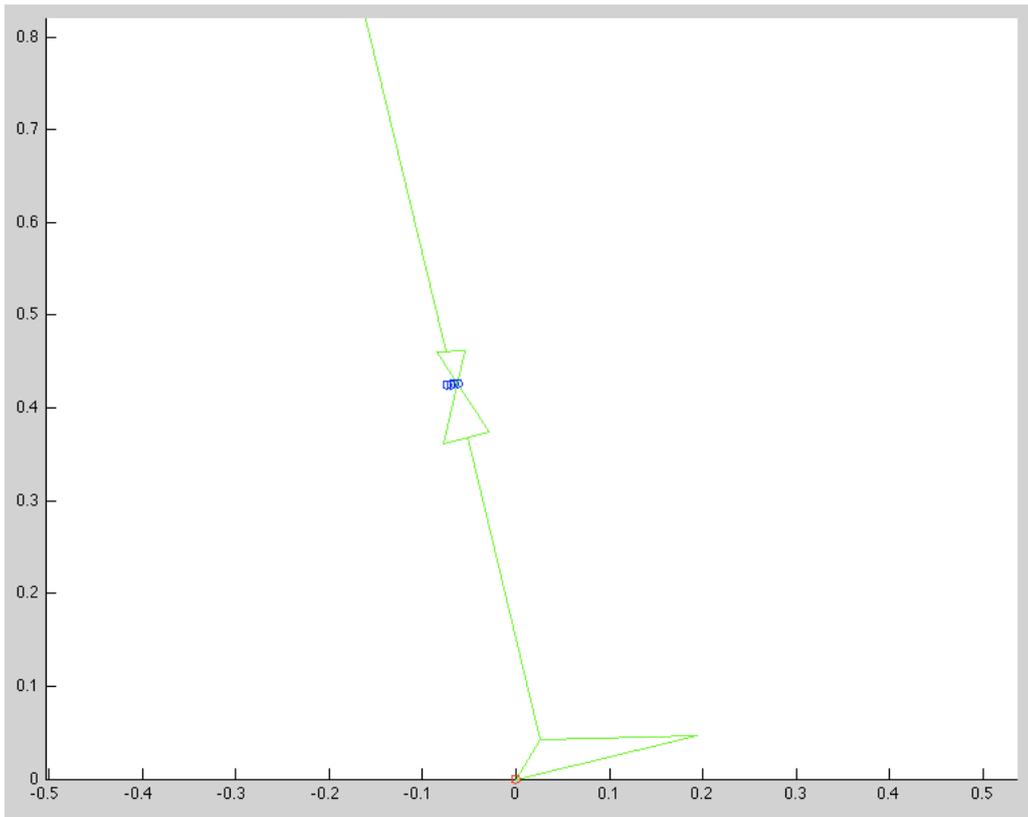


(C)

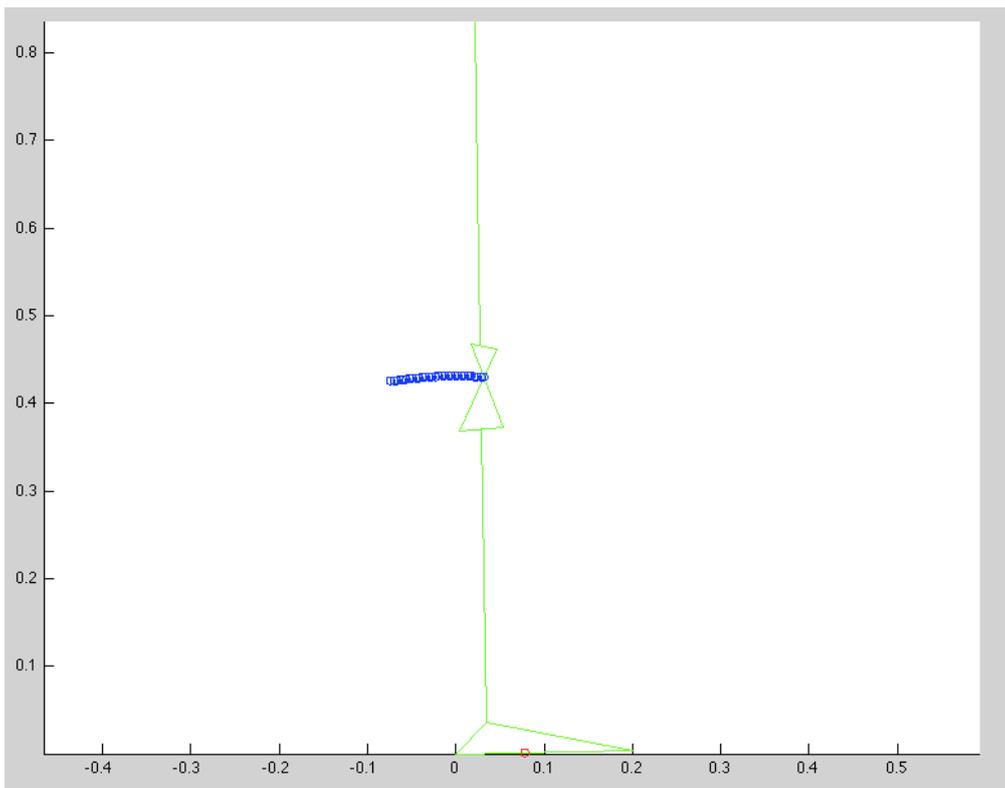


(D)

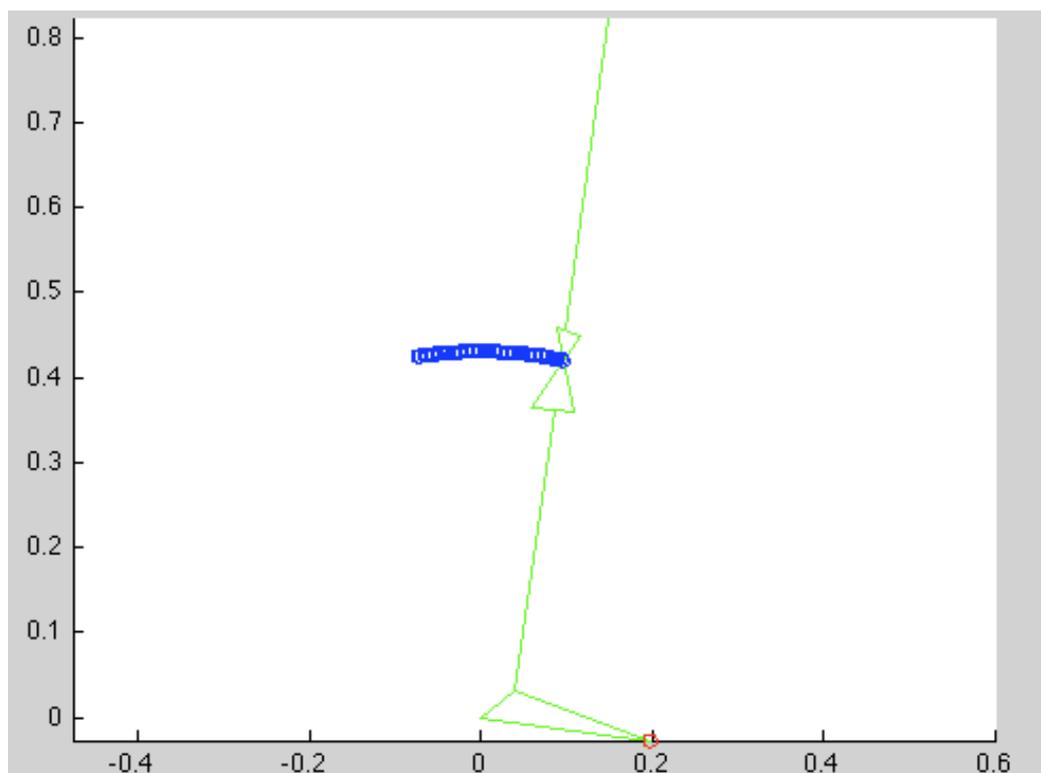
**Figura 6.2:** simulazione del movimento del modello di protesi con quadrilatero articolato semplice



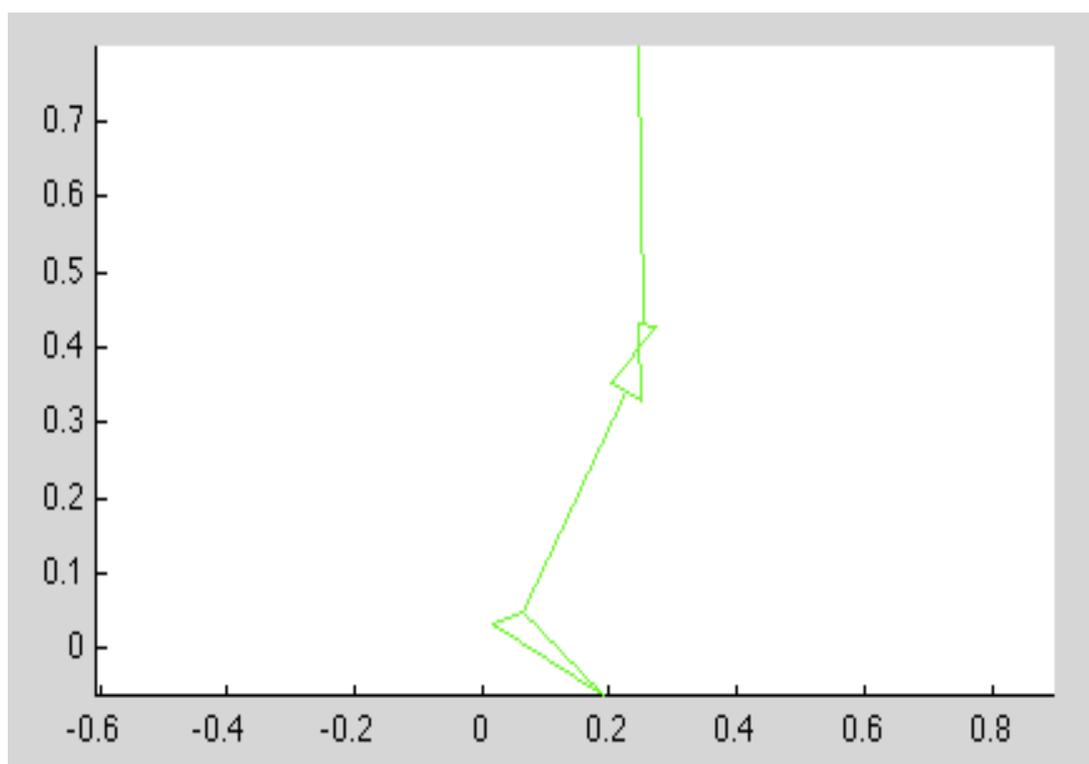
(A)



(B)



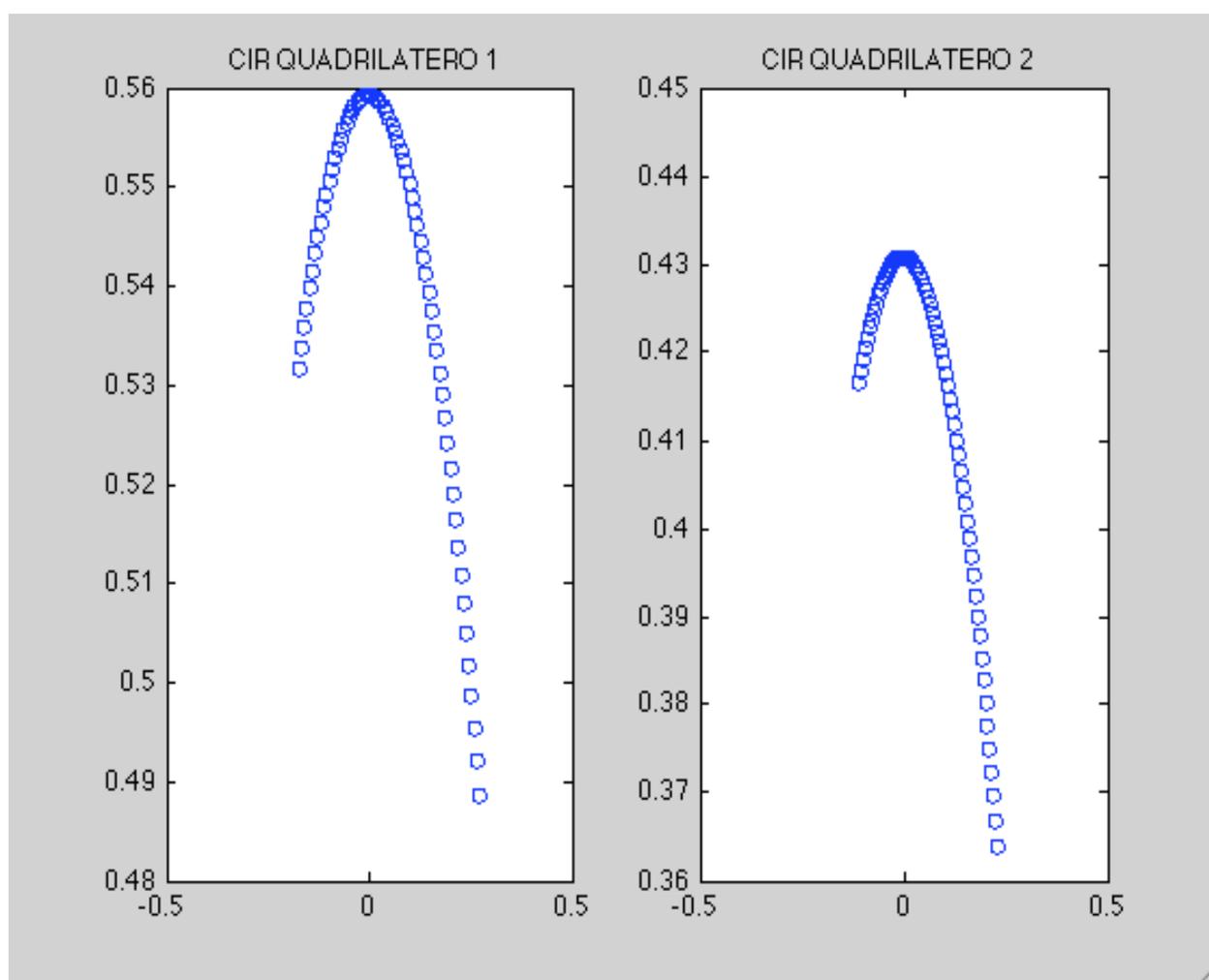
(C)



(D)

**Figura 6.3** : simulazione del movimento del modello di protesi con quadrilatero articolato incrociato

Poi con lo scopo di stabilire quando la retta di carico fosse davanti o dietro al CIR nella fase di appoggio si è implementato in Matlab il file “CONTROLLABILITA”. Considerando il movimento della protesi come descritto all’inizio del paragrafo e come visualizzabile dal file “MOVIMENTOCIR2”, si è graficata la polare dei CIR, già vista nelle figure 6.2 e 6.3, per la protesi con quadrilatero semplice e incrociato (figure 6.4A e 6.4B). Si è poi considerato il fatto che la forza P non assume la stessa angolazione (valore dell’angolo  $\alpha$ ) del cammino naturale e ovviamente anche su tale angolo non si hanno dati come nei casi precedenti. Si è perciò considerata, in maniera approssimativa, la forza P sempre verticale. Si è poi ricavato il diagramma di controllo della stabilità per i due quadrilateri e le due rette di carico, di *heel contact* e di *push off*, sono state riportate sull’arto nella posizione di allineamento.



(A)

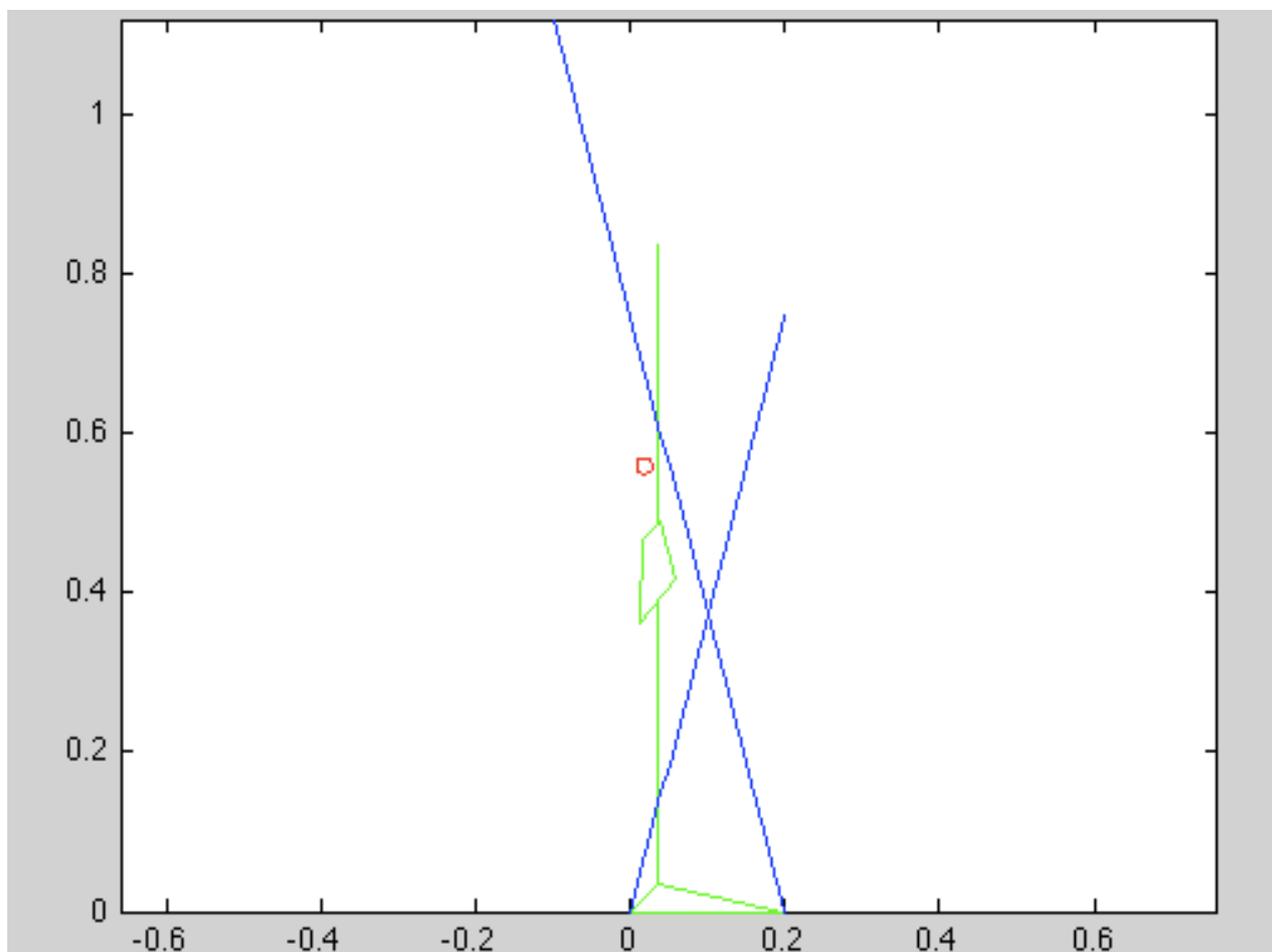
(B)

**Figura 6.4:** polare dei CIR nel movimento visualizzato nel file “MOVIMENTOCIR2” per la protesi con quadrilatero articolato semplice (A) e incrociato (B)

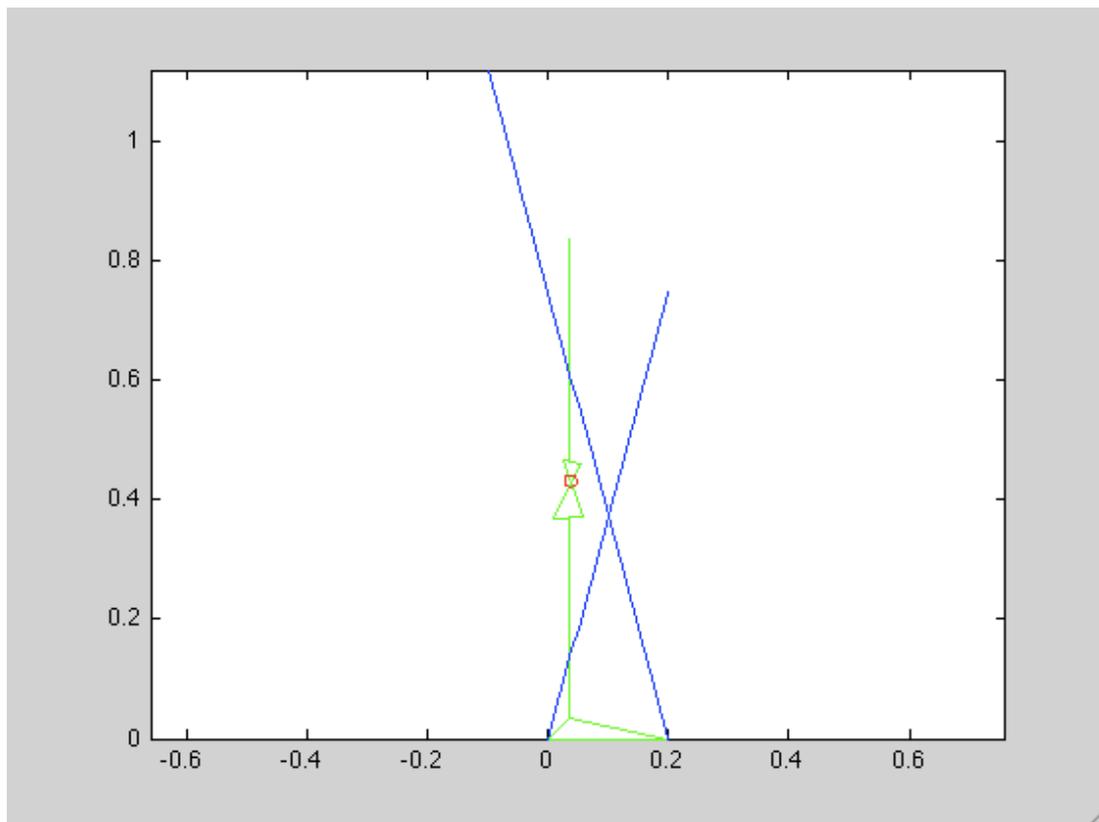
Per fare ciò bisogna considerare che la protesi di arto inferiore, nella simulazione del cammino nella fase di appoggio, è ruotata intorno alla coppia rotoidale di caviglia, rispetto alla posizione di allineamento di figura 6.5, di  $15^\circ$  in senso antiorario in *heel contact* ed è ruotata, intorno alla coppia rotoidale di avanpiede, di  $15^\circ$  in senso orario in *push off*. Questo accade perché, come detto prima, l'arto è considerato sempre in completa estensione e l'angolo d'anca assume valori che vanno da  $15^\circ$  in 0% (*heel contact*) del ciclo di cammino a  $-15^\circ$  in 62% (*push off*) del ciclo di cammino.

In figura 6.5A e 6.5B si vede che, nel caso dell'amputato preso in considerazione, le protesi sono ambedue inadatte perché non è verificata neanche la condizione di possibilità di controllo della stabilità. Bisognerebbe quindi impiegare una protesi con quadrilatero semplice con CIR femore-tibia più elevato.

Si prende in considerazione allora un amputato con maggiore capacità muscolare il cui angolo d'anca passa da un valore di  $20^\circ$  a  $-25^\circ$  e con le stesse considerazioni di prima si traccia il diagramma di controllo della stabilità (rette blu) in figura 6.6A e 6.6B per i due quadrilateri.

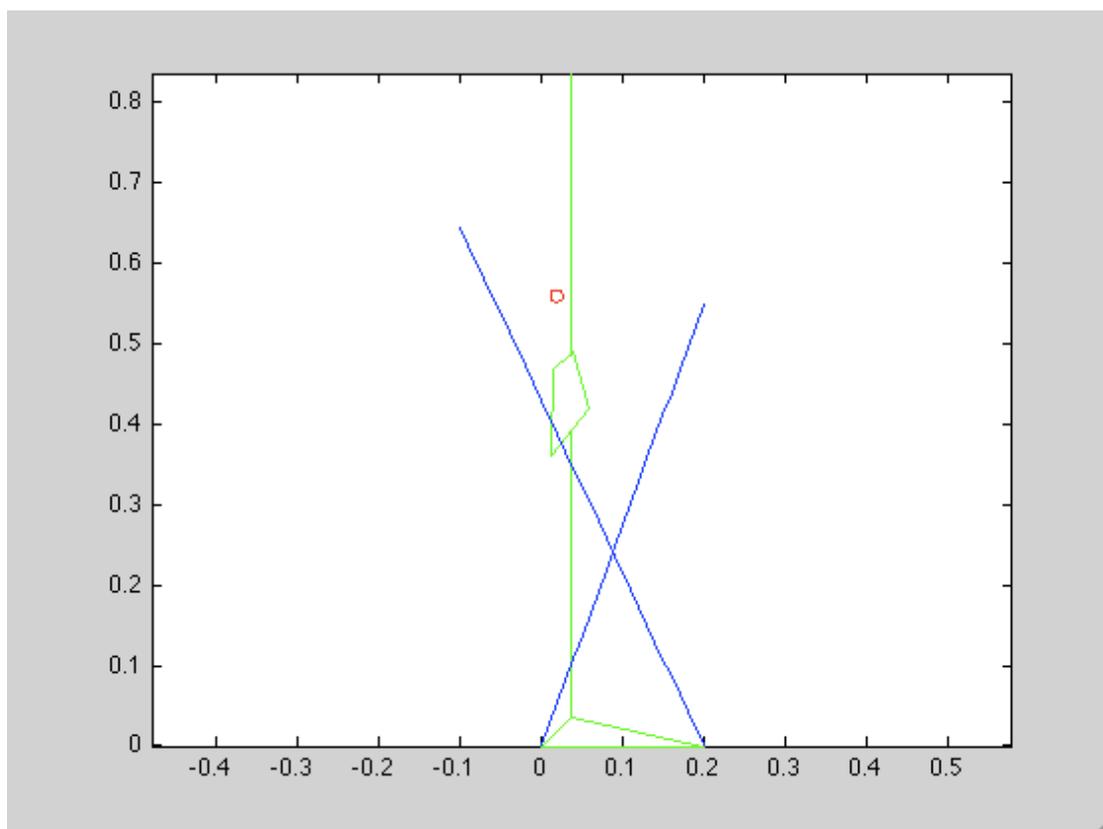


(A)

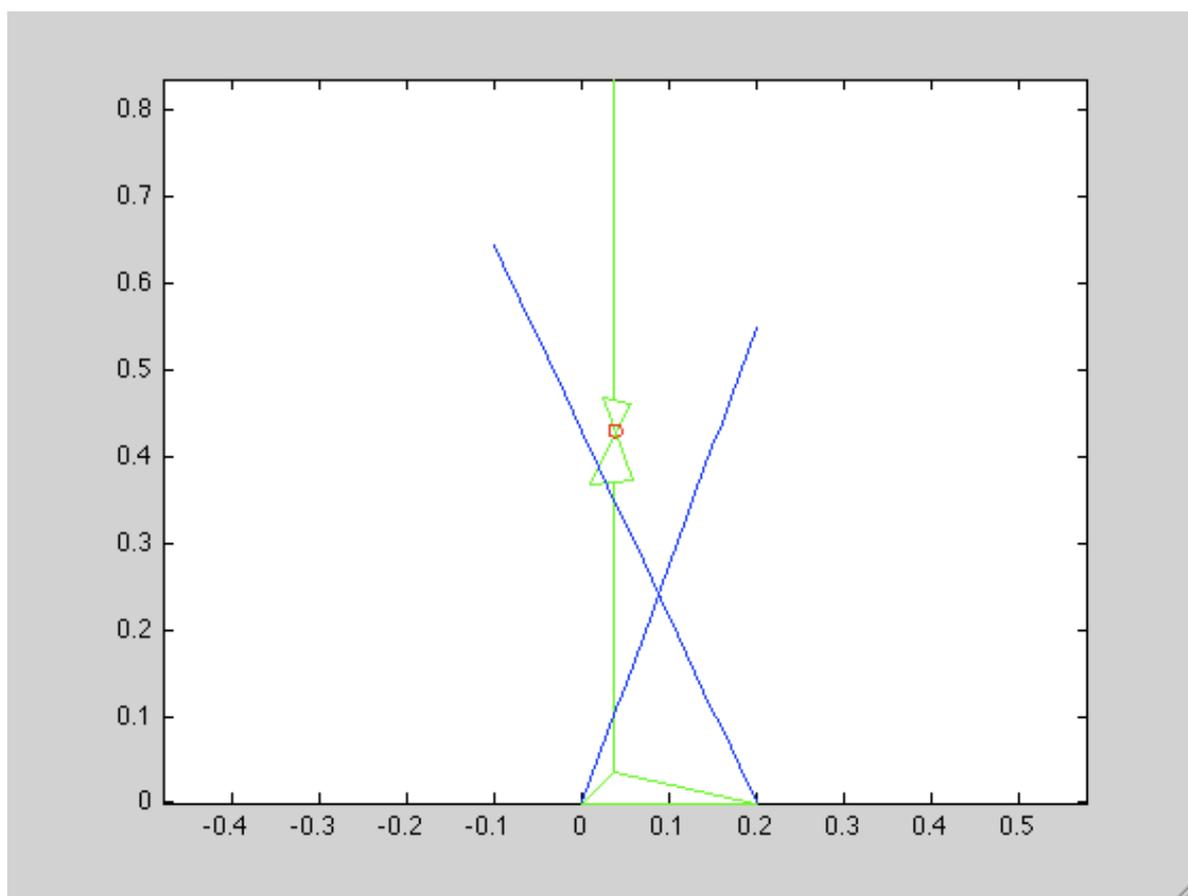


(B)

*Figura 6.5: diagramma di controllo della stabilità per i due quadrilateri*



(A)

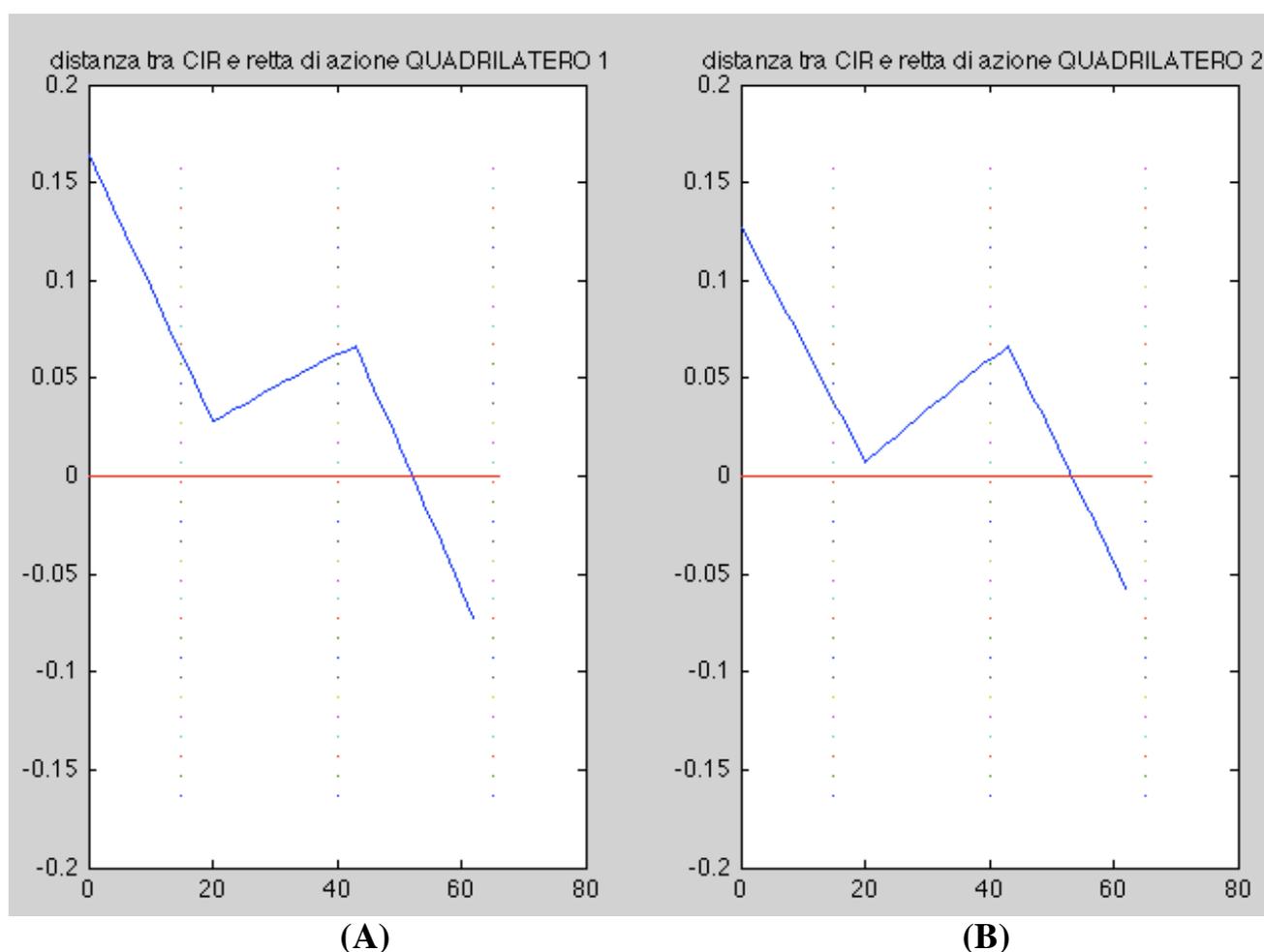


(B)

**Figura 6.6:** diagramma di controllo della stabilità (rette blu) per i due quadrilateri

Infine per vedere in quali istanti la retta d'azione fosse dietro o davanti al CIR si è calcolata la distanza tra l'ascissa del punto della retta d'azione che ha la stessa ordinata del CIR e l'ascissa del CIR. Tale distanza è da considerarsi positiva se la retta d'azione è davanti al CIR e negativa se dietro rispetto al senso di marcia assunto da sinistra verso destra. Il risultato è quello di figura 6.7A per il quadrilatero semplice e 6.7B per quello incrociato. Si vede che il risultato è accettabile perché si ha estensione da 0% a 55% circa del ciclo di cammino (la retta d'azione è davanti al CIR) e flessione dal 55% circa al 62% del ciclo di cammino (la retta d'azione è dietro al CIR). Quindi come desiderato per la condizione di controllabilità della stabilità si ha estensione in quasi tutta la fase di appoggio e flessione solo negli istanti finali. E' ovvio che variando la geometria dei quadrilateri articolati si può migliorare la verifica di questa condizione. Anche da questo punto di vista risulta svantaggiato il quadrilatero incrociato perché a causa dell'ordinata dei suoi CIR più bassa di quelli del quadrilatero semplice obbliga l'amputato a dover compiere momenti d'anca maggiori in ogni istante della fase di appoggio per ottenere l'equilibrio della protesi come già ampiamente spiegato nel capitolo 5.

Inoltre nel caso del quadrilatero semplice preso in considerazione in questo progetto i CIR hanno ordinate molto basse rispetto a quelle che si potrebbero ottenere variando leggermente la geometria delle aste che lo compongono, quindi la differenza di dimensioni tra le aree  $S$  ed  $S'$  dei due quadrilateri è poco apprezzabile. Quindi con il quadrilatero semplice, come spiegato nel capitolo 5, modificando la dimensione delle aste di cui è composto il caso preso in considerazione si innalza in maniera considerevole l'ordinata dei CIR e si ottengono aree  $S$  molto più strette per permettere anche ai pazienti con ridotte capacità muscolari di utilizzare la protesi. Invece con il quadrilatero incrociato è impossibile, anche modificando la geometria del caso preso in considerazione, innalzare l'ordinata dei CIR e di conseguenza il suo utilizzo è limitato a pazienti con elevata capacità muscolare residua o alle protesi con sistemi di controllo attivi.



**Figura 6.7:** distanza espressa in metri tra CIR e retta di carico prendendo in considerazione le rette di carico del diagramma di controllabilità della stabilità (area  $S'$ ) per il quadrilatero articolato semplice (A) e incrociato (B)

Si conclude il discorso del controllo della stabilità facendo notare che per un controllo ottimale è necessario verificare ambedue le condizioni, quella di possibilità di controllo della stabilità prima e quella di controllabilità della stabilità poi. Anche se verificando la seconda condizione è implicito che sia verificata la prima vanno considerate separatamente. Infatti la prima condizione è “oggettiva” nel senso che si sono stabilite le condizioni limite di verifica, mentre la seconda è altamente “soggettiva” nel senso che non ci sono condizioni limite di verifica. Infatti non esiste una condizione di controllabilità della stabilità ottimale poiché è nelle capacità muscolari residue, ma anche nel gusto del paziente, stabilire quando all’interno della fase finale della fase di appoggio iniziare la flessione, o se iniziare la fase di appoggio con l’arto completamente esteso o leggermente flesso. Cioè, come verrà spiegato nel paragrafo 6.3, esistono tra gli amputati “stili” di cammino diversi. Taluni preferiscono e riescono a sviluppare uno stile più aggressivo e somigliante al cammino naturale (quindi con arto leggermente flesso in *heel contact* e inizio della fase di flessione con un certo anticipo rispetto all’istante di *push off*), mentre altri preferiscono conservare una sensazione di stabilità e sicurezza in tutta la fase di appoggio (eseguono cioè tutta la fase di appoggio con l’arto completamente esteso con tibia e femore premuti su un riscontro).

Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab negli m-file “MOVIMENTOCIR2” e “CONTROLLABILITA” che vengono analizzati nell’Appendice al paragrafo 6.3.

## 6.4 DIVERSE TIPOLOGIE DI PROTESI CON QUADRILATERO ARTICOLATO SEMPLICE

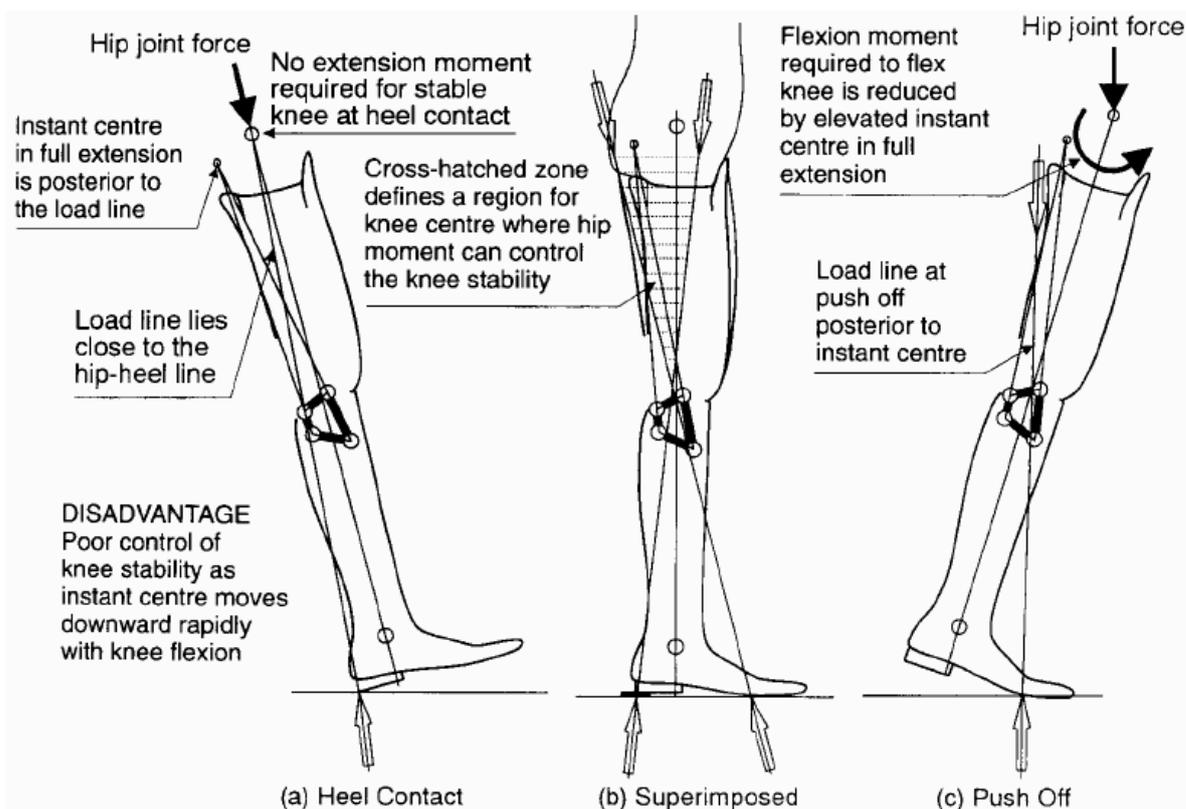
Alla luce di quanto detto finora sono presenti in letteratura [8] distinzioni tra tipologie di protesi di arto inferiore con diversi quadrilateri articolati semplici fatte in base alle diverse condizioni di possibilità di controllo della stabilità e controllabilità della stabilità. Si considereranno in particolare tre modelli tipici:

- quadrilatero articolato con posizione del CIR elevata
- quadrilatero articolato iperstabilizzato
- quadrilatero articolato per protesi a controllo volontario.

In figura 6.8 è rappresentata una protesi costituita da un quadrilatero articolato con una posizione elevata del centro di istantanea rotazione femore-tibia. Il meccanismo possiede un'asta anteriore piuttosto lunga, mentre un'asta posteriore corta, da cui deriva la posizione del CIR elevata. È una protesi adatta ad amputati con scarsa capacità muscolare, in particolare la posizione del CIR nella fase di contatto del tacco (figura 6.8a) permette di ottenere la stabilità della protesi senza richiedere un momento d'anca, in quanto il ginocchio è forzato in completa estensione e il CIR è in posizione talmente elevata e arretrata rispetto all'anca che la retta di carico può passare nell'anca e di conseguenza l'amputato non deve generare nessun momento  $M_h$ . Nella fase di rilascio del piede dal suolo (figura 6.9c) la linea di carico può essere spostata facilmente attraverso un momento dell'anca esercitato dall'amputato; tale momento, grazie ad una posizione elevata del centro di istantanea rotazione femore-tibia, ha un'intensità ridotta. Tuttavia in questa tipologia di protesi la posizione del CIR è molto sensibile a piccole variazioni dell'angolo di flessione nella condizione di completa estensione.

Un meccanismo simile al quadrilatero articolato con il centro di istantanea rotazione femore-tibia elevato è il quadrilatero articolato iper-stabilizzato. In figura 6.9 è visibile il diagramma di stabilità di tale protesi.

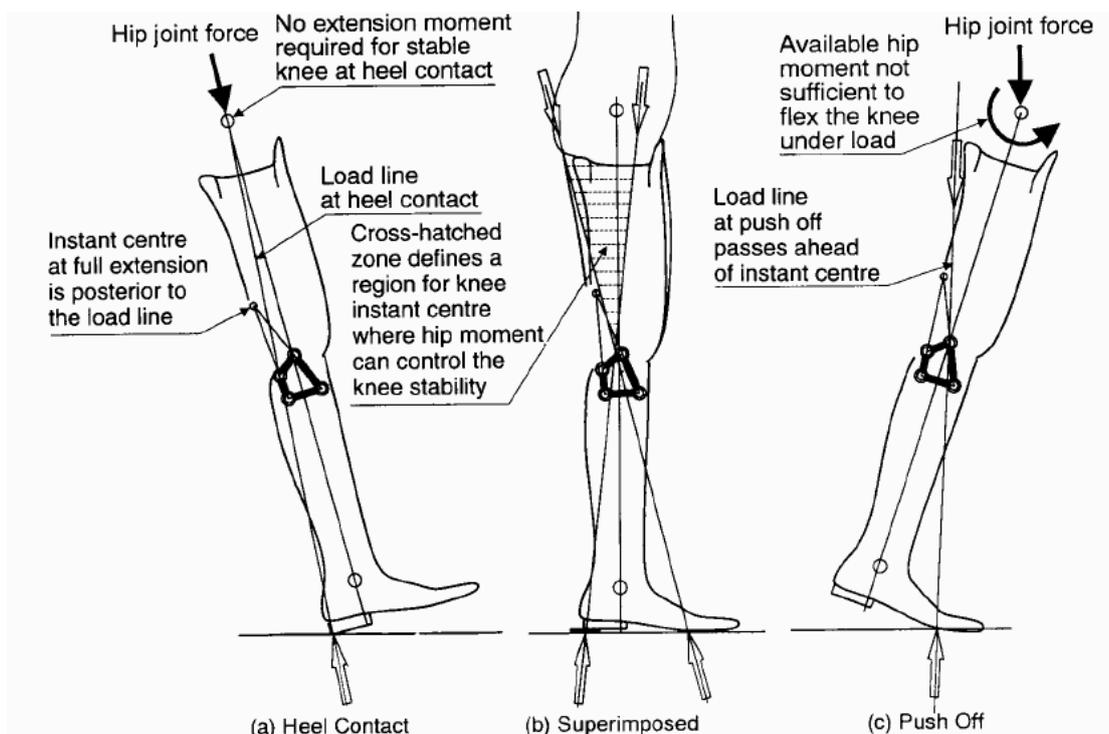
Come nel caso precedente, anche in questo caso il comportamento può cambiare drammaticamente a seguito di piccole variazioni di dimensioni. Per questo meccanismo è stata progettata la stabilità al contatto del tacco (figura 6.9a) posizionando il centro di istantanea rotazione femore-tibia posteriormente alla linea di carico. Il termine iperstabilizzato si riferisce al fatto che, al contatto del tacco, non è richiesto un momento dell'anca (figura 6.9a), ed al rilascio del piede da terra la flessione non può iniziare finché si ha il sostegno del carico, infatti il CIR è collocato dietro la linea di carico. Anche questa tipologia di protesi è adatta ad amputati con muscoli d'anca poco attivi e per pazienti che desiderano un bloccaggio completo durante la fase di sostegno del peso. Sicuramente questa protesi può causare dei disagi agli amputati con una notevole attività dei muscoli del moncone, in quanto non è possibile un controllo volontario della flessione della protesi nella fase di sostegno del carico.



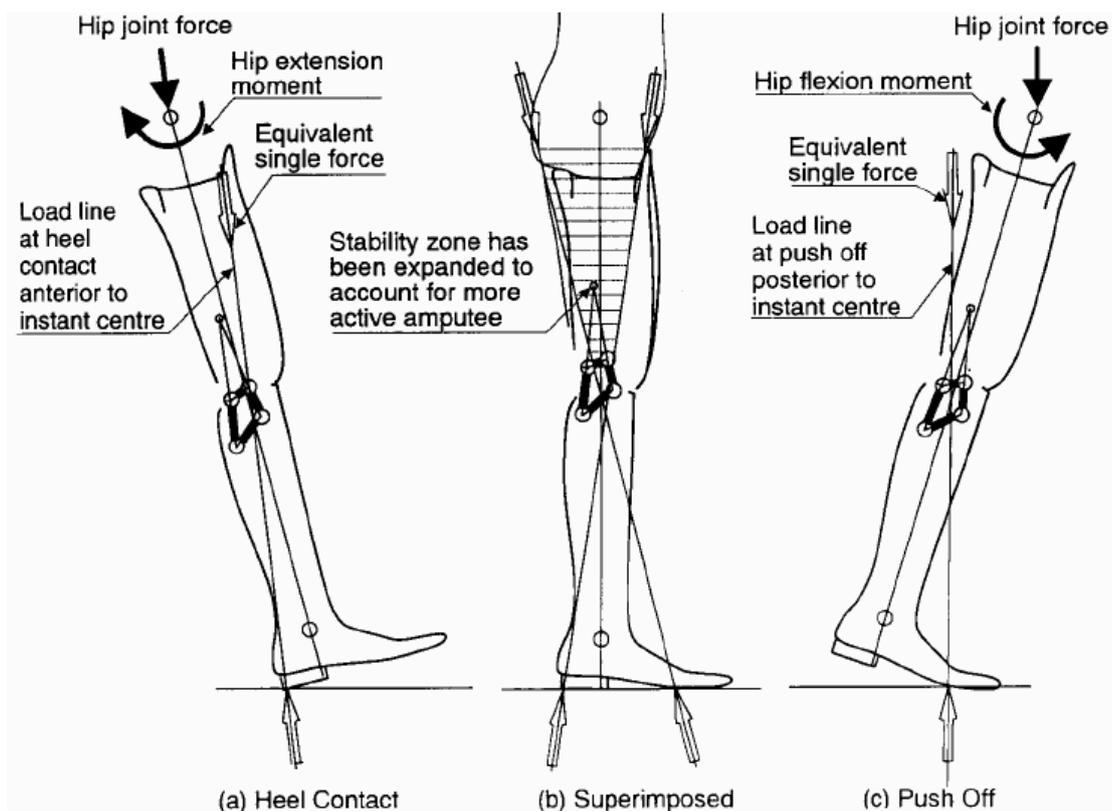
**Figura 6.8:** diagramma di controllo della stabilità per una protesi con quadrilatero semplice con CIR elevato

Nell'ambito del controllo volontario si può esaminare la protesi rappresentata in figura 6.10, in cui il centro di istantanea rotazione femore-tibia cade all'interno della zona di controllo volontario (figura 6.10b) sia nella fase di contatto del tacco che nella fase di rilascio del piede dal suolo. A differenza delle due classi precedentemente descritte (quadrilatero articolato con CIR elevato e quadrilatero articolato iperstabilizzato), la posizione iniziale del centro di istantanea rotazione femore-tibia non è molto elevata: circa 100 mm al di sopra della coppia cinematica di riferimento e posteriore di circa 6 mm alla linea di riferimento. Tale posizione permette di ottenere un moto del CIR sia di molto anteriore che di molto posteriore alla linea di riferimento rispetto ai due casi precedenti, consentendo di iniziare la fase di appoggio con l'arto leggermente flesso ed anticipare la flessione, negli istanti finali della fase di appoggio, rispetto ai casi precedenti.

Quindi il quadrilatero articolato iperstabilizzato è adatto a soggetti con scarsissime capacità muscolari e riabilitative; il quadrilatero articolato con CIR elevato è adatto a pazienti con scarse capacità muscolari ma maggiore fiducia nelle capacità riabilitative; mentre il quadrilatero articolato per protesi con controllo volontario è adatto a soggetti con elevata capacità muscolare residua e che tentano di imitare al meglio il cammino naturale avendo motivazioni di



**Figura 6.9:** diagramma di controllo della stabilità per una protesi con quadrilatero semplice iperstabilizzato



**Figura 6.10:** diagramma di controllo della stabilità per una protesi con quadrilatero semplice a controllo volontario

integrazione nella vita normale maggiori.

In conclusione per valutare il controllo della stabilità bisogna ricavare l'andamento delle forze che il piede di protesi scambia con il terreno e l'andamento dell'angolo d'anca in funzione della percentuale del ciclo di cammino per ogni amputato e solo successivamente può essere assegnata all'amputato la protesi più adatta alle sue caratteristiche. Sperimentalmente è possibile ricavare l'andamento delle forze e dell'angolo d'anca di un amputato eseguendo i rilevamenti con una protesi di geometria qualsiasi bloccata in completa estensione in tutta la fase di appoggio, infatti in caso contrario, cioè di piega dell'arto, il controllo della stabilità sarebbe influenzato dalla geometria della protesi.

# CAPITOLO 7

## PROGETTO DEL DISPOSITIVO DI EQUILIBRIO

### 7.1 INTRODUZIONE

I modelli di protesi di arto inferiore, di figura 4.1 e 4.3, sono privi di un sistema di equilibrio delle forze interne che si scambiano i membri del modello. Fino a questo punto del progetto è stato possibile trascurare il sistema di equilibrio perché si è presa in considerazione soltanto la cinematica del meccanismo ed il sistema di equilibrio ovviamente non influisce su di essa. In questo capitolo, però, si prenderà in esame la statica del meccanismo ed è chiaro che il meccanismo come raffigurato in figura 4.1 e 4.3 non è in grado di equilibrare le forze che si scambiano internamente i membri.

Nel capitolo 3 al fine di distinguere le diverse tipologie di protesi esterne di articolazione di ginocchio si erano considerati tre parametri:

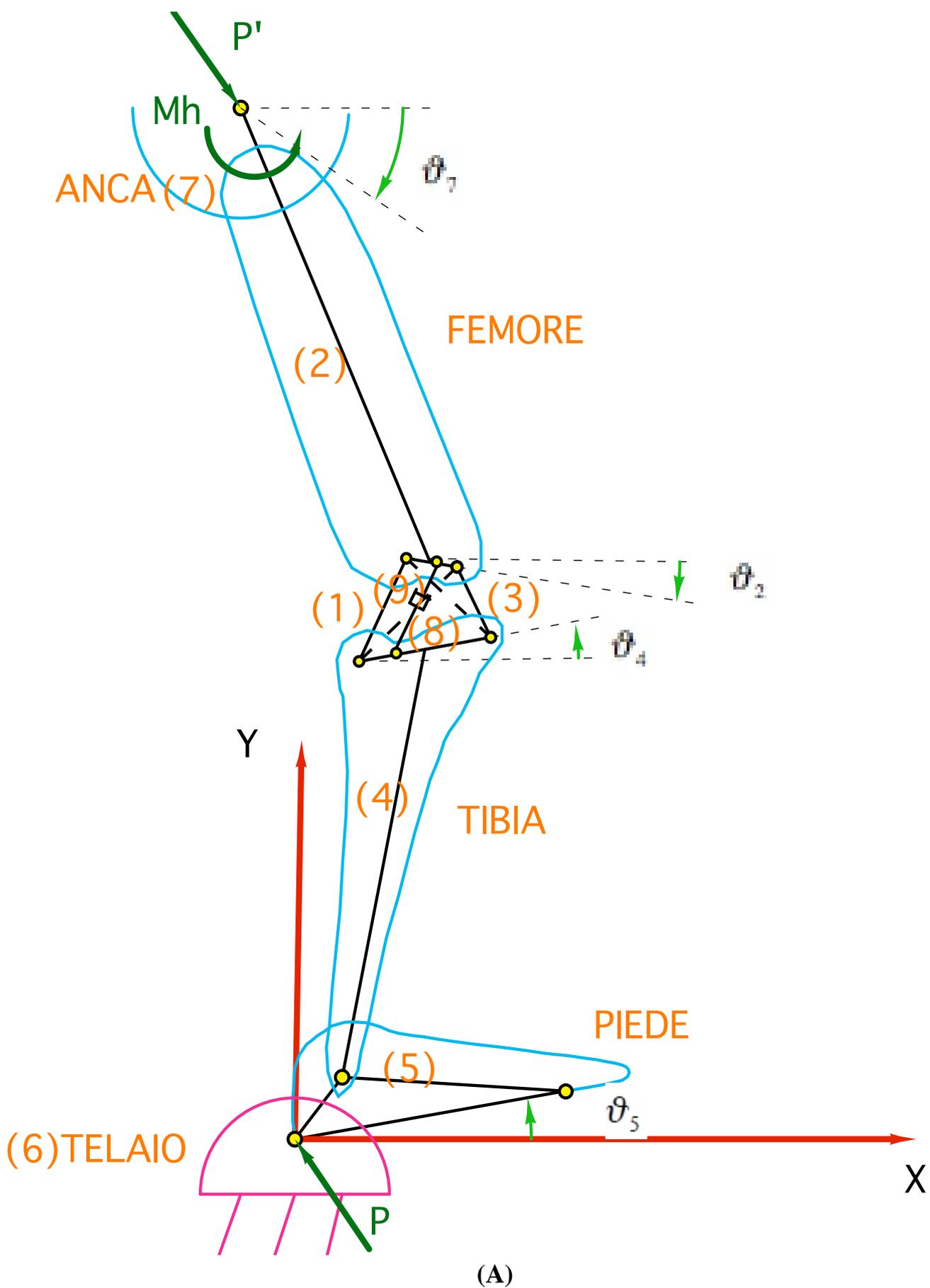
- posizione del CIR (si sono distinti quindi quindi dispositivi a singolo asse di rotazione e policentrici)
- controllo della stabilità (si sono distinti dispositivi attivi e passivi)
- equilibrio (si sono considerate le diverse tipologie di dispositivo dedicate all'equilibrio presenti in commercio).

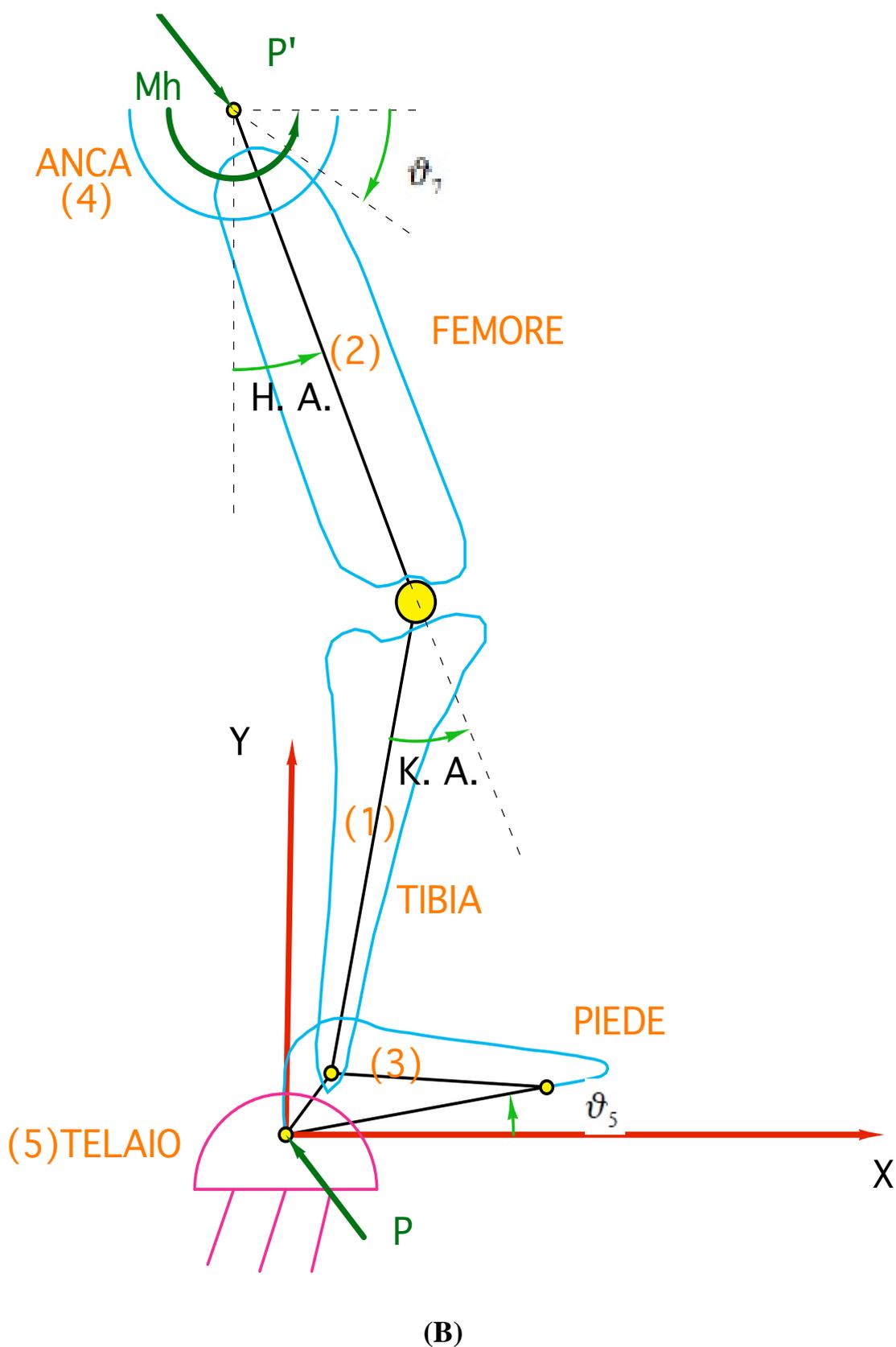
Si era poi detto che si sarebbe concentrata l'attenzione su una protesi con sistema di controllo passivo, policentrica (con meccanismo quadrilatero incrociato) e con sistema di equilibrio pneumatico o idraulico del tipo di figura 3.7. Il sistema di controllo passivo era stato scelto a causa della complessità di progettazione di quello attivo, come spiegato nel capitolo 3; poi si era preferita la tipologia policentrica a quella a singolo asse di rotazione per favorire il controllo della stabilità, come spiegato nei capitoli 5 e 6. Va ora motivata l'ultima scelta, quella del dispositivo di equilibrio.

Il meccanismo a frizione viene scartato perché, come esposto nel capitolo 3, non permette un andamento della camminata fluido ed è soggetto ad usura e continua manutenzione. Rimane quindi il sistema pneumatico o idraulico che può essere eventualmente abbinato ad un sistema a molla con lo scopo di accumulare energia in determinate fasi del cammino e rilasciarla in altre quando necessario. Nei paragrafi successivi verrà analizzato l'andamento, in funzione della percentuale del ciclo di cammino, delle forze scambiate tra i membri interni del meccanismo di protesi di arto inferiore al fine di progettare il dispositivo di equilibrio e poi dimensionare i membri e scegliere il materiale di fabbricazione.

## 7.2 ANALISI DELLE FORZE E DEI MOMENTI NELLA STANCE PHASE

Il modello utilizzato in figura 4.1 nella fase di appoggio rimane valido ma in figura 7.1A, e in maniera più chiara in figura 7.2, viene ora visualizzata l'aggiunta dei membri 8 e 9 che schematizzano in maniera simbolica il dispositivo di equilibrio. Nel paragrafo 7.4 verrà inoltre spiegato perché il dispositivo è disposto tra i membri 2 e 4, cioè tra la tibia e il femore. Tale dispositivo è stato schematizzato, per la semplicità della rappresentazione, come un pistone, ma nella realtà può essere un meccanismo più complesso (ci può essere ad esempio l'aggiunta di una molla o di altri componenti se necessari). I gradi di libertà da assegnare sono gli stessi del modello di figura 4.1, infatti si sono aggiunti due membri, ma anche due coppie rotoidali e quindi il conteggio dei gdl con la formula di Groubler porta allo stesso risultato. Sono state inoltre visualizzate le forze esterne e i momenti esterni che agiscono sul meccanismo: forza  $P$  (forza che il terreno esercita sul piede), forza  $P'$  (forza che l'amputato esercita sul femore, ha modulo e direzione uguali a  $P$ , ma verso opposto) e momento d'anca  $M_h$  (momento esercitato dall'amputato). Affinchè il meccanismo sia in equilibrio ovviamente la somma dei momenti e delle forze esterne deve essere nulla, quindi  $M_h$  ha modulo uguale al modulo della forza  $P$  per il braccio tra le forze  $P$  e  $P'$  e verso opposto al verso del momento generato da  $P$  e  $P'$ . Si è detto nei capitoli precedenti che nella fase di appoggio l'arto è sempre in completa estensione o a limite, nelle protesi per pazienti con elevata capacità muscolare, è leggermente flesso nella fase iniziale e finale della fase di appoggio. Nel caso in cui fosse in completa estensione il dispositivo di equilibrio non entrerebbe in azione perché tibia e femore sarebbero premuti su un riscontro, nel caso in cui fosse leggermente flesso invece ci sarebbe bisogno dell'intervento del dispositivo di equilibrio. Nella trattazione che segue verrà analizzato l'andamento, in funzione della percentuale del ciclo di cammino, delle forze scambiate tra i membri interni del meccanismo di protesi prendendo in considerazione il movimento descritto nel paragrafo 6.3. Si considera quindi per semplicità il caso dell'arto sempre in completa estensione durante la fase di appoggio, e non dovrebbe quindi entrare in azione il dispositivo di equilibrio. Viene però trascurata la presenza del riscontro e viene attribuito il compito dell'equilibrio al dispositivo costituito dai membri 8 e 9 al fine di evitare il collasso della protesi a causa di eventuali distacchi, della tibia e del femore dal riscontro, dovuti alle più svariate cause (come ad esempio errori di progettazione, utilizzo improprio della protesi, vibrazioni e altre impreviste). Inoltre in tal modo viene implementato un codice utilizzabile anche nel caso in cui si considerasse l'arto flesso nella fase iniziale e finale della fase di appoggio o una protesi attiva che possa mimare la fasi di flessione ed estensione naturali. Si prende in considerazione il movimento della protesi descritto nel paragrafo 6.3 e poiché non si conosce

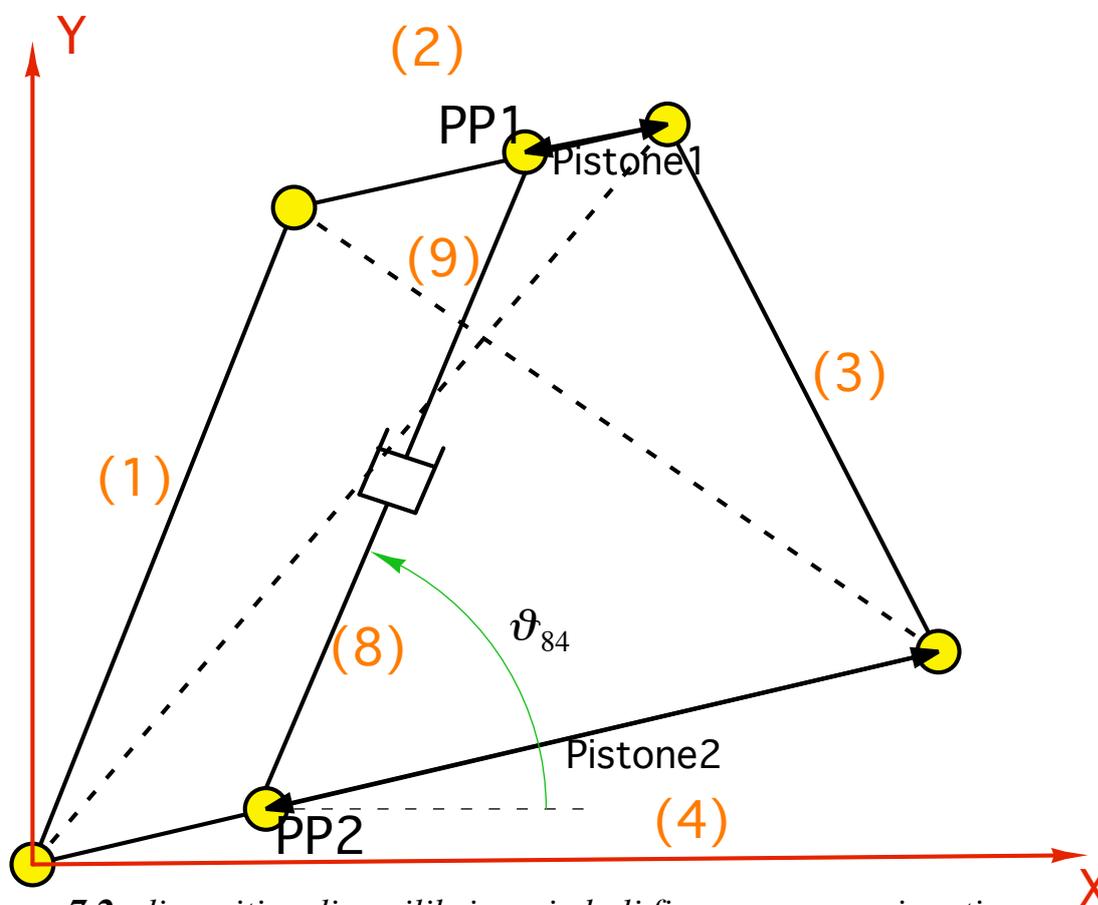




**Figura 7.1:** modelli utilizzati nella fase di appoggio ((B) è modello di arto naturale e (A) è modello di protesi)

l'andamento della forza che il piede di protesi scambia con il terreno, si suppone sempre verticale. Perciò si considera soltanto la componente verticale della forza  $P$  che il terreno esercita sul piede di arto naturale del paragrafo 1.3. Partendo quindi dal membro 5 (piede) e dalla forza  $P$  che il terreno esercita sul piede si procede ad eseguire l'equilibrio di forze e momenti sui membri del meccanismo.

Le forze e i momenti vengono indicati con indice inferiore  $ij$  a significato del fatto che il membro  $i$  esercita quella forza o quel momento sul membro  $j$ . Le forze hanno anche indice inferiore  $x$  o  $y$  per indicare la componente lungo l'asse  $x$  o l'asse  $y$ . I punti sul piano cartesiano che verranno menzionati sono quelli visibili in figura 4.20 e l'indice inferiore  $x$  o  $y$  indica il valore della coordinata sull'asse  $x$  o sull'asse  $y$ . Inoltre da ora in poi si stabilisce la seguente convenzione: le componenti delle forze lungo l'asse  $x$  e l'asse  $y$  hanno segno positivo se orientate come gli assi di figura 7.1 e i momenti hanno verso positivo se sono in senso orario e negativo se antiorario. Inoltre in figura 7.2 sono visibili gli altri simboli usati nel prosieguo e finora non menzionati.



**Figura 7.2:** dispositivo di equilibrio e simboli finora non menzionati

Sono quindi ora chiare quali siano le dimensioni “Pistone1” e “Pistone2” (che servono per individuare la posizione del dispositivo di equilibrio) da inserire

nella funzione “DATIINIZIALI” alle linee di comando 36 e 37 per il quadrilatero articolato semplice ed alle linee di comando 78 e 79 per il quadrilatero articolato incrociato.

### -Equilibrio sul membro 5 (piede):

Equilibrio forze:

$$F_{65x} = P_x$$

$$F_{65y} = P_y$$

$$F_{45x} = -P_x$$

$$F_{45y} = -P_y$$

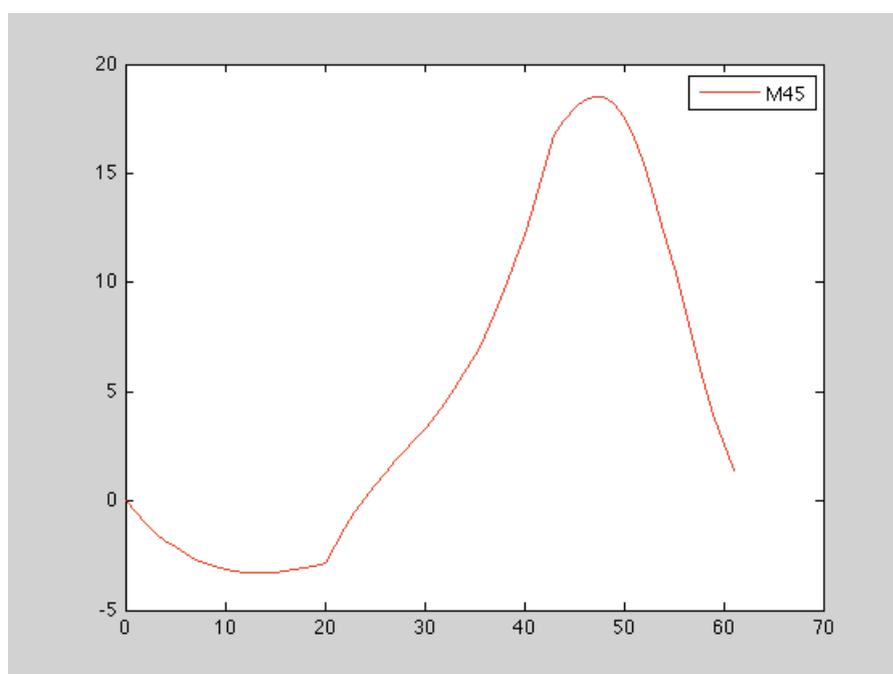
Equilibrio momenti intorno a P32 (si suppone che tra tibia e piede ci sia un meccanismo frizione che scambia un momento tra la tibia e il piede):

$$M_{45} = -P_y \cdot d + P_x \cdot b$$

$$d = P32_x - P11_x$$

$$b = P32_y - P11_y$$

In figura 7.3 è visibile l’andamento, in funzione del ciclo di cammino, del momento che la tibia deve esercitare sul piede (M45). Da ora in poi si precisa che le forze sono espresse in percentuale del peso corporeo (% of BW) e i momenti in percentuale del peso corporeo per metro (%BW\*m).



**Figura 7.3:** M45 espresso in %BW\*m in funzione della percentuale del ciclo di cammino valido per ambedue i quadrilateri

**-Equilibrio sul membro 4 (tibia):**

Equilibrio forze:

$$\begin{aligned}
 F_{34.x} + F_{14.x} + F_{54.x} + F_{84.x} &= 0 \\
 F_{34.y} + F_{14.y} + F_{54.y} + F_{84.y} &= 0 \\
 F_{54.x} &= -F_{45.x} \\
 F_{54.y} &= -F_{45.y} \\
 F_{34.x} &= F_{34} \cdot \cos \vartheta_3 \\
 F_{34.y} &= F_{34} \cdot \sin \vartheta_3 \\
 F_{14.x} &= F_{14} \cdot \cos \vartheta_1 \\
 F_{14.y} &= F_{14} \cdot \sin \vartheta_1 \\
 F_{84.x} &= F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84} \\
 F_{84.y} &= F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84}
 \end{aligned} \tag{7.1}$$

Equilibrio momenti intorno a CIR femore-tibia:

$$\begin{aligned}
 -F_{84.x} \cdot (CIR_y - PP2_y) + F_{84.y} \cdot (CIR_x - PP2_x) - F_{54.x} \cdot (CIR_y - P32_y) + \\
 + F_{54.y} \cdot (CIR_x - P32_x) + M_{54} &= 0 \\
 M_{54} &= -M_{45}
 \end{aligned} \tag{7.2}$$

Le equazioni 7.1 e 7.2 possono essere scritte in maniera più sintetica in 3 equazioni lineari con tre incognite:

$$\begin{aligned}
 F_{14} \cdot \cos \vartheta_1 + F_{34} \cdot \cos \vartheta_3 + F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84} + F_{54.x} &= 0 \\
 F_{14} \cdot \sin \vartheta_1 + F_{34} \cdot \sin \vartheta_3 + F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84} + F_{54.y} &= 0 \\
 -F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84} \cdot (CIR_y - PP2_y) + F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84} \cdot (CIR_x - PP2_x) - F_{54.x} \cdot (CIR_y - P32_y) + \\
 + F_{54.y} \cdot (CIR_x - P32_x) + M_{54} &= 0
 \end{aligned}$$

Le tre incognite sono i moduli delle forze F14, F34 e F84. Bisogna perciò risolvere un sistema lineare di tre equazioni in tre incognite del tipo:

$$\begin{bmatrix} \cos \vartheta_1 & \cos \vartheta_3 & \cos \vartheta_{84} \\ \sin \vartheta_1 & \sin \vartheta_3 & \sin \vartheta_{84} \\ 0 & 0 & -\cos \vartheta_{84} \cdot (CIR_y - PP2_y) + \\ & & + \sin \vartheta_{84} \cdot (CIR_x - PP2_x) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_{14} \\ F_{34} \\ F_{84} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -F_{54x} \\ -F_{54y} \\ F_{54x} \cdot (CIR_y - P32_y) + \\ -F_{54y} \cdot (CIR_x - P32_x) - M_{54} \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

Una volta ricavati i moduli di F14, F34 ed F84 si ricavano le loro componenti lungo l'asse x e l'asse y:

$$F_{34x} = F_{34} \cdot \cos \vartheta_3$$

$$F_{34y} = F_{34} \cdot \sin \vartheta_3$$

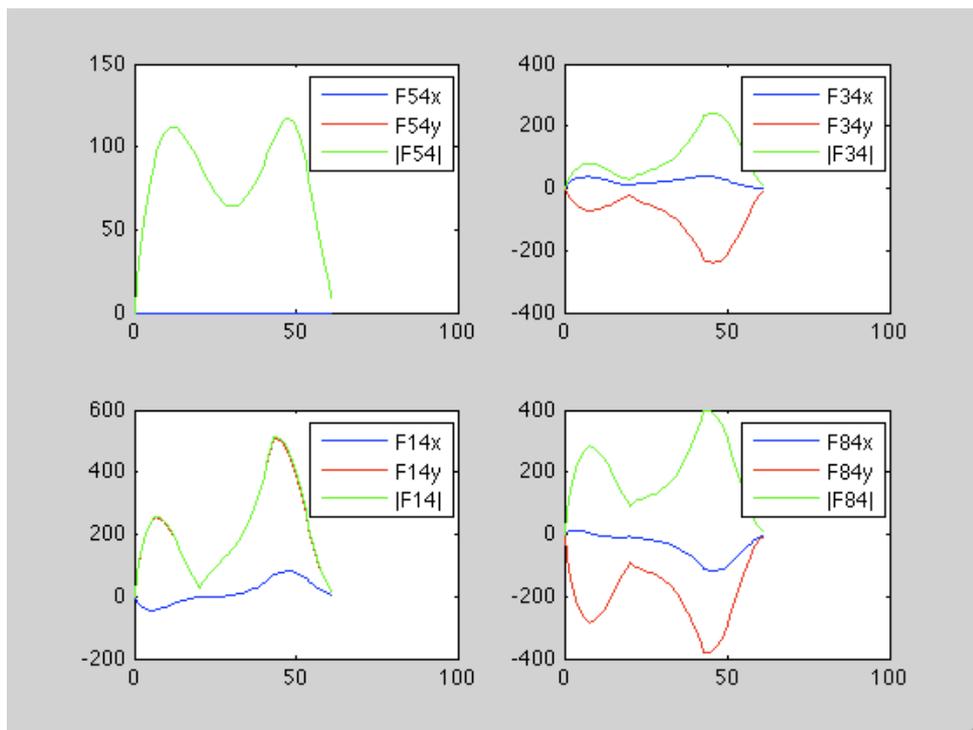
$$F_{14x} = F_{14} \cdot \cos \vartheta_1$$

$$F_{14y} = F_{14} \cdot \sin \vartheta_1$$

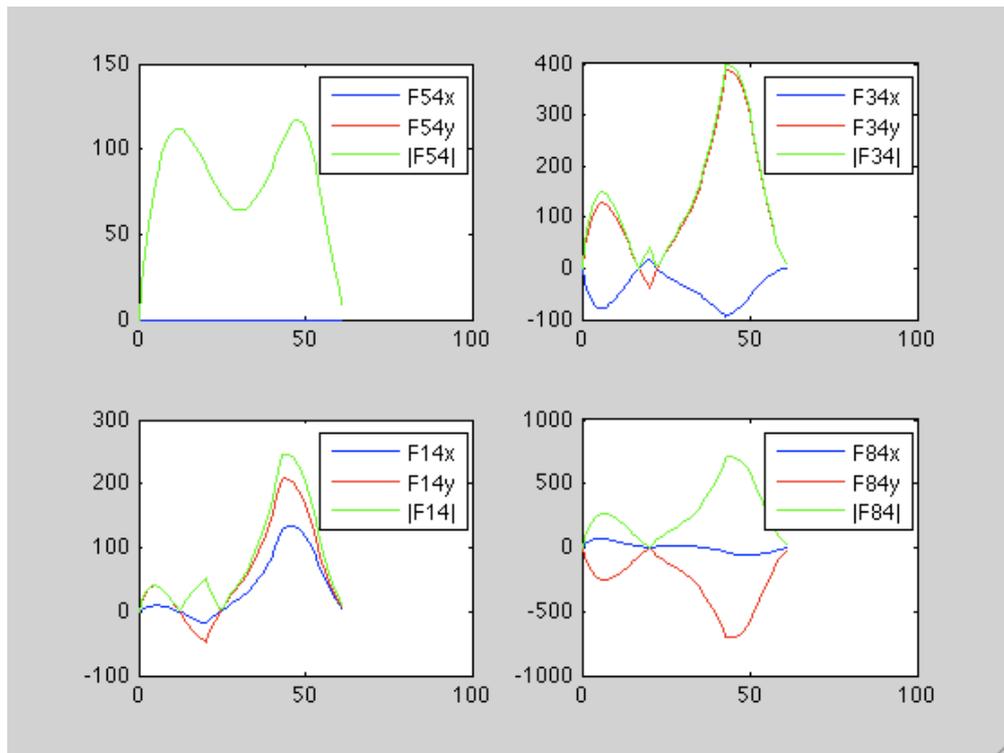
$$F_{84x} = F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84}$$

$$F_{84y} = F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84}$$

Nelle figure 7.4 e 7.5 sono visualizzate le forze esercitate sulla tibia, nelle componenti lungo l'asse x e l'asse y e nel modulo, per il quadrilatero semplice e incrociato rispettivamente.



**Figura 7.4:** Andamento delle forze esercitate sulla tibia nel caso del quadrilatero semplice



*Figura 7.5: Andamento delle forze esercitate sulla tibia nel caso del quadrilatero incrociato*

### **-Equilibrio sul membro 3:**

Equilibrio forze:

$$F_{43x} = -F_{34x}$$

$$F_{43y} = -F_{34y}$$

$$F_{23x} = -F_{43x}$$

$$F_{23y} = -F_{43y}$$

### **-Equilibrio sul membro 1:**

Equilibrio forze:

$$F_{41x} = -F_{14x}$$

$$F_{41y} = -F_{14y}$$

$$F_{21x} = -F_{41x}$$

$$F_{21y} = -F_{41y}$$

**-Equilibrio sul membro 8:**

Equilibrio forze:

$$F_{48x} = -F_{84x}$$

$$F_{48y} = -F_{84y}$$

$$F_{98x} = -F_{48x}$$

$$F_{98y} = -F_{48y}$$

**-Equilibrio sul membro 9:**

Equilibrio forze:

$$F_{89x} = -F_{98x}$$

$$F_{89y} = -F_{98y}$$

$$F_{29x} = -F_{89x}$$

$$F_{29y} = -F_{89y}$$

**-Equilibrio sul membro 2 (femore):**

Equilibrio forze:

$$F_{32x} = -F_{23x}$$

$$F_{32y} = -F_{23y}$$

$$F_{12x} = -F_{21x}$$

$$F_{12y} = -F_{21y}$$

$$F_{92x} = -F_{29x}$$

$$F_{92y} = -F_{29y}$$

$$F_{72x} = -F_{32x} - F_{12x} - F_{92x}$$

$$F_{72y} = -F_{32y} - F_{12y} - F_{92y}$$

Se non si sono commessi errori  $F_{72x}$  ed  $F_{72y}$  devono essere uguali rispettivamente a  $-P_x$  e  $-P_y$ , quindi avendo considerato  $P_x$  nulla risulta  $F_{72x}$  nulla

Equilibrio momenti intorno a P6:

$$d' = P6_x - P7_x$$

$$b' = P6_y - P7_y$$

$$M' = F_{12y} \cdot d' - F_{12x} \cdot b'$$

$$d'' = P6_x - P5_x$$

$$b'' = P6_y - P5_y$$

$$M'' = F_{32y} \cdot d'' - F_{32x} \cdot b''$$

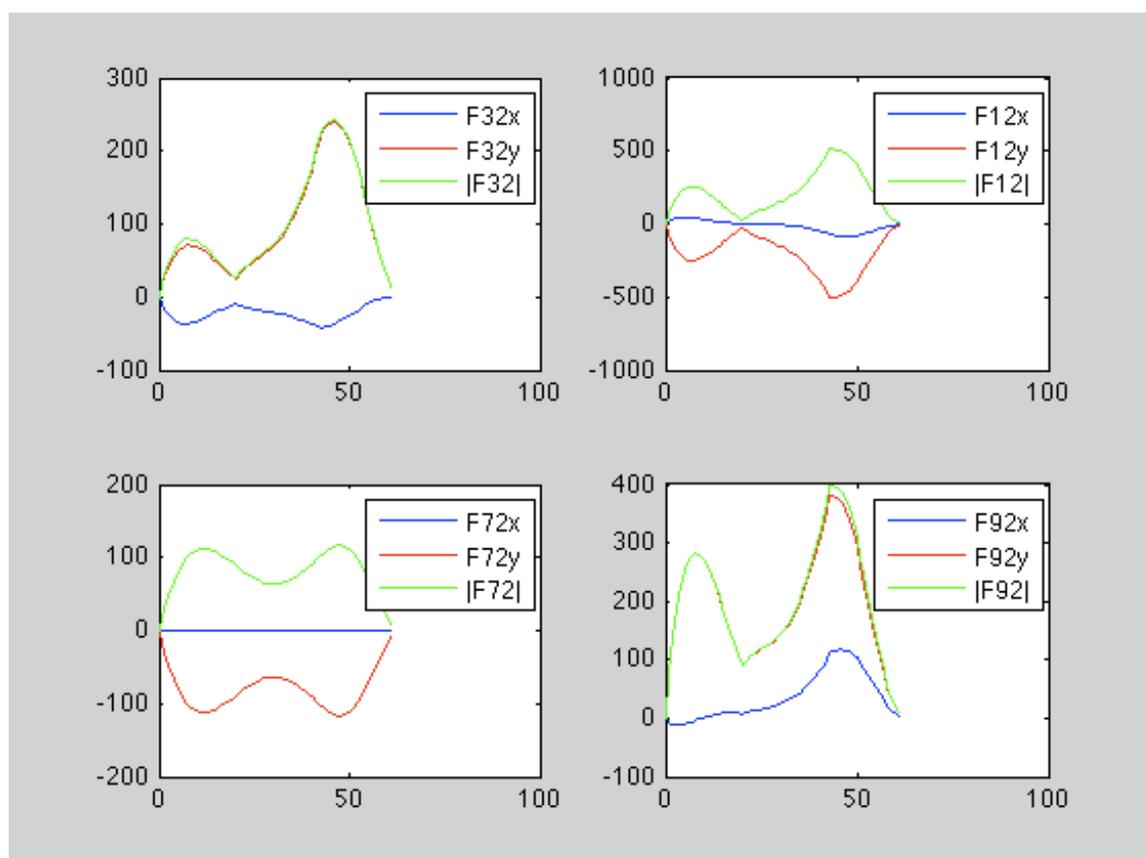
$$d''' = P6_x - PP1_x$$

$$b''' = P6_y - PP1_y$$

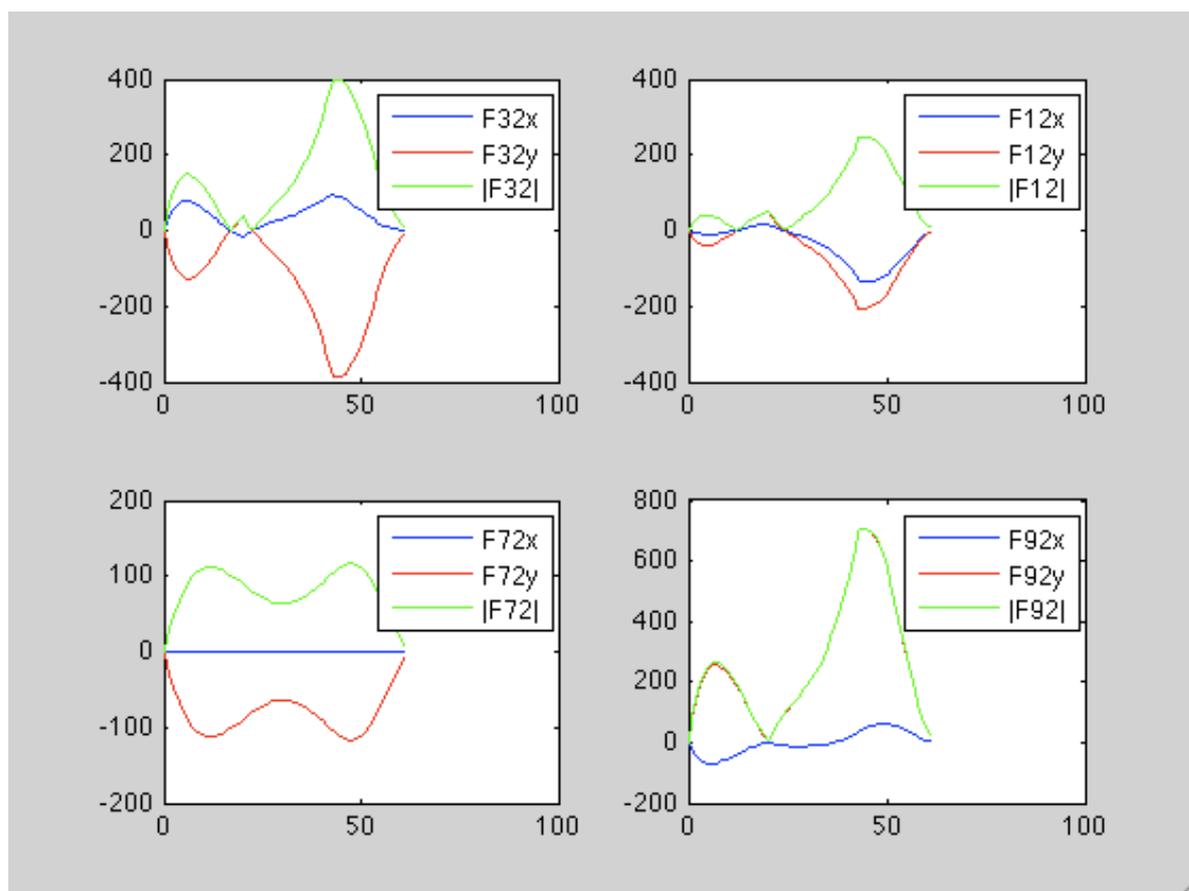
$$M''' = F_{92y} \cdot d''' - F_{92x} \cdot b'''$$

$$M_{72} = -(M' + M'' + M''') = M_h$$

In figura 7.6 e 7.7 è visualizzato l'andamento delle forze sul femore per il quadrilatero semplice e incrociato rispettivamente.



**Figura 7.6:** Andamento delle forze esercitate sul femore nel caso del quadrilatero semplice



**Figura 7.7:** Andamento delle forze esercitate sul femore nel caso del quadrilatero incrociato

Se non si sono commessi errori  $M72$  è il momento d'anca  $Mh$  che deve esercitare l'amputato per ottenere l'equilibrio dell'arto inferiore.  $Mh$  può quindi essere anche ricavato in maniera alternativa come il momento della forza  $P$  intorno al polo  $P6$  e analiticamente in Matlab:

$$d = P6_x - P11_x$$

$$b = P6_y - P11_y$$

$$Mh = -(P_y \cdot d - P_x \cdot b)$$

ricordando sempre che  $P_x$  è considerata nulla e  $P_y$  è la stessa  $P_y$  del cammino naturale.

Si è poi ricavato il momento d'anca naturale  $Mhg$ , in funzione del ciclo di cammino, allo scopo di confrontarlo con quello della protesi. Si è utilizzato quindi il movimento del modello di arto naturale di figura 7.1B visualizzato nel paragrafo 4.7 nel file "CONFRONTOMOVIMENTO" e si sono utilizzate le componenti  $P_x$  e  $P_y$  della forza  $P$  che il terreno esercita sul piede nel cammino naturale visualizzate in figura 1.3.  $Mhg$  si ricava come il momento

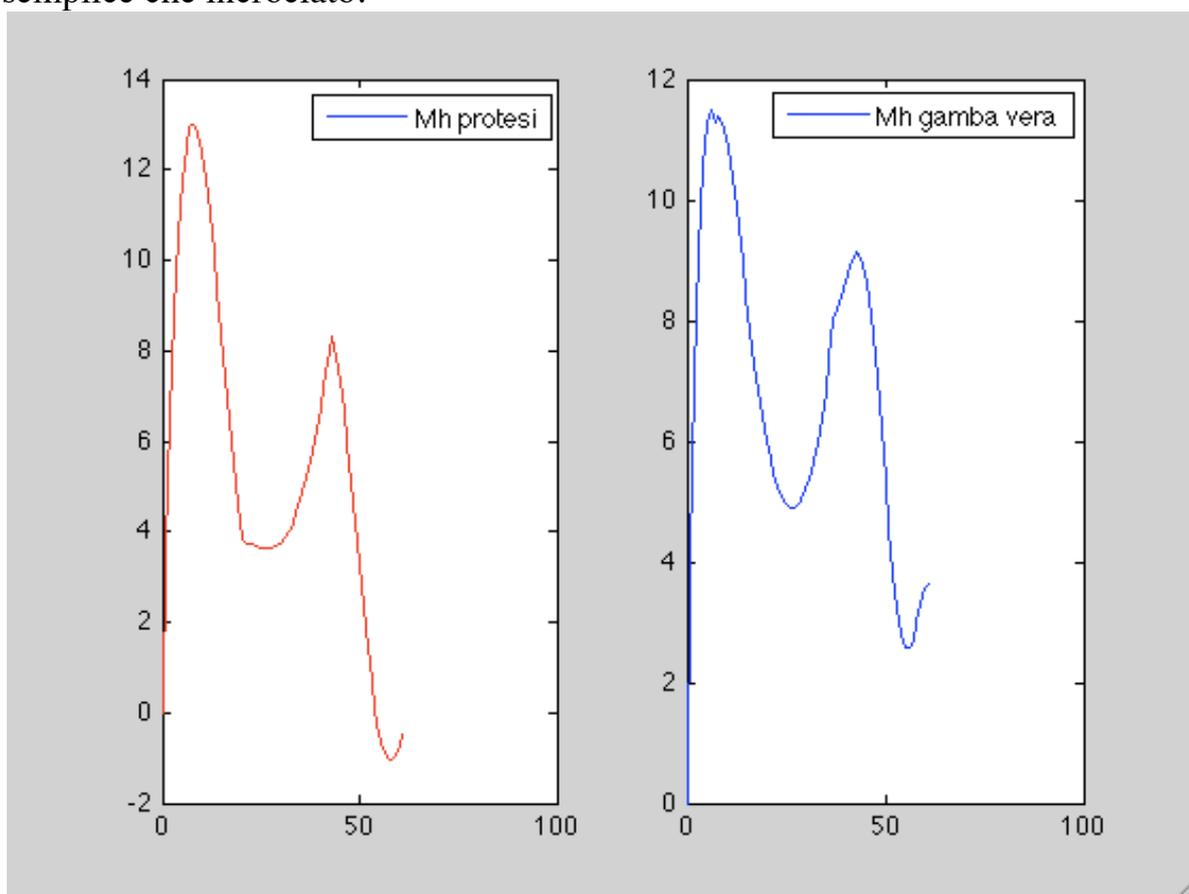
della forza P intorno al polo P6 del modello di arto naturale di figura 4.2 o analiticamente in Matlab:

$$d = P6_x - P112_x$$

$$b = P6_y - P112_y$$

$$Mhg = -(P_y \cdot d - P_x \cdot b)$$

Nella figura 7.8 è riportato l'andamento del momento d'anca, a confronto con l'andamento del momento d'anca naturale Mhg, valido sia per il quadrilatero semplice che incrociato.



**Figura 7.8:** Andamento del momento d'anca di protesi con quadrilatero semplice e incrociato e della gamba naturale

Va notato che l'andamento del momento d'anca con protesi è lo stesso per il quadrilatero semplice e per quello incrociato perché si è supposto che la forza P avesse soltanto componente verticale, mentre si sa dal capitolo 5 che con il quadrilatero semplice l'amputato può sviluppare momenti Mh di valore inferiore rispetto a quello incrociato inclinando la retta di carico verso l'anca. Sempre per questo motivo inoltre il valore di Mh risulta maggiore di Mhg in alcune percentuali del ciclo di cammino. Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato nel m-file "ANALISIFORZEAPPOGGIO" e nella funzione "forze2" che vengono analizzati nell'Appendice al paragrafo 7.2.

### 7.3 ANALISI DELLE FORZE E DEI MOMENTI NELLA FASE DI VOLO

Nella fase di volo viene considerato il movimento della protesi di arto inferiore visto nel paragrafo 6.3 e visualizzabile nel file “MOVIMENTOCIR2” per i due quadrilateri articolati. Trascurando in prima battuta le forze d’inerzia, le uniche forze in gioco sono le forze peso dei membri del meccanismo. Vengono inoltre trascurate le forze peso dei membri 1,3, 8, 9 rispetto alle forze peso di piede, tibia e femore (membri 5, 2 e 4). In figura 7.9 sono visibili i baricentri dei membri 5, 2 e 4 in cui sono concentrate le rispettive forze peso. Come baricentro del piede (baricpiedeprot) si è considerato il baricentro del triangolo che lo schematizza, come baricentro della tibia (barictibiaprot) si è preso il baricentro del triangolo individuato dai punti P8, P4, e P32, come baricentro del femore (baricfemoreprot) si è considerato il baricentro del triangolo individuato dai punti P6, P7 e P5. Il baricentro di tibia e femore è stato così posizionato al fine di spostare la concentrazione del peso verso i membri 1, 3, 8, 9 la cui forza peso è considerata trascurabile.

Partendo dal membro 5 (piede) e dalla sua forza peso (PPp) si procede ad eseguire l’equilibrio di forze e momenti sui membri del meccanismo.

I valori numerici del peso del piede di protesi (PPp), del femore di protesi (PFp) e della tibia di protesi (PTp) vengono assegnati, con valore positivo, nel file “DATIINIZIALI” come percentuale del peso corporeo e dipendono dalla geometria e dal materiale della protesi. Come esempio si sono presi dei valori leggermente inferiori al peso percentuale del peso corporeo di piede, femore e tibia naturali.

#### **-Equilibrio sul membro 5 (piede):**

Equilibrio forze:

$$F_{45x} = 0$$

$$F_{45y} = PPp$$

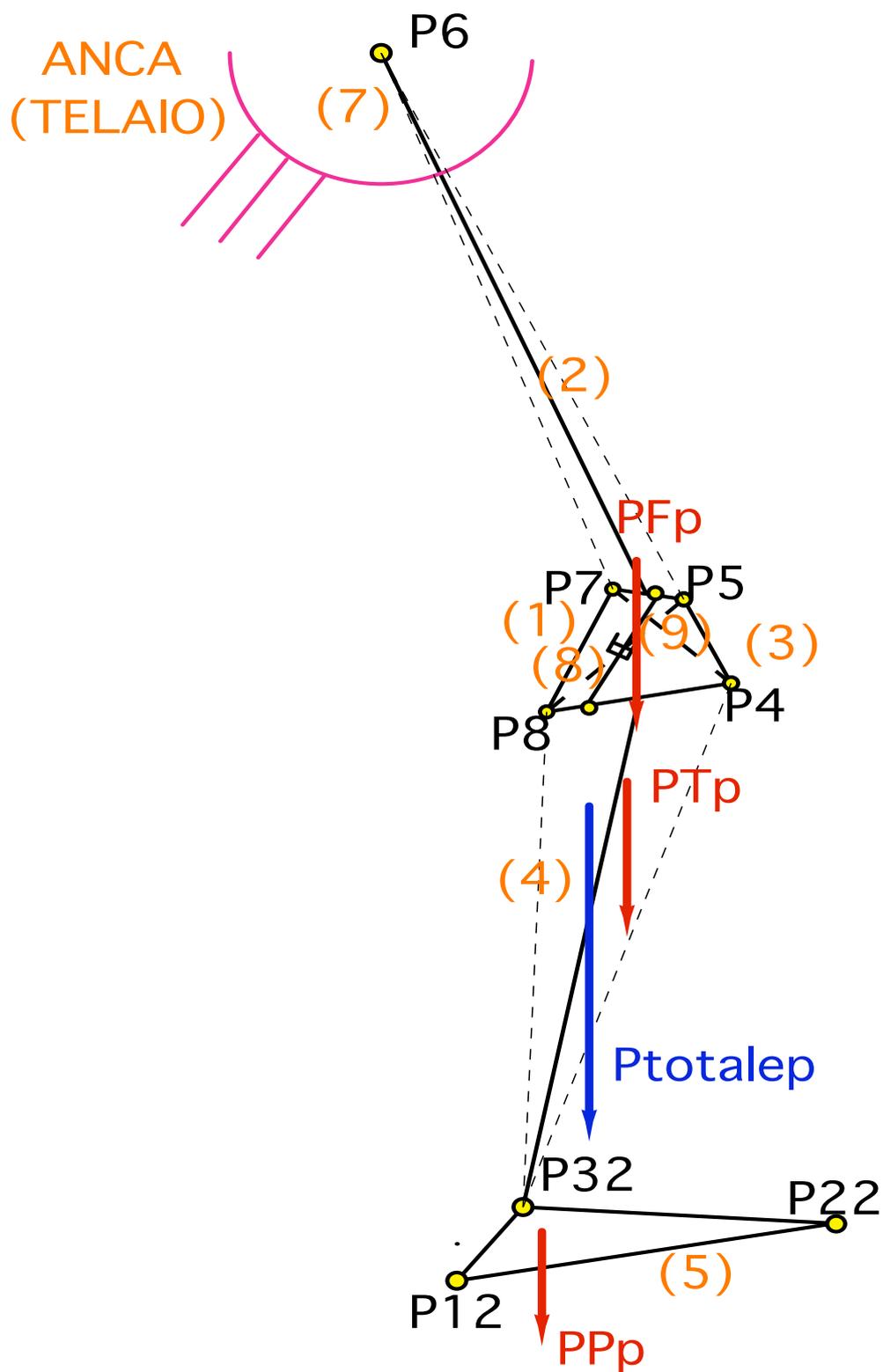
Equilibrio momenti intorno a P32 (si suppone che tra tibia e piede ci sia un meccanismo frizione che scambia un momento tra la tibia e il piede):

$$M_{45} = PPp \cdot d$$

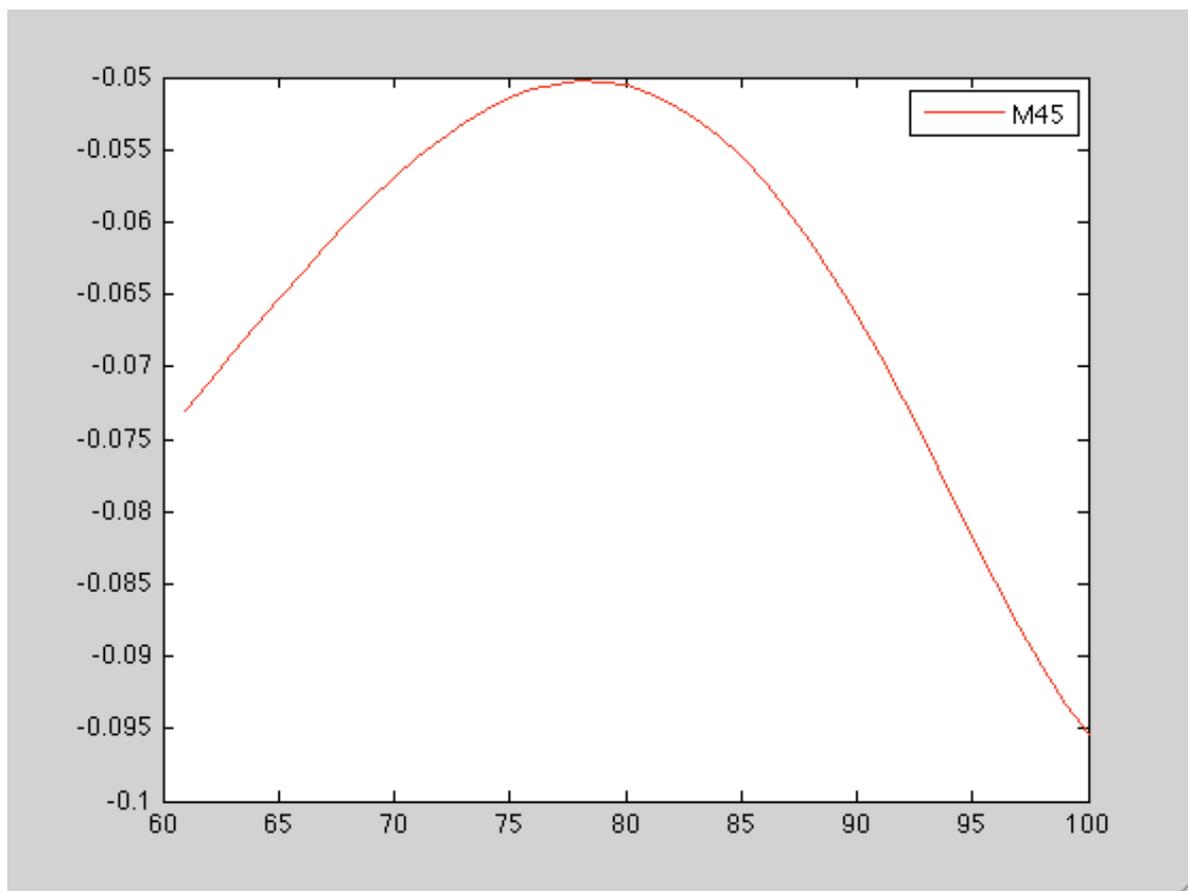
$$d = P32_x - \text{baricpiedeprot}_x$$

In figura 7.10 è visibile l’andamento, in funzione del ciclo di cammino, del momento che la tibia deve esercitare sul piede (M45). Da ora in poi come nel paragrafo precedente, si precisa che le forze sono espresse in percentuale del

peso corporeo (% of BW) e i momenti in percentuale del peso corporeo per metro (%BW\*m).



**Figura 7.9:** Forza peso del piede di protesi (PPp), della tibia di protesi (PTp) e del femore di protesi (PFp)



**Figura 7.10:** *M45 espresso in %BW\*m in funzione della percentuale del ciclo di cammino valido per ambedue i quadrilateri*

### **-Equilibrio sul membro 4 (tibia):**

Equilibrio forze:

$$F_{34x} + F_{14x} + F_{54x} + F_{84x} = 0$$

$$F_{34y} + F_{14y} + F_{54y} + F_{84y} - PTp = 0$$

$$F_{54x} = -F_{45x}$$

$$F_{54y} = -F_{45y}$$

$$F_{34x} = F_{34} \cdot \cos \vartheta_3$$

$$F_{34y} = F_{34} \cdot \sin \vartheta_3$$

$$F_{14x} = F_{14} \cdot \cos \vartheta_1$$

$$F_{14y} = F_{14} \cdot \sin \vartheta_1$$

$$F_{84x} = F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84}$$

$$F_{84y} = F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84}$$

(7.4)

Equilibrio momenti intorno a CIR femore-tibia:

$$\begin{aligned}
 & -F_{84x} \cdot (CIR_y - PP2_y) + F_{84y} \cdot (CIR_x - PP2_x) - F_{54x} \cdot (CIR_y - P32_y) + \\
 & + F_{54y} \cdot (CIR_x - P32_x) + M_{54} - PTp \cdot (CIR_x - barictibiaprot_x) = 0 \quad (7.5) \\
 & M_{54} = -M_{45}
 \end{aligned}$$

Le equazioni 7.4 e 7.5 possono essere scritte in maniera più sintetica in 3 equazioni lineari con tre incognite:

$$\begin{aligned}
 & F_{14} \cdot \cos \vartheta_1 + F_{34} \cdot \cos \vartheta_3 + F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84} + F_{54x} = 0 \\
 & F_{14} \cdot \sin \vartheta_1 + F_{34} \cdot \sin \vartheta_3 + F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84} + F_{54y} - PTp = 0 \\
 & -F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84} \cdot (CIR_y - PP2_y) + F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84} \cdot (CIR_x - PP2_x) - F_{54x} \cdot (CIR_y - P32_y) + \\
 & + F_{54y} \cdot (CIR_x - P32_x) + M_{54} - PTp \cdot (CIR_x - barictibiaprot_x) = 0
 \end{aligned}$$

Le tre incognite sono i moduli delle forze F14, F34 e F84. Bisogna perciò risolvere un sistema lineare di tre equazioni in tre incognite del tipo:

$$\begin{bmatrix} \cos \vartheta_1 & \cos \vartheta_3 & \cos \vartheta_{84} \\ \sin \vartheta_1 & \sin \vartheta_3 & \sin \vartheta_{84} \\ 0 & 0 & -\cos \vartheta_{84} \cdot (CIR_y - PP2_y) + \\ & & + \sin \vartheta_{84} \cdot (CIR_x - PP2_x) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_{14} \\ F_{34} \\ F_{84} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -F_{54x} \\ -F_{54y} + PTp \\ F_{54x} \cdot (CIR_y - P32_y) + \\ -F_{54y} \cdot (CIR_x - P32_x) - M_{54} + \\ + PTp \cdot (CIR_x - barictibiaprot_x) \end{bmatrix} \quad (7.6)$$

Una volta ricavati i moduli di F14, F34 ed F84 si ricavano le loro componenti lungo l'asse x e l'asse y:

$$F_{34x} = F_{34} \cdot \cos \vartheta_3$$

$$F_{34y} = F_{34} \cdot \sin \vartheta_3$$

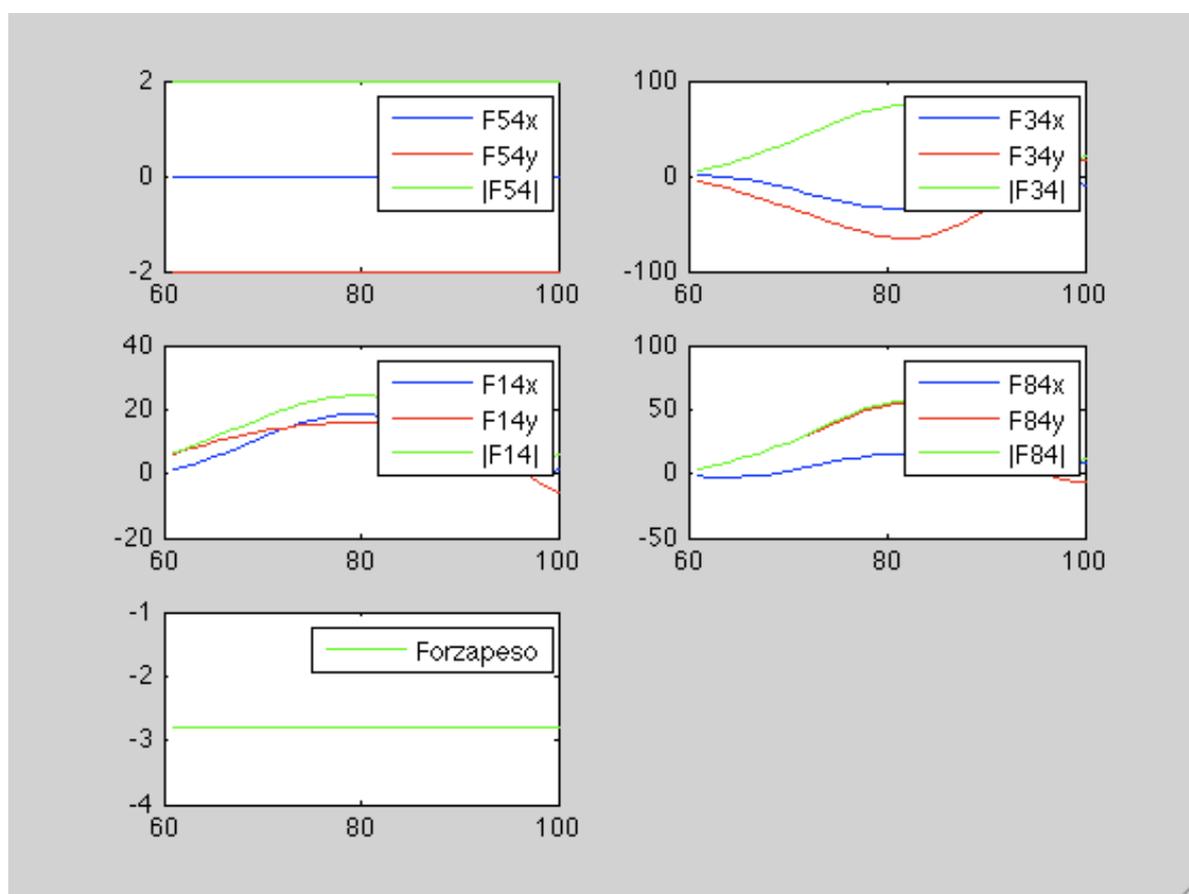
$$F_{14x} = F_{14} \cdot \cos \vartheta_1$$

$$F_{14y} = F_{14} \cdot \sin \vartheta_1$$

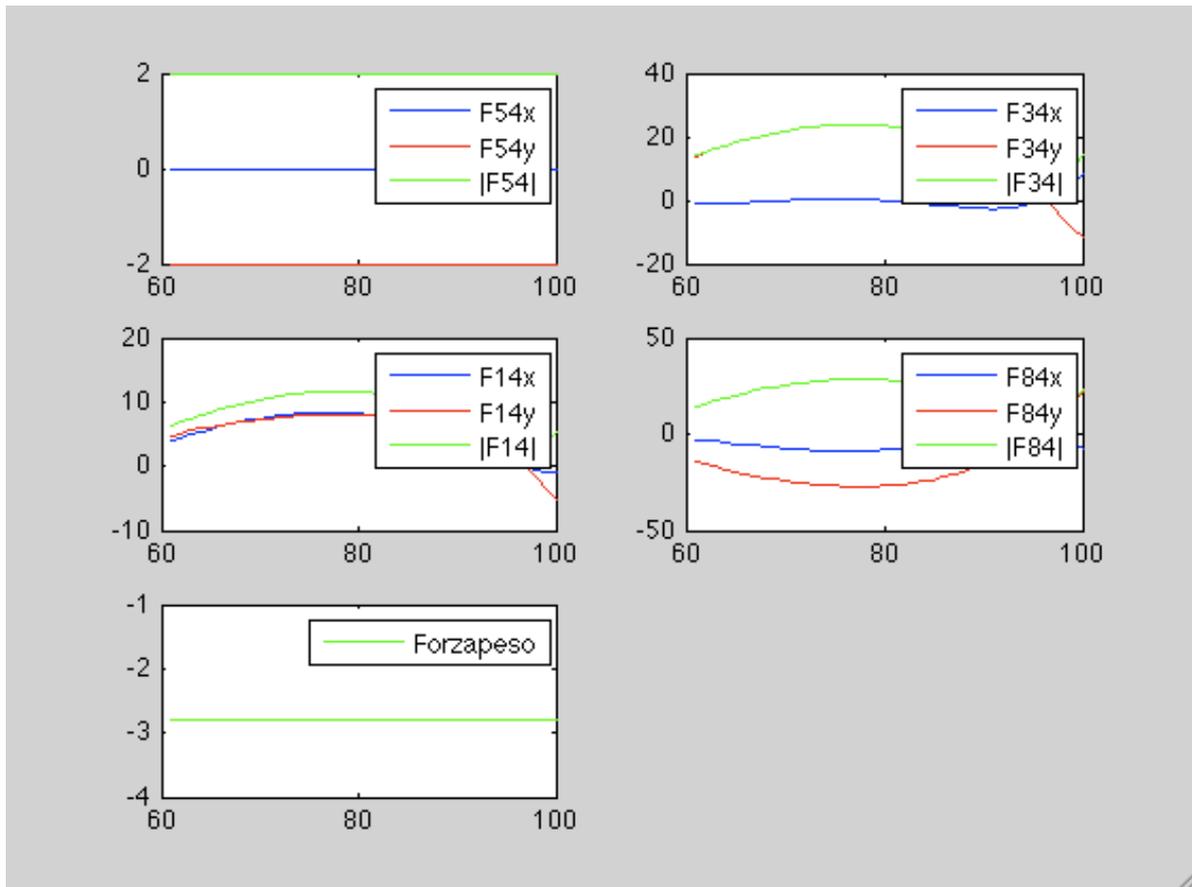
$$F_{84x} = F_{84} \cdot \cos \vartheta_{84}$$

$$F_{84y} = F_{84} \cdot \sin \vartheta_{84}$$

Nelle figure 7.11 e 7.12 sono visualizzate le forze esercitate sulla tibia, nelle componenti lungo l'asse x e l'asse y e nel modulo, per il quadrilatero semplice e incrociato rispettivamente.



**Figura 7.11:** Andamento delle forze esercitate sulla tibia nel caso del quadrilatero semplice



**Figura 7.12:** Andamento delle forze esercitate sulla tibia nel caso del quadrilatero incrociato

### -Equilibrio sul membro 3:

Equilibrio forze:

$$F_{43x} = -F_{34x}$$

$$F_{43y} = -F_{34y}$$

$$F_{23x} = -F_{43x}$$

$$F_{23y} = -F_{43y}$$

### -Equilibrio sul membro 1:

Equilibrio forze:

$$F_{41x} = -F_{14x}$$

$$F_{41y} = -F_{14y}$$

$$F_{21x} = -F_{41x}$$

$$F_{21y} = -F_{41y}$$

**-Equilibrio sul membro 8:**

Equilibrio forze:

$$F_{48x} = -F_{84x}$$

$$F_{48y} = -F_{84y}$$

$$F_{98x} = -F_{48x}$$

$$F_{98y} = -F_{48y}$$

**-Equilibrio sul membro 9:**

Equilibrio forze:

$$F_{89x} = -F_{98x}$$

$$F_{89y} = -F_{98y}$$

$$F_{29x} = -F_{89x}$$

$$F_{29y} = -F_{89y}$$

**-Equilibrio sul membro 2 (femore):**

Equilibrio forze:

$$F_{32x} = -F_{23x}$$

$$F_{32y} = -F_{23y}$$

$$F_{12x} = -F_{21x}$$

$$F_{12y} = -F_{21y}$$

$$F_{92x} = -F_{29x}$$

$$F_{92y} = -F_{29y}$$

$$F_{72x} = -F_{32x} - F_{12x} - F_{92x}$$

$$F_{72y} = -F_{32y} - F_{12y} - F_{92y} + PFp$$

Se non si sono commessi errori  $F_{72x}$  deve essere uguale a zero ed  $F_{72y}$  deve avere verso positivo ed essere uguale al peso totale della protesi ( $P_{totale}$ ) .

Equilibrio momenti intorno a P6:

$$d' = P6_x - P7_x$$

$$b' = P6_y - P7_y$$

$$M' = F_{12y} \cdot d' - F_{12x} \cdot b'$$

$$d'' = P6_x - P5_x$$

$$b'' = P6_y - P5_y$$

$$M'' = F_{32y} \cdot d'' - F_{32x} \cdot b''$$

$$d''' = P6_x - PP1_x$$

$$b''' = P6_y - PP1_y$$

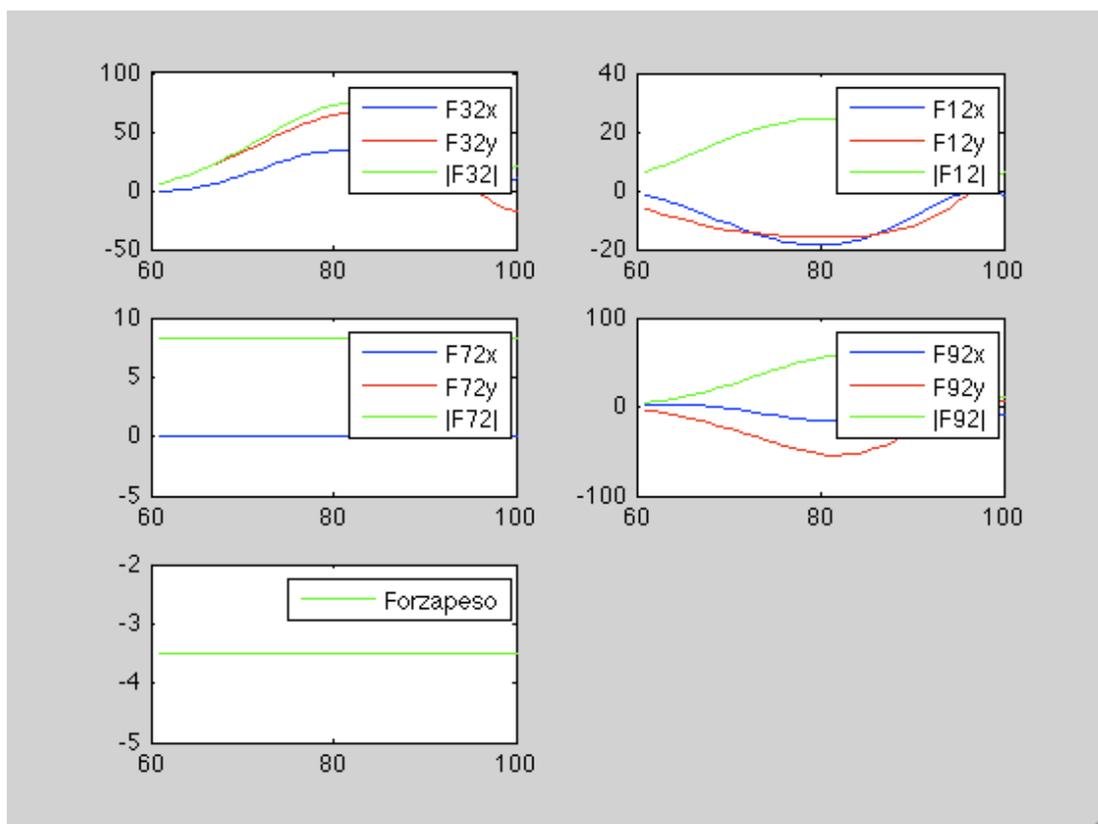
$$M''' = F_{92y} \cdot d''' - F_{92x} \cdot b'''$$

$$d'''' = P6_x - \text{baricfemoreprot}_x$$

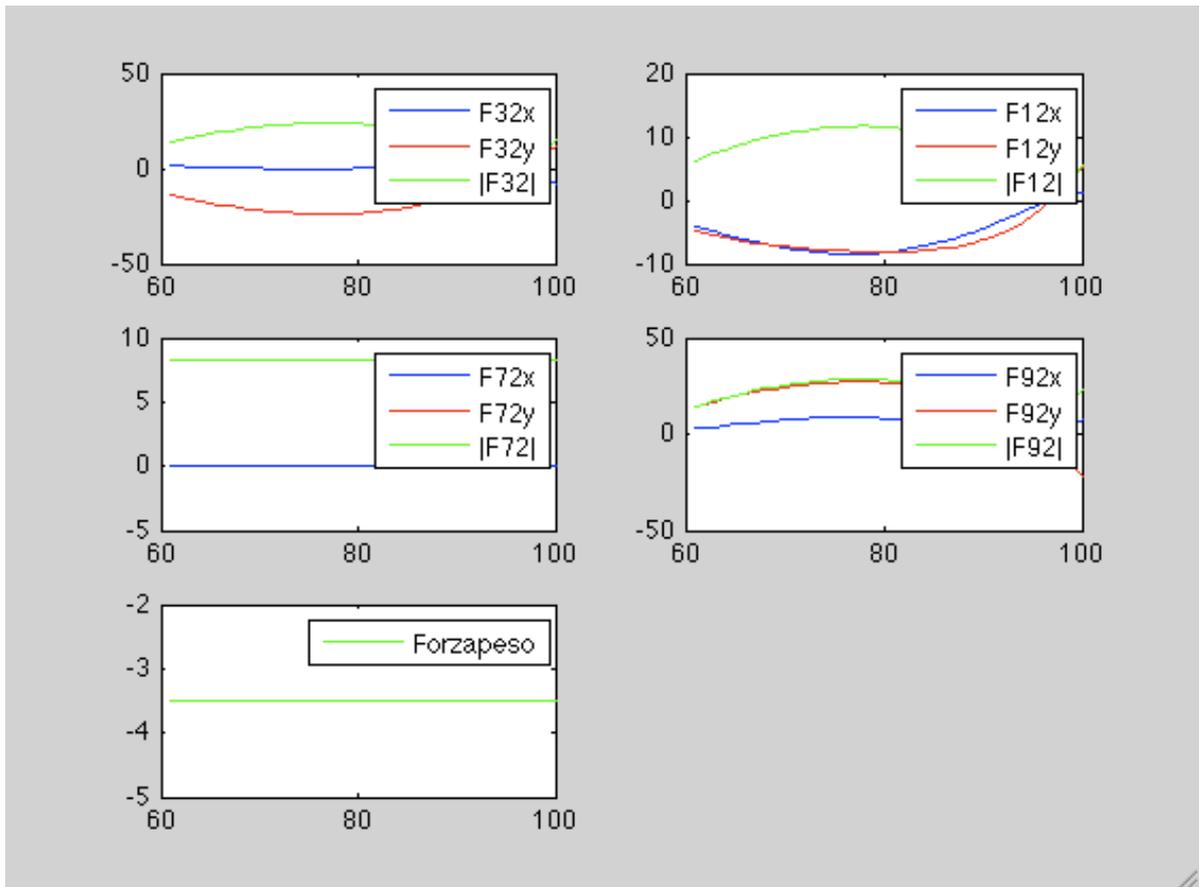
$$M'''' = -PFp \cdot d''''$$

$$M_{72} = -(M' + M'' + M''' + M''') = M_h$$

In figura 7.13 e 7.14 è visualizzato l'andamento delle forze sul femore per il quadrilatero semplice e incrociato rispettivamente.



**Figura 7.13:** Andamento delle forze esercitate sul femore nel caso del quadrilatero semplice



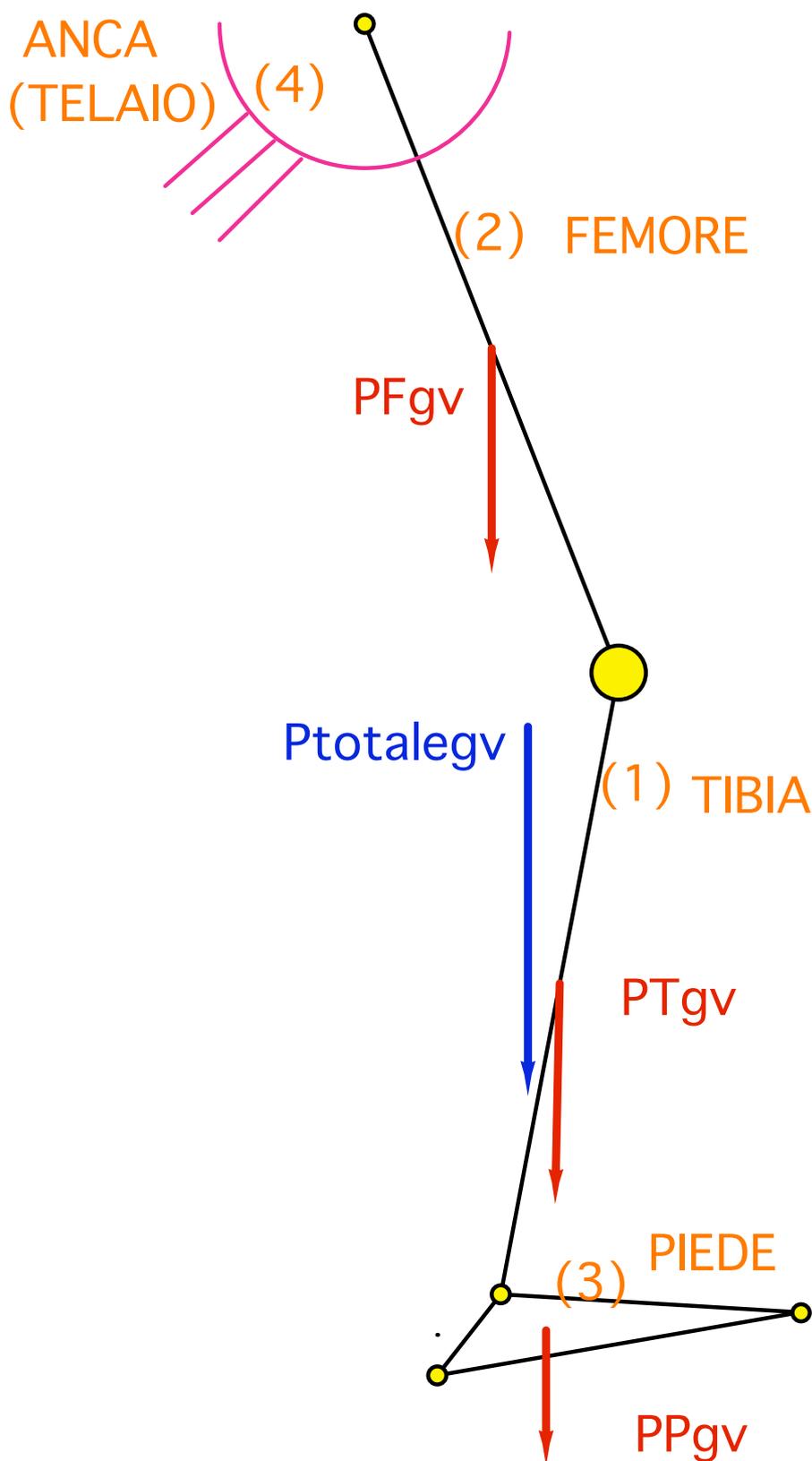
**Figura 7.14:** Andamento delle forze esercitate sul femore nel caso del quadrilatero incrociato

Se non si sono commessi errori M72 è il momento d'anca Mh che deve esercitare l'amputato per ottenere l'equilibrio dell'arto inferiore. Mh può quindi essere anche ricavato in maniera alternativa come il momento della forza peso totale della protesi ( $P_{totalep} = P_{Pp} + P_{Tp} + P_{Fp}$ ) rispetto al polo P6. Si ricava inoltre il baricentro totale della protesi (baricprot) trovato con la media pesata dei baricentri di piede, femore e tibia.

$$baricprot_x = \frac{(baricfremoreprot_x \cdot PFp + barictibiaprot_x \cdot PTP + baricpiedeprot_x \cdot Ppp)}{PFp + PTP + Ppp}$$

$$Mh = P_{totalep} \cdot (P6_x - baricprot_x)$$

Si è poi ricavato il momento d'anca naturale Mhg, in funzione del ciclo di cammino, allo scopo di confrontarlo con quello della protesi. Si è utilizzato quindi il movimento del modello di arto naturale di figura 4.2 visualizzato nel paragrafo 4.7 nel file "CONFRONTOMOVIMENTO" e si sono utilizzate le forze peso di figura 7.15.



**Figura 7.15:** Forza peso del piede naturale della gamba vera ( $PP_{gv}$ ), della tibia naturale ( $PT_{gv}$ ) e del femore naturale ( $PF_{gv}$ )

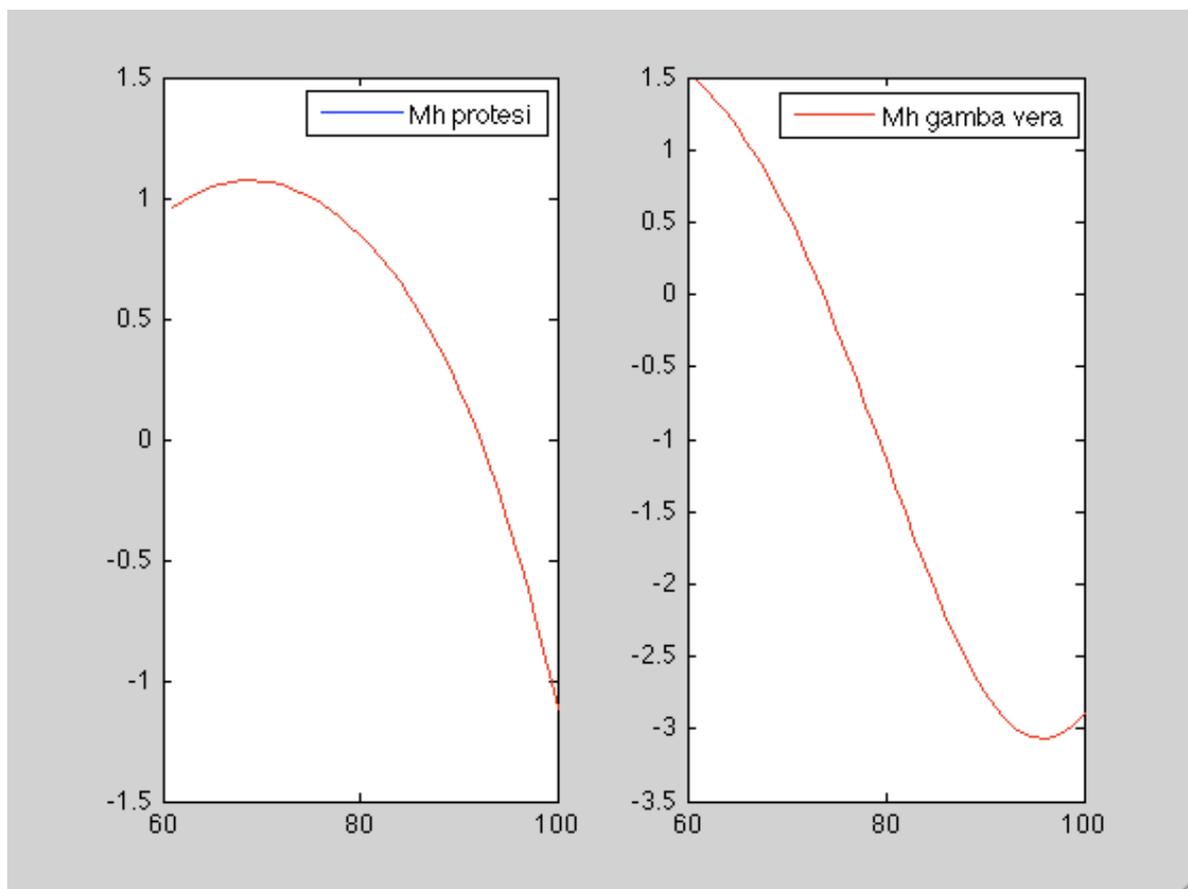
La forza peso del piede ( $PP_{gv}$ ) è concentrata nel baricentro del triangolo che schematizza il piede, la forza peso della tibia ( $PT_{gv}$ ) è concentrata nel baricentro dell'asta che schematizza la tibia, la forza peso del femore ( $PF_{gv}$ ) è concentrata nel baricentro dell'asta che schematizza il femore. I valori numerici del peso del piede naturale ( $PP_{gv}$ ), del femore naturale ( $PF_{gv}$ ) e della tibia naturale ( $PT_{gv}$ ) vengono assegnati, con valore positivo, nel file "DATIINIZIALI" come percentuale del peso corporeo [4].

$M_{hg}$  quindi si ricava come il momento della forza peso totale dell'arto naturale ( $P_{totalegv} = PP_{gv} + PT_{gv} + PF_{gv}$ ) intorno al polo P6. Si ricava inoltre il baricentro totale dell'arto naturale ( $baricgv$ ) trovato con la media pesata dei baricentri di piede, femore e tibia.

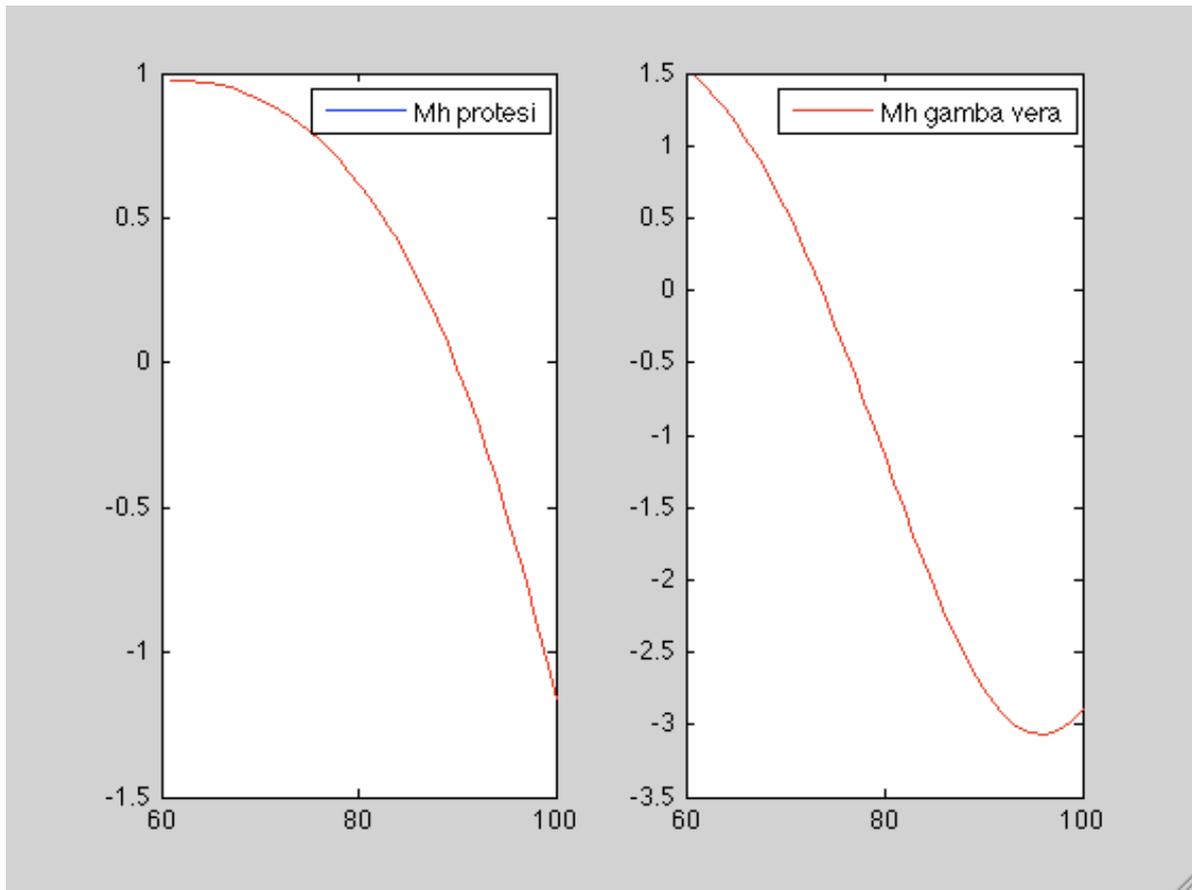
$$baricprot_x = \frac{(baricfremoregv_x \cdot PF_{gv} + barictibiagv_x \cdot PT_{gv} + baricpie degv_x \cdot PP_{gv})}{PF_{gv} + PT_{gv} + PP_{gv}}$$

$$M_{hg} = P_{totalegv} \cdot (P6_x - baricgv_x)$$

Nelle figure 7.16 e 7.17 è riportato l'andamento del momento d'anca, a confronto con l'andamento del momento d'anca naturale  $M_{hg}$ , rispettivamente per il quadrilatero semplice e per quello incrociato.



**Figura 7.16:** Andamento del momento d'anca di protesi con quadrilatero semplice e della gamba naturale

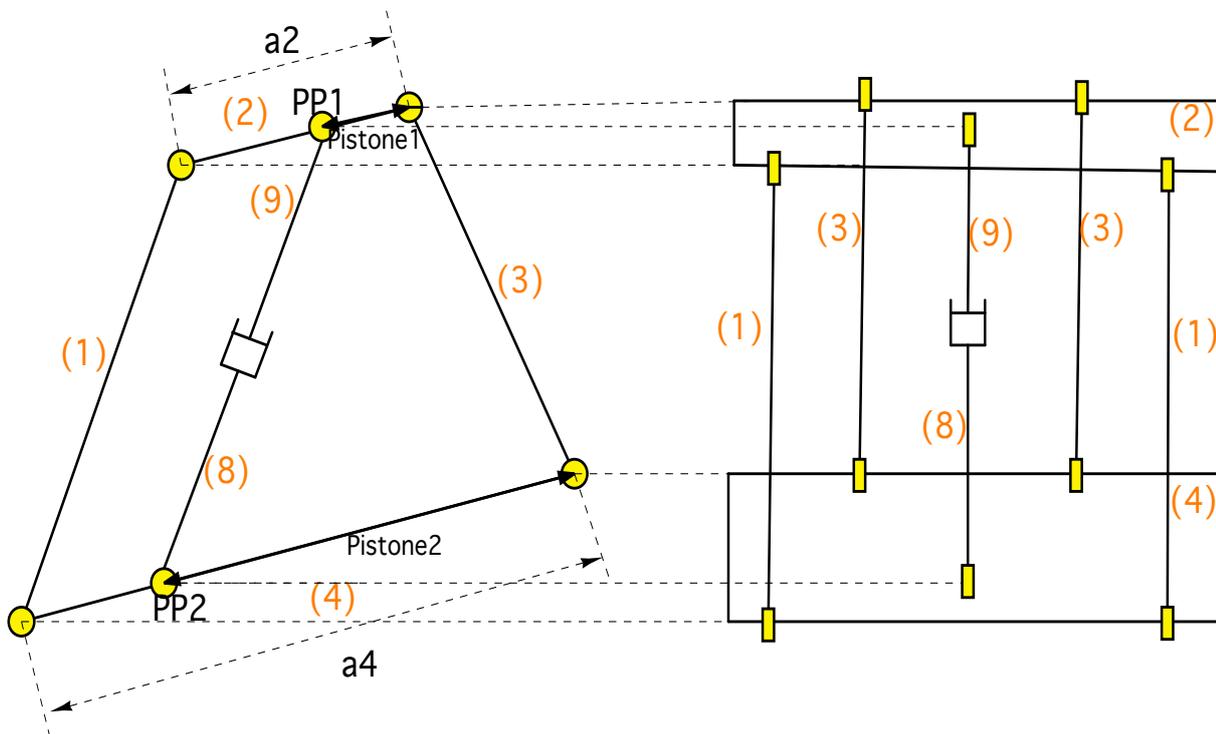


**Figura 7.17:** Andamento del momento d'anca di protesi con quadrilatero incrociato e della gamba naturale

Quanto detto in questo paragrafo è stato implementato in Matlab nel m-file "ANALISIFORZEVOLO" e nella funzione "forze1" che vengono analizzati nell' Appendice al paragrafo 7.3.

## 7.4 OTTIMIZZAZIONE DELLA POSIZIONE DEL DISPOSITIVO DI EQUILIBRIO

Nel paragrafo 7.2 si è detto che il dispositivo di equilibrio era posizionato tra la tibia e il femore, cioè i membri 8 e 9 erano uno sulla tibia e l'altro sul femore. Ci si potrebbe chiedere perché uno dei due membri, o entrambe, non possa essere posizionato su una delle aste laterali. La spiegazione di tale scelta è dovuta a motivi costruttivi e di stabilità costruttiva degli organi che compongono il quadrilatero articolato. Osserviamo la figura 7.18. Finora si è rappresentata la protesi soltanto sul piano sagittale, ma ne vediamo ora uno schema da una vista laterale.



**Figura 7.18:** Vista frontale e laterale del meccanismo di protesi con quadrilatero articolato semplice

Posizionando il dispositivo di equilibrio tra i membri (2) e (4) si hanno due membri (3) e due membri (1). Se si fosse posizionato tale dispositivo su uno dei membri laterali (membro 1 o membro 3), o addirittura su ambedue i membri laterali, il membro laterale su cui era posizionato il dispositivo sarebbe stato uno solo. Si capisce quindi che si sarebbe persa stabilità costruttiva,

perché sarebbero state male equilibrate eventuali forze di spinta che non sono sul piano sagittale, dovute a fenomeni imprevedibili come traumi e urti, che causano movimenti di tibia e femore al di fuori del piano sagittale. Tali fenomeni causano un uso improprio dell'articolazione, infatti nell'articolazione di ginocchio naturale sono responsabili della rottura dei legamenti crociati, il che corrisponderebbe alla rottura delle aste laterali del quadrilatero articolato.

Inoltre ci potrebbero essere motivazioni costruttive: dopo aver calcolato la corsa massima del pistone, il pistone potrebbe non essere compreso, come spesso accade, tra i membri del quadrilatero, si è quindi costretti a vincolare il dispositivo di equilibrio al di fuori dell'area interna del quadrilatero. Si capisce quindi che si può andare al di fuori del membro 2 e 4 vincolando il dispositivo su un punto della tibia o del femore, ma è difficile andare al di fuori dei membri 1 e 3 perché questi dovrebbero essere prolungati e sovradimensionati, aumentando le dimensioni e il peso della protesi.

A questo punto si capisce che il punto PP1 è costretto a stare tra le coppie rotoidali del membro 2 e il punto PP2 è costretto a stare tra le coppie rotoidali del membro 4. Si è deciso quindi di calcolare la posizione ottima del dispositivo di equilibrio facendo variare la distanza "Pistone1", di figura 7.18, per valori compresi tra 0 e  $a_2$  e di far variare la distanza "Pistone2" per valori compresi tra 0 e  $a_4$ . Poi si è calcolato il modulo di  $F_{14}$ ,  $F_{84}$ , ed  $F_{34}$  in ogni percentuale del ciclo di cammino (da 0% a 100%, quindi sia nella fase di appoggio che nella fase di volo), poi si è eseguita la media dei i moduli delle tre forze (la media dei moduli di  $F_{14}$ , la media dei i moduli di  $F_{84}$  e la media dei moduli di  $F_{34}$ ), poi si sono sommate le tre medie delle tre forze, e infine si è scelta la posizione per cui fosse minima tale somma. Discretizzando la distanza  $a_2$  in  $n$  intervalli le posizioni possibili di PP1 sono  $n+1$ . Discretizzando  $a_4$  in  $m$  intervalli le posizioni possibili di PP2 sono  $m+1$ . Alla fine le possibili posizioni da valutare sono  $(n+1)*(m+1)$ . Nel nostro caso si sono impostate  $n=10$  ed  $m=10$ , quindi sono 121 le possibili combinazioni di posizioni da valutare del dispositivo di equilibrio. I valori ottimi ottenuti nel nostro caso sono (in metri) per il quadrilatero semplice:

pistone1 = 0.032;

pistone2 = 0.0074;

e per quello incrociato:

pistone1 = 0;

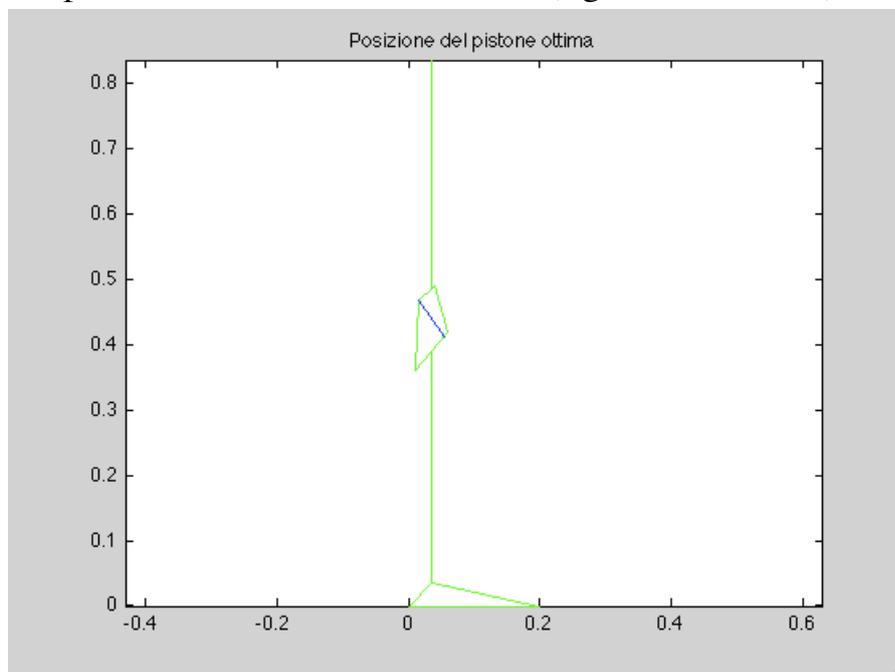
pistone2 = 0;

Tali valori vanno inseriti nella funzione "DATINIZIALI" ed utilizzati per il calcolo delle forze e dei momenti analizzati nei paragrafi 7.2 e 7.3.

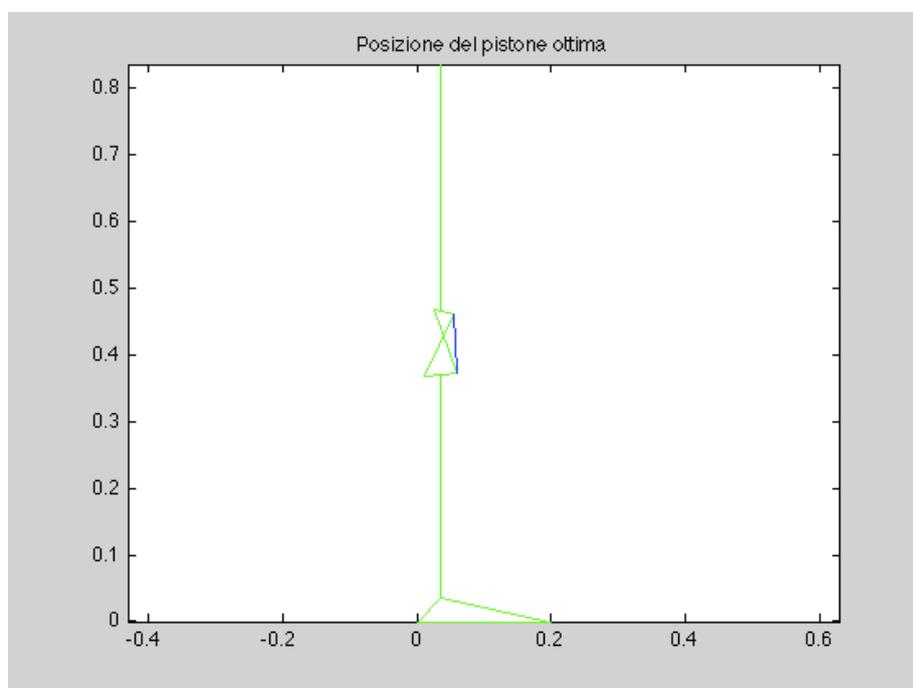
Se non si ottimizza la posizione del dispositivo di equilibrio si incorre in grafici delle forze con valori di picco che tendono ad infinito (fino a  $5*10^5\%$  del peso corporeo) perché dal punto di vista analitico il determinante della matrice dei sistemi 7.3 e 7.6 (matrice A alla linea di comando 23 in "forze2" e alla linea di comando 20 in "forze1") tende a zero, quindi la soluzione del

sistema è impossibile o indeterminato. Dal punto di vista fisico vuol dire che l'equilibrio di forze e momenti voluto sul membro non è possibile (ad esempio nel caso dell'equilibrio di 4 forze nella funzione "forze2" se accade che tre forze passano per un punto non ci può essere equilibrio).

Poi il file "POSIZIONEPISTONE" plotta i due meccanismi con il meccanismo di equilibrio posizionato in maniera ottimale (figure 7.19 e 7.20).



**Figura 7.19:** meccanismo di protesi con quadrilatero semplice e dispositivo di equilibrio in posizione ottimale



**Figura 7.20:** meccanismo di protesi con quadrilatero incrociato e dispositivo di equilibrio in posizione ottimale

## CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

Si riporta il confronto tra meccanismo di protesi di arto inferiore con quadrilatero articolato semplice, e incrociato, oggetto del progetto di tesi. I parametri valutati sono:

- similitudine del movimento tra protesi e arto naturale (1)
- possibilità di controllo della stabilità (2)
- controllabilità della stabilità (3).

Come analizzato nel capitolo 7 le forze nei meccanismi con i due quadrilateri hanno valori e andamenti simili, perciò non si prevedono differenze rilevanti per quanto riguarda la resistenza strutturale dei due meccanismi e, di conseguenza, a parità di materiale, non ci sono differenze di peso considerevoli.

Valutando i suddetti parametri, e considerando la distinzione tra protesi con sistemi di controllo attivi e passivi, si assegnano i seguenti giudizi:

### PROTESI PASSIVE

| QUADRILATERO SEMPLICE | QUADRILATERO INCROCIATO |
|-----------------------|-------------------------|
| (1) SCARSO            | (1) OTTIMO              |
| (2) OTTIMO            | (2) SCARSO              |
| (3) BUONO             | (3) SCARSO              |

### PROTESI ATTIVE

| QUADRILATERO SEMPLICE | QUADRILATERO INCROCIATO |
|-----------------------|-------------------------|
| (1) SCARSO            | (1) OTTIMO              |
| (2) OTTIMO            | (2) OTTIMO              |
| (3) OTTIMO            | (3) OTTIMO              |

La similitudine del movimento è stata analizzata nel paragrafo 4.7 e visualizzata nel file “CONFRONTOMOVIMENTO” e nel confronto risulta chiaramente migliore il meccanismo con quadrilatero incrociato come ci si aspettava osservando l’anatomia dell’articolazione naturale di ginocchio. In tal caso il sistema di controllo attivo o passivo non influisce in nessun modo sulla cinematica dei due meccanismi e non apporta quindi vantaggi alle protesi.

La possibilità di controllo della stabilità nel caso di protesi passive è stata ampiamente studiata nel capitolo 5 e si è visto che, dal confronto, risultava nettamente vantaggioso il quadrilatero semplice grazie alla posizione elevata

dei CIR femore-tibia ed alla possibilità di intervenire in maniera sostanziale su questo parametro apportando piccole variazioni alla geometria del quadrilatero semplice. Il quadrilatero incrociato risulta utilizzabile in rari casi di capacità muscolare simile a quella di un soggetto normodotato. Nel caso di protesi con controllo attivo non c'è più bisogno, come spiegato nel capitolo 5, di verificare la condizione di possibilità di controllo della stabilità. In teoria con le protesi attive il problema del controllo è totalmente risolto a patto che si riesca a progettare un meccanismo in grado di "riconoscere" la tipologia di movimento effettuata dall'amputato e comportarsi di conseguenza imitando al meglio i movimenti dell'arto naturale. E' comprensibile, quindi, che la notevole difficoltà di progettazione dei sistemi attivi e gli alti costi ne limitano la diffusione.

Nel capitolo 6 si è visto che è impossibile riprodurre il movimento del cammino naturale con protesi passive. Con le diverse tipologie di quadrilatero semplice si possono soddisfare le esigenze di amputati con diverse capacità muscolari e riabilitative. Invece il quadrilatero incrociato è ancora una volta utilizzabile in rari casi di elevata capacità nel generare momento d'anca. Anche in questo caso, in teoria, il dispositivo di controllo attivo risolve ogni tipo di problema e permette una controllabilità ottimale generando un movimento somigliante all'arto inferiore naturale.

Quindi se si prendono in considerazione protesi passive si è obbligati a scegliere, in quasi tutti i casi, il quadrilatero articolato semplice per favorire l'aspetto funzionale del cammino a discapito di quello estetico.

Se si considerano invece protesi attive si è in grado, in teoria, di realizzare una protesi che non presenta nessuno svantaggio per quanto riguarda i parametri di valutazione considerati. Si auspica quindi, come futuro sviluppo, la realizzazione di una protesi con sistema di controllo attivo e quadrilatero incrociato. La progettazione di un tale dispositivo risulta complessa e costosa e implica, a causa della presenza di una forte componente elettronica oltre che meccanica, la collaborazione di più specializzazioni nella branca dell'ingegneria oltre a quella della medicina

## APPENDICE

- APPENDICE AL PARAGRAFO 4.4

Analizziamo la funzione “Angoliquadrilatero1”.

24/06/09 13.23 /Users/daniiloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero1.m 1 of 4

```
1 function [Ang1]=Angoliquadrilatero1(t4in,a4,a3,a2,a1,t2in,t1dato)
2
3 for i=1:length(t2in)
4
5 t2=t2in(i);
6 t4=t4in(i);
7
8
9 %Valore di t1 e t3 in funzione dei gdl
10 G=-a4*cos(t4);
11 H=-a4*sin(t4);
12 A=-2*a2*a1*sin(t2)+2*a1*H;
13 B=2*a2*a1*cos(t2)+2*G*a1;
14 C=a3^2-a2^2-a1^2-G^2-H^2-2*G*a2*cos(t2)+2*H*a2*sin(t2);
15
16 t11=2*atan((A+sqrt(A^2+B^2-C^2))/(B+C));
17
18
19 t12=t11+pi;
20
21
22 t13=2*atan((A-sqrt(A^2+B^2-C^2))/(B+C));
23
24
25 t14=t13+pi;
26
27
28 t31=asin((-a2*sin(t2)+a1*sin(t11)+H)/a3);
29 t32=asin((-a2*sin(t2)+a1*sin(t12)+H)/a3);
30 t33=asin((-a2*sin(t2)+a1*sin(t13)+H)/a3);
31 t34=asin((-a2*sin(t2)+a1*sin(t14)+H)/a3);
32
33
34 t311=pi-t31;
35
36
37 t321=pi-t32;
38
39
40 t331=pi-t33;
41
42
43 t341=pi-t34;
44
45
46 %Tra le otto coppie di angoli analiticamente possibili solo 2 sono le con
47 %fisicamente accettabili
48 k1=a4*cos(t4)+a3*cos(t31);
49 j1=a2*cos(t2)+a1*cos(t11);
50 w1=a4*sin(t4)+a3*sin(t31);
51 q1=-a2*sin(t2)+a1*sin(t11);
52
53 k2=a4*cos(t4)+a3*cos(t32);
54 j2=a2*cos(t2)+a1*cos(t12);
55 w2=a4*sin(t4)+a3*sin(t32);
```

24/06/09 13.23 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero1.m 2 of 4

```

56 q2=-a2*sin(t2)+a1*sin(t12);
57
58 k3=a4*cos(t4)+a3*cos(t33);
59 j3=a2*cos(t2)+a1*cos(t13);
60 w3=a4*sin(t4)+a3*sin(t33);
61 q3=-a2*sin(t2)+a1*sin(t13);
62
63 k4=a4*cos(t4)+a3*cos(t34);
64 j4=a2*cos(t2)+a1*cos(t14);
65 w4=a4*sin(t4)+a3*sin(t34);
66 q4=-a2*sin(t2)+a1*sin(t14);
67
68 k5=a4*cos(t4)+a3*cos(t311);
69 j5=a2*cos(t2)+a1*cos(t11);
70 w5=a4*sin(t4)+a3*sin(t311);
71 q5=-a2*sin(t2)+a1*sin(t11);
72
73 k6=a4*cos(t4)+a3*cos(t321);
74 j6=a2*cos(t2)+a1*cos(t12);
75 w6=a4*sin(t4)+a3*sin(t321);
76 q6=-a2*sin(t2)+a1*sin(t12);
77
78 k7=a4*cos(t4)+a3*cos(t331);
79 j7=a2*cos(t2)+a1*cos(t13);
80 w7=a4*sin(t4)+a3*sin(t331);
81 q7=-a2*sin(t2)+a1*sin(t13);
82
83 k8=a4*cos(t4)+a3*cos(t341);
84 j8=a2*cos(t2)+a1*cos(t14);
85 w8=a4*sin(t4)+a3*sin(t341);
86 q8=-a2*sin(t2)+a1*sin(t14);
87
88
89
90 if chop(k1,5)-chop(j1,5)==0 & chop(w1,5)-chop(q1,5)==0
91     T(i,1)=t11;
92     T(i,2)=t31;
93 else
94     if chop(k2,5)-chop(j2,5)==0 & chop(w2,5)-chop(q2,5)==0
95         T(i,1)=t12;
96         T(i,2)=t32;
97     else
98         if chop(k3,5)-chop(j3,5)==0 & chop(w3,5)-chop(q3,5)==0
99             T(i,1)=t13;
100            T(i,2)=t33;
101     else
102         if chop(k4,5)-chop(j4,5)==0 & chop(w4,5)-chop(q4,5)==0
103             T(i,1)=t14;
104             T(i,2)=t34;
105     else
106         if chop(k5,5)-chop(j5,5)==0 & chop(w5,5)-chop(q5,5)==0
107             T(i,1)=t11;
108             T(i,2)=t311;
109     else
110         if chop(k6,5)-chop(j6,5)==0 & chop(w6,5)-chop(q6,5)==0

```

24/06/09 13.23 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero1.m 3 of 4

```

111         T(i,1)=t12;
112         T(i,2)=t321;
113     else
114     if chop(k7,5)-chop(j7,5)==0 & chop(w7,5)-chop(q7,5)==0
115         T(i,1)=t13;
116         T(i,2)=t331;
117     else
118     if chop(k8,5)-chop(j8,5)==0 & chop(w8,5)-chop(q8,5)==0
119         T(i,1)=t14;
120         T(i,2)=t341;
121     else
122     end
123     end
124     end
125     end
126     end
127     end
128     end
129 end
130
131     if chop(k8,5)-chop(j8,5)==0 & chop(w8,5)-chop(q8,5)==0
132         T(i,3)=t14;
133         T(i,4)=t341;
134     else
135         if chop(k7,5)-chop(j7,5)==0 & chop(w7,5)-chop(q7,5)==0
136             T(i,3)=t13;
137             T(i,4)=t331;
138         else
139             if chop(k6,5)-chop(j6,5)==0 & chop(w6,5)-chop(q6,5)==0
140                 T(i,3)=t12;
141                 T(i,4)=t321;
142             else
143                 if chop(k5,5)-chop(j5,5)==0 & chop(w5,5)-chop(q5,5)==0
144                     T(i,3)=t11;
145                     T(i,4)=t311;
146                 else
147                 if chop(k4,5)-chop(j4,5)==0 & chop(w4,5)-chop(q4,5)==0
148                     T(i,3)=t14;
149                     T(i,4)=t34;
150                 else
151                 if chop(k3,5)-chop(j3,5)==0 & chop(w3,5)-chop(q3,5)==0
152                     T(i,3)=t13;
153                     T(i,4)=t33;
154                 else
155                 if chop(k2,5)-chop(j2,5)==0 & chop(w2,5)-chop(q2,5)==0
156                     T(i,3)=t12;
157                     T(i,4)=t32;
158                 else
159                 if chop(k1,5)-chop(j1,5)==0 & chop(w1,5)-chop(q1,5)==0
160                     T(i,3)=t11;
161                     T(i,4)=t31;
162                 else
163                 end
164             end
165         end

```

24/06/09 13.23 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero1.m 4 of 4

```

166     end
167     end
168         end
169         end
170     end
171
172 %Tra le due configurazioni analiticamente possibili si sceglie quella che
173 %protesi
174
175 %tldato  $\tilde{\alpha}$  l'angolo misurato graficamente con il goniometro nella configu
176
177 if i==1
178     if abs(T(1,1)-tldato)<abs(T(1,3)-tldato)
179         t1=T(1,1);
180         t3=T(1,2);
181     else
182         t1=T(1,3);
183         t3=T(1,4);
184     end
185 end
186
187     if i>1
188         if abs(t1-T(i,1))<abs(t1-T(i,3))
189             t1=T(i,1);
190             t3=T(i,2);
191         else
192             t1=T(i,3);
193             t3=T(i,4);
194         end
195     end
196
197
198     Ang1(i,1)=t1;
199     Ang1(i,2)=t3;
200
201
202 end
203 end

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando 1: nella function vengono chiamati in ingresso i vettori “t4in” e “t2in” contenenti i valori dei gradi di libertà  $\vartheta_4$  e  $\vartheta_2$  in diversi istanti del ciclo di cammino. Inoltre vengono chiamati i lati del quadrilatero a1, a2, a3, a4 ed il valore “t1dato” che è il valore di  $\vartheta_1$  nell’istante iniziale e verrà precisato in seguito a cosa serve.
- Linea di comando 3: viene chiamato un ciclo for al fine di calcolare  $\vartheta_1$  e  $\vartheta_3$  corrispondenti ad ogni valore dei dati di ingresso.
- Linee di comando da 4 a 27: viene inserita la formula (4.9) e vengono considerati, a livello analitico, 4 possibili angoli, quindi 4 possibili valori di  $\vartheta_1$  poiché ognuna delle due funzioni arcotangente ha per risultato due angoli compresi tra  $0^\circ$  e  $360^\circ$ .
- Linee di comando da 27 a 45: si inserisce la formula (4.10) che deve essere calcolata per i 4 possibili valori di  $\vartheta_1$ , quindi si avrebbero 4 valori di  $\vartheta_3$ , ma va considerato il fatto che ogni funzione arcoseno ha per risultato due angoli. In definitiva si hanno 8 possibili valori di  $\vartheta_3$  e quindi otto possibili combinazioni valide di  $\vartheta_3$  e  $\vartheta_1$ .
- Linee di comando da 45 a 171: tra queste otto combinazioni analiticamente valide si devono trovare le due fisicamente possibili. Quindi si scrivono le equazioni (4.2.1) e (4.2.2) per le otto combinazioni e si vede che solo due di queste otto verificano ambedue le uguaglianze delle due equazioni.
- Linee di comando da 171 a 203: una volta trovate le due configurazioni fisicamente possibili si deve scegliere quella che realmente è presente nella protesi. Per fare ciò si è pensato di scegliere il valore di  $\vartheta_1$  che nell’istante  $i+1$  fosse più vicino al precedente istante  $i$ . Si sceglie poi il valore di  $\vartheta_3$  che è in combinazione con  $\vartheta_1$ . Risulta evidente quindi che deve essere inserito dall’utente il primo valore di  $\vartheta_1$ , cioè il valore corrispondente all’istante iniziale del ciclo di cammino, scegliendo tra i due fisicamente possibili quello realmente presente nella protesi. Ecco perché la function ha in ingresso il valore “t1dato”. Tale valore si può ricavare graficamente disegnando il quadrilatero articolato con i valori in ingresso di  $\vartheta_4$  e  $\vartheta_2$  e si procede poi a misurare  $\vartheta_1$  con il goniometro come visibile in figura 4.4.

• APPENDICE AL PARAGRAFO 4.5

Analizziamo la funzione “Angoliquadrilatero2”.

24/06/09 13.16 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero2.m 1 of 4

```

1 function [Ang2]=Angoliquadrilatero2(t4in,a4,a3,a2,a1,t2in,t1dato)
2
3
4
5 for i=1:length(t2in)
6
7 t2=t2in(i);
8 t4=t4in(i);
9
10 %Valore di t1 e t3 in funzione dei gdl
11 G=-a4*cos(t4);
12 H=-a4*sin(t4);
13 A=+2*a2*a1*sin(t2)+2*a1*H;
14 B=-2*a2*a1*cos(t2)+2*G*a1;
15 C=a3^2-a2^2-a1^2-G^2-H^2+2*G*a2*cos(t2)-2*H*a2*sin(t2);
16
17 t11=2*atan((A+sqrt(A^2+B^2-C^2))/(B+C));
18
19
20 t12=t11+pi;
21
22 t13=2*atan((A-sqrt(A^2+B^2-C^2))/(B+C));
23
24
25 t14=t13+pi;
26
27 t31=asin((a2*sin(t2)+a1*sin(t11)+H)/a3);
28 t32=asin((a2*sin(t2)+a1*sin(t12)+H)/a3);
29 t33=asin((a2*sin(t2)+a1*sin(t13)+H)/a3);
30 t34=asin((a2*sin(t2)+a1*sin(t14)+H)/a3);
31
32 t311=pi-t31;
33
34 t321=pi-t32;
35
36 t331=pi-t33;
37
38 t341=pi-t34;
39
40
41
42
43 %Tra le otto coppie di angoli analiticamente possibili solo 2 sono le con
44 %fisicamente accettabili
45 k1=a4*cos(t4)+a3*cos(t31);
46 j1=-a2*cos(t2)+a1*cos(t11);
47 w1=a4*sin(t4)+a3*sin(t31);
48 q1=a2*sin(t2)+a1*sin(t11);
49
50 k2=a4*cos(t4)+a3*cos(t32);
51 j2=-a2*cos(t2)+a1*cos(t12);
52 w2=a4*sin(t4)+a3*sin(t32);
53 q2=a2*sin(t2)+a1*sin(t12);
54
55 k3=a4*cos(t4)+a3*cos(t33);

```

24/06/09 13.16 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero2.m 2 of 4

```

56 j3=-a2*cos(t2)+a1*cos(t13);
57 w3=a4*sin(t4)+a3*sin(t33);
58 q3=a2*sin(t2)+a1*sin(t13);
59
60 k4=a4*cos(t4)+a3*cos(t34);
61 j4=-a2*cos(t2)+a1*cos(t14);
62 w4=a4*sin(t4)+a3*sin(t34);
63 q4=a2*sin(t2)+a1*sin(t14);
64
65 k5=a4*cos(t4)+a3*cos(t311);
66 j5=-a2*cos(t2)+a1*cos(t11);
67 w5=a4*sin(t4)+a3*sin(t311);
68 q5=a2*sin(t2)+a1*sin(t11);
69
70 k6=a4*cos(t4)+a3*cos(t321);
71 j6=-a2*cos(t2)+a1*cos(t12);
72 w6=a4*sin(t4)+a3*sin(t321);
73 q6=a2*sin(t2)+a1*sin(t12);
74
75 k7=a4*cos(t4)+a3*cos(t331);
76 j7=-a2*cos(t2)+a1*cos(t13);
77 w7=a4*sin(t4)+a3*sin(t331);
78 q7=a2*sin(t2)+a1*sin(t13);
79
80 k8=a4*cos(t4)+a3*cos(t341);
81 j8=-a2*cos(t2)+a1*cos(t14);
82 w8=a4*sin(t4)+a3*sin(t341);
83 q8=a2*sin(t2)+a1*sin(t14);
84
85
86 if chop(k1,5)-chop(j1,5)==0 & chop(w1,5)-chop(q1,5)==0
87     T(i,1)=t11;
88     T(i,2)=t31;
89 else
90     if chop(k2,5)-chop(j2,5)==0 & chop(w2,5)-chop(q2,5)==0
91         T(i,1)=t12;
92         T(i,2)=t32;
93     else
94         if chop(k3,5)-chop(j3,5)==0 & chop(w3,5)-chop(q3,5)==0
95             T(i,1)=t13;
96             T(i,2)=t33;
97         else
98             if chop(k4,5)-chop(j4,5)==0 & chop(w4,5)-chop(q4,5)==0
99                 T(i,1)=t14;
100                T(i,2)=t34;
101            else
102                if chop(k5,5)-chop(j5,5)==0 & chop(w5,5)-chop(q5,5)==0
103                    T(i,1)=t11;
104                    T(i,2)=t311;
105                else
106                    if chop(k6,5)-chop(j6,5)==0 & chop(w6,5)-chop(q6,5)==0
107                        T(i,1)=t12;
108                        T(i,2)=t321;
109                    else
110                        if chop(k7,5)-chop(j7,5)==0 & chop(w7,5)-chop(q7,5)==0

```

24/06/09 13.16 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero2.m 3 of 4

```

111         T(i,1)=t13;
112         T(i,2)=t331;
113     else
114     if chop(k8,5)-chop(j8,5)==0 & chop(w8,5)-chop(q8,5)==0
115         T(i,1)=t14;
116         T(i,2)=t341;
117     else
118     end
119     end
120     end
121     end
122     end
123     end
124     end
125 end
126
127     if chop(k8,5)-chop(j8,5)==0 & chop(w8,5)-chop(q8,5)==0
128         T(i,3)=t14;
129         T(i,4)=t341;
130     else
131         if chop(k7,5)-chop(j7,5)==0 & chop(w7,5)-chop(q7,5)==0
132             T(i,3)=t13;
133             T(i,4)=t331;
134         else
135             if chop(k6,5)-chop(j6,5)==0 & chop(w6,5)-chop(q6,5)==0
136                 T(i,3)=t12;
137                 T(i,4)=t321;
138             else
139             if chop(k5,5)-chop(j5,5)==0 & chop(w5,5)-chop(q5,5)==0
140                 T(i,3)=t11;
141                 T(i,4)=t311;
142             else
143             if chop(k4,5)-chop(j4,5)==0 & chop(w4,5)-chop(q4,5)==0
144                 T(i,3)=t14;
145                 T(i,4)=t34;
146             else
147             if chop(k3,5)-chop(j3,5)==0 & chop(w3,5)-chop(q3,5)==0
148                 T(i,3)=t13;
149                 T(i,4)=t33;
150             else
151             if chop(k2,5)-chop(j2,5)==0 & chop(w2,5)-chop(q2,5)==0
152                 T(i,3)=t12;
153                 T(i,4)=t32;
154             else
155             if chop(k1,5)-chop(j1,5)==0 & chop(w1,5)-chop(q1,5)==0
156                 T(i,3)=t11;
157                 T(i,4)=t31;
158             else
159             end
160         end
161     end
162     end
163     end
164     end
165     end

```

24/06/09 13.16 /Users/daniloaceto/Desktop.../Angoliquadrilatero2.m 4 of 4

```

166     end
167
168 %Tra le due configurazioni analiticamente possibili si sceglie quella che
169 %protesi
170
171 %tldato Ã` l'angolo misurato graficamente con il goniometro nella configur
172
173 if i==1
174     if abs(T(1,1)-tldato)<abs(T(1,3)-tldato)
175         t1=T(1,1);
176         t3=T(1,2);
177     else
178         t1=T(1,3);
179         t3=T(1,4);
180     end
181 end
182
183     if i>1
184         if abs(t1-T(i,1))<abs(t1-T(i,3))
185             t1=T(i,1);
186             t3=T(i,2);
187         else
188             t1=T(i,3);
189             t3=T(i,4);
190         end
191     end
192
193
194     Ang2(i,1)=t1;
195     Ang2(i,2)=t3;
196
197 end
198 end

```

Viene ora spiegato il significato del codice, del tutto simile al caso precedente:

- Linea di comando 1: nella function vengono chiamati in ingresso i vettori “t4in” e “t2in” contenenti i valori dei gradi di libertà  $\vartheta_4$  e  $\vartheta_2$  in diversi istanti del ciclo di cammino. Inoltre vengono chiamati i lati del quadrilatero a1, a2, a3, a4 ed il valore “t1dato” che è il valore di  $\vartheta_1$  nell’istante iniziale e verrà precisato in seguito a cosa serve.
- Linea di comando 5: viene chiamato un ciclo for al fine di calcolare  $\vartheta_1$  e  $\vartheta_3$  corrispondenti ad ogni valore dei dati di ingresso.
- Linee di comando da 6 a 26: viene inserita la formula (4.19) e vengono considerati, a livello analitico, 4 possibili angoli, quindi 4 possibili valori di  $\vartheta_1$  poiché ognuna delle due funzioni arcotangente ha per risultato due angoli compresi tra  $0^\circ$  e  $360^\circ$ .
- Linee di comando da 27 a 42: si inserisce la formula (4.20) che deve essere calcolata per i 4 possibili valori di  $\vartheta_1$ , quindi si avrebbero 4 valori di  $\vartheta_3$ , ma va considerato il fatto che ogni funzione arcoseno ha per risultato due angoli. In definitiva si hanno 8 possibili valori di  $\vartheta_3$  e quindi otto possibili combinazioni valide di  $\vartheta_1$  e  $\vartheta_3$ .
- Linee di comando da 43 a 167: tra queste otto combinazioni analiticamente valide si devono trovare le due fisicamente possibili. Quindi si scrivono le equazioni (4.12.1) e (4.12.2) per le otto combinazioni e si vede che solo due di queste otto verificano ambedue le uguaglianze delle due equazioni.
- Linee di comando da 168 a 198: una volta trovate le due configurazioni fisicamente possibili si deve scegliere quella che realmente è presente nella protesi. Per fare ciò si è pensato di scegliere il valore di  $\vartheta_1$  che nell’istante  $i+1$  fosse più vicino al precedente istante  $i$ . Si sceglie poi il valore di  $\vartheta_3$  che è in combinazione con  $\vartheta_1$ . Risulta evidente quindi che deve essere inserito dall’utente il primo valore di  $\vartheta_1$ , cioè il valore corrispondente all’istante iniziale del ciclo di cammino, scegliendo tra i due fisicamente possibili quello realmente presente nella protesi. Ecco perché la function ha in ingresso il valore “t1dato”. Tale valore si può ricavare graficamente disegnando il quadrilatero articolato con i valori in ingresso di  $\vartheta_2$  e  $\vartheta_4$  e si procede poi a misurare  $\vartheta_1$  con il goniometro come spiegato precedentemente.

• APPENDICE AL PARAGRAFO 4.6

Analizziamo la funzione “DATIINIZIALI”.

26/06/09 18.39 /Users/daniloaceto/Desktop/tesipr.../DATIINIZIALI.m 1 of 5

```

1 function [Datiiniziali]=DATIINIZIALI()
2
3 %INSERIRE I DATI INIZIALI
4
5 %Dimensioni del meccanismo
6 %(lunghezze in metri,angoli in radianti,forze in newton,momenti in
newton*metro)
7
8
9 %QUADRILATERO 1
10 %Valore degli angoli del quadrilatero nella posizione di allineamento
11 t4all=50*pi/180; %valore di t4 nella posizione di allineamento
12 t2all=-43*pi/180; %valore di t2 nella posizione di allineamento
13
14 %Lunghezza membri del quadrilatero 1
15 a2=0.032;
16 a4=0.074;
17 a1=0.106;
18 a3=0.074;
19
20
21
22
23
24
25 %Dati t2all e t4all si ricava il valore di t3 e t1 nella posizione di
allineamento (t3all e t1all)
26 tldatoall1=80*pi/180;
27 Ang1 = Angoliquadrilatero1(t4all,a4,a3,a2,a1,t2all,tldatoall1);
28 t1all=Ang1(1,1);
29 t3all=Ang1(1,2);
30
31 %dimensioni del femore (membro 2)
32 f=0.4; %lunghezza del femore
33 f2=0.05;
34 a5=0.005;
35 f1=f-f2;
36 Pistone11=0.0224;
37 Pistone21=0.0222;
38
39 %dimensioni della tibia (membro 4)
40 t=0.4;%lunghezza della tibia
41 a6=(a5*cos(t2all)-a3*cos(t3all))/cos(t4all);
42 g=a5*sin(t2all)+a6*sin(t4all)+a3*sin(t3all)-f2;
43 h=t-g;
44
45 %dimensioni del piede (membro 5)
46 l=0.20;%LUNGHEZZA PIEDE ESCLUSE FALANGI DITA
47 n=0.05;
48 alpha5=45*pi/180;
49 m=sqrt(n^2+l^2-2*n*l*cos(alpha5));
50 gamma5=asin(n*sin(alpha5)/m);
51 beta5=pi-alpha5-gamma5;
52
53

```

26/06/09 18.39 /Users/daniloaceto/Desktop/tesipr.../DATIINIZIALI.m 2 of 5

```

54 %QUADRILATERO 2
55 %Valore degli angoli del quadrilatero nella posizione di allineamento
56 t4all2=3*pi/180;      %valore di t4 nella posizione di allineamento
57 t2all2=12*pi/180;    %valore di t2 nella posizione di allineamento
58
59 %Lunghezza membri del quadrilatero 2
60 a2=0.03;
61 a4=0.05;
62 a1=0.103;
63 a3=0.102;
64
65
66 %Dati t2all e t4all si ricava il valore di t3 e t1 nella posizione di
allineamento (t3all e t1all)
67 t1datoall2=64*pi/180;
68 Ang2 = Angoliquadrilatero2(t4all2,a4,a3,a2,a1,t2all2,t1datoall2);
69 t1all2=Ang2(1,1);
70 t3all2=Ang2(1,2);
71
72
73 %dimensioni del femore (membro 2)
74 %f= lunghezza del femore analogo a prima
75 f2=0.03;
76 a5=0.02;
77 f1=f-f2;
78 Pistone1=0;
79 Pistone2=0;
80
81 %dimensioni della tibia (membro 4)
82 %t= lunghezza della tibia analogo a prima
83 w=sqrt(a2^2+a3^2-2*a2*a3*cos(pi-t3all2-t2all2));
84 j=asin(a2*sin(pi-t3all2-t2all2)/w);
85 a6=(a5*cos(t2all2)-w*cos(t3all2-j))/cos(t4all2);
86 g2=a5*sin(t2all2)+a6*sin(t4all2)+w*sin(t3all2-j)-f2;
87 h2=t-g2;
88
89 %dimensioni del piede (membro 5)
90 %sono le stesse del caso 1
91
92
93
94 %Valore dei gdl nelle varie fasi del cammino
95 %Interpolazione con comando spline
96 %HIP ANGLE
97 xHA=[0,10,20,30,40,50,60,70,80,90,100];
98 yHA=[31,28,18,5,-5,-12,-2,15,30,31,28];
99 partizione=1;
100 xx=[0:partizione:100];
101 psp1=spline(xHA,yHA,xx);
102
103 %Si ricava teta2 in funzione di hip angle
104 t2in1=-(psp1*pi/180-t2all);
105 t2in2=-(psp1*pi/180-t2all2);
106
107

```

26/06/09 18.39 /Users/daniloaceto/Desktop/tesipr.../DATIINIZIALI.m 3 of 5

```

108
109 %KNEE ANGLE
110 yKA=[5,18,18,8,5,12,42,70,61,18,5];
111 psp2=spline(xHA,yKA,xx);
112
113 %Si ricavava teta4 in funzione di hip angle e knee angle
114 t4in1=-psp2*pi/180+psp1*pi/180+t4all;
115 t4in2=-psp2*pi/180+psp1*pi/180+t4all2;
116
117 %ANKLE ANGLE
118 xAA=[0,5,10,20,30,40,50,60,70,80,90,100];
119 yAA=[0,-14,-9,1,5,8,4,-16,-15,-2,-5,-5];
120 psp3=spline(xAA,yAA,xx);
121
122 %Si ricavava teta5 in funzione di hip angle,knee angle e ankle angle
123 t5in=(-psp2+psp1+psp3)*pi/180;
124
125
126 %Valore dell'angolo di inclinazione (alpha) della forza P
127 Py=[0,-20,-12,-4,4,20,9,0];
128 xxdati2=[0:partizione:65];
129 xforze=[0,10,20,30,40,50,60,65];
130 psp4=spline(xforze,Py,xxdati2);
131
132
133 Pz=[0,110,90,64,90,112,17,0];
134 psp5=spline(xforze,Pz,xxdati2);
135
136
137 for i=1:length(xxdati2)
138 alphain(i)=-atan(psp4(i)/psp5(i));
139 end
140 alphain(1)=alphain(2);
141 alphain(length(xxdati2))=alphain(length(xxdati2)-1);
142
143 %Assegnare t1 per i due quadrilateri nella posizione iniziale delκ
movimento
144 t1dato1=108*pi/180;
145 t1dato2=90*pi/180;
146
147
148
149 %Peso di tibia, femore e piede nella gamba reale normalizzati rispettoκ
al
150 %peso corporeo
151 pesotibiagv=4;
152 pesofemoregv=7;
153 pesopiedegv=3;
154
155 %Peso di tibia femore e piede della protesi normalizzati rispetto alκ
peso
156 %corporeo
157 pesotibiaprot=2.8;
158 pesofemoreprot=3.5;
159 pesopiedeprot=2;

```

26/06/09 18.39 /Users/daniloaceto/Desktop/tesipr.../DATIINIZIALI.m 4 of 5

```
160
161
162
163 Datiiniziali(1,1)=t4all;
164 Datiiniziali(2,1)=t2all;
165 Datiiniziali(3,1)=a1;
166 Datiiniziali(4,1)=a2;
167 Datiiniziali(5,1)=a3;
168 Datiiniziali(6,1)=a4;
169 Datiiniziali(7,1)=t1all;
170 Datiiniziali(8,1)=t3all;
171 Datiiniziali(9,1)=f;
172 Datiiniziali(10,1)=f2;
173 Datiiniziali(11,1)=a5;
174 Datiiniziali(12,1)=f1;
175 Datiiniziali(13,1)=t;
176 Datiiniziali(14,1)=a6;
177 Datiiniziali(15,1)=g;
178 Datiiniziali(16,1)=h;
179 Datiiniziali(17,1)=l;
180 Datiiniziali(18,1)=n;
181 Datiiniziali(19,1)=alpha5;
182 Datiiniziali(20,1)=m;
183 Datiiniziali(21,1)=gamma5;
184 Datiiniziali(22,1)=beta5;
185 Datiiniziali(23,1)=t4all2;
186 Datiiniziali(24,1)=t2all2;
187 Datiiniziali(25,1)=a22;
188 Datiiniziali(26,1)=a42;
189 Datiiniziali(27,1)=a12;
190 Datiiniziali(28,1)=a32;
191 Datiiniziali(29,1)=t1all2;
192 Datiiniziali(30,1)=t3all2;
193 Datiiniziali(31,1)=f22;
194 Datiiniziali(32,1)=a52;
195 Datiiniziali(33,1)=f12;
196 Datiiniziali(34,1)=w;
197 Datiiniziali(35,1)=j;
198 Datiiniziali(36,1)=a62;
199 Datiiniziali(37,1)=g2;
200 Datiiniziali(38,1)=h2;
201 Datiiniziali(39,1:length(xx))=psp1;
202 Datiiniziali(40,1:length(xx))=t2in1;
203 Datiiniziali(41,1:length(xx))=psp2;
204 Datiiniziali(42,1:length(xx))=t4in1;
205 Datiiniziali(43,1:length(xx))=psp3;
206 Datiiniziali(44,1:length(xx))=t5in;
207 Datiiniziali(45,1:length(xxdati2))=psp4;
208 Datiiniziali(46,1:length(xxdati2))=psp5;
209 Datiiniziali(47,1:length(xxdati2))=alphain;
210 Datiiniziali(48,1:length(xx))=xx;
211 Datiiniziali(49,1:length(xHA))=xHA;
212 Datiiniziali(50,1:length(yHA))=yHA;
213 Datiiniziali(51,1:length(yAA))=yAA;
214 Datiiniziali(52,1:length(xAA))=xAA;
```

26/06/09 18.39 /Users/daniiloaceto/Desktop/tesipr.../DATIINIZIALI.m 5 of 5

```

215 Datiiniziali(53,1:length(Py))=Py;
216 Datiiniziali(54,1:length(Pz))=Pz;
217 Datiiniziali(55,1:length(yKA))=yKA;
218 Datiiniziali(56,1:length(xx))=t2in2;
219 Datiiniziali(57,1:length(xx))=t4in2;
220 Datiiniziali(58,1)=tldato1;
221 Datiiniziali(59,1)=tldato2;
222 Datiiniziali(60,1)=tldatoall1;
223 Datiiniziali(61,1)=tldatoall2;
224 Datiiniziali(62,1)=Pistone11;
225 Datiiniziali(63,1)=Pistone21;
226 Datiiniziali(64,1)=Pistone12;
227 Datiiniziali(65,1)=Pistone22;
228 Datiiniziali(66,1:length(xxdati2))=xxdati2;
229 Datiiniziali(67,1:length(xforze))=xforze;
230 Datiiniziali(68,1)=pesotibiaprot;
231 Datiiniziali(69,1)=pesofemoreprot;
232 Datiiniziali(70,1)=pesopiedeprot;
233 Datiiniziali(71,1)=pesotibiagv;
234 Datiiniziali(72,1)=pesofemoregv;
235 Datiiniziali(73,1)=pesopiedegv;
236
237
238 end
239
240
241
242
243
244

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando 1: viene creata la function “DATIINIZIALI”
- Linee di comando da 2 a 53: vengono inseriti i dati del quadrilatero articolato semplice (chiamato QUADRILATERO 1) visibili in figura 4.9 e calcolate le dimensioni, utili nel proseguo del progetto, illustrate in figura 4.11. E’ da notare che nelle linee di comando 36 e 37 vengono inserite due dimensioni non citate nel paragrafo 4.6 il cui significato verrà specificato in seguito. Inoltre al rigo 26 viene inserito il valore dell’angolo “t1datoall” che è il valore dell’angolo  $\vartheta_1$  nella posizione di allineamento (standing position) ed è necessario il suo inserimento per i motivi spiegati nel paragrafo 4.4.1.
- Linee di comando da 54 a 93: vengono inseriti i dati del quadrilatero articolato incrociato (chiamato QUADRILATERO 2) visibili in figura 4.10 e calcolate le dimensioni, utili nel proseguo del progetto, illustrate in figura 4.12. Anche in questo caso si fa notare che nelle linee di comando 78 e 79 vengono inserite due dimensioni non citate nel paragrafo 4.6 il cui significato verrà specificato in seguito. Inoltre al rigo 67 viene inserito il valore dell’angolo “t1datoall2” che è il valore dell’angolo  $\vartheta_1$  nella posizione di allineamento (standing position) ed è necessario il suo inserimento per i motivi spiegati nel paragrafo 4.5.1.
- Linee di comando da 94 a 125: vengono riprodotte le curve di KNEE ANGLE, HIP ANGLE e ANKLE ANGLE di figura 1.4 tramite interpolazione con comando spline di Matlab. Vengono poi ricavati gli angoli utilizzati nel modello di protesi di arto inferiore tramite le formule 4.21.
- Linee di comando da 125 a 141: Viene ricavato il valore dell’angolo di inclinazione della forza P con la formula (4.22) in diverse percentuali della stance phase. Il primo e l’ultimo valore del vettore dell’angolo  $\alpha$  vengono posti uguali al secondo e al penultimo valore, rispettivamente, perché sono delle forme indeterminate del tipo atan(0/0) che producono in matlab l’output Nan (not a number).
- Linee di comando da 142 a 148: vengono inseriti i valori “t1dato1” e “t1dato2” che sono i valori di  $\vartheta_1$  nel quadrilatero semplice e incrociato, rispettivamente, nella primo istante del ciclo di cammino. La motivazione della loro introduzione è specificata nei paragrafi 4.4.1 e 4.5.1.
- Linee di comando da 149 a 159: Vengono inseriti il peso di tibia, piede e femore della gamba naturale, e poi della protesi, normalizzati rispetto al peso corporeo ed in percentuale. Il loro utilizzo sarà spiegato e chiarito nella parte conclusiva del progetto.
- Linee di comando da 160 a 244: Tutti i dati iniziali fin ora considerati vengono disposti all’ interno della matrice “Datiiniziali” che verrà richiamata in ogni function del progetto. In questo modo variando i dati iniziali nella function “DATIINIZIALI” tutte le altre function saranno automaticamente aggiornate.

Analizziamo ora l' m-file "MECCANISMIINIZIALI".

27/06/09 0.04 /Users/daniiloaceto/Desktop/t.../MECCANISMIINIZIALI.m 1 of 6

---

```

1 clear all
2 close all
3 clc
4
5 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
6 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
7 t4all=Datiiniziali(1,1);
8 t2all=Datiiniziali(2,1);
9 a1=Datiiniziali(3,1);
10 a2=Datiiniziali(4,1);
11 a3=Datiiniziali(5,1);
12 a4=Datiiniziali(6,1);
13 t1all=Datiiniziali(7,1);
14 t3all=Datiiniziali(8,1);
15 f=Datiiniziali(9,1);
16 f2=Datiiniziali(10,1);
17 a5=Datiiniziali(11,1);
18 f1=Datiiniziali(12,1);
19 t=Datiiniziali(13,1);
20 a6=Datiiniziali(14,1);
21 g=Datiiniziali(15,1);
22 h=Datiiniziali(16,1);
23 l=Datiiniziali(17,1);
24 n=Datiiniziali(18,1);
25 alpha5=Datiiniziali(19,1);
26 m=Datiiniziali(20,1);
27 gamma5=Datiiniziali(21,1);
28 beta5=Datiiniziali(22,1);
29 t4all2=Datiiniziali(23,1);
30 t2all2=Datiiniziali(24,1);
31 a22=Datiiniziali(25,1);
32 a42=Datiiniziali(26,1);
33 a12=Datiiniziali(27,1);
34 a32=Datiiniziali(28,1);
35 t1all2=Datiiniziali(29,1);
36 t3all2=Datiiniziali(30,1);
37 f22=Datiiniziali(31,1);
38 a52=Datiiniziali(32,1);
39 f12=Datiiniziali(33,1);
40 w=Datiiniziali(34,1);
41 j=Datiiniziali(35,1);
42 a62=Datiiniziali(36,1);
43 g2=Datiiniziali(37,1);
44 h2=Datiiniziali(38,1);
45 psp1=Datiiniziali(39,:);
46 t2in1=Datiiniziali(40,:);
47 psp2=Datiiniziali(41,:);
48 t4in1=Datiiniziali(42,:);
49 psp3=Datiiniziali(43,:);
50 t5in=Datiiniziali(44,:);
51 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
52 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
53 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
54 xx=Datiiniziali(48,:);
55 xHA=Datiiniziali(49,1:11);

```

27/06/09 0.04 /Users/daniloaceto/Desktop/t.../MECCANISMIINIZIALI.m 2 of 6

```
56 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
57 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
58 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
59 Py=Datiiniziali(53,1:8);
60 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
61 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
62 t2in2=Datiiniziali(56,:);
63 t4in2=Datiiniziali(57,:);
64 tldato1=Datiiniziali(58,1);
65 tldato2=Datiiniziali(59,1);
66 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
67 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
68 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
69 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
70 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
71 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
72 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
73 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
74 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
75 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
76 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
77 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
78 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
79 pesopiedegev=Datiiniziali(73,1);
80
81 %Valore dei gdl nelle varie fasi del cammino
82 %Interpolazione con comando spline
83 %HIP ANGLE
84 figure(1);
85 subplot(2,2,1)
86 plot(xx,psp1,xHA,yHA,'o');
87 title('HIP ANGLE')
88 xlabel('percentuale del ciclo di cammino')
89 ylabel('degree')
90 axis equal
91
92
93 %KNEE ANGLE
94 subplot(2,2,2)
95 plot(xx,psp2,xKA,yKA,'o');
96 title('KNEE ANGLE')
97 xlabel('percentuale del ciclo di cammino')
98 ylabel('degree')
99 axis equal
100
101
102 %ANKLE ANGLE
103 subplot(2,2,3)
104 plot(xx,psp3,xAA,yAA,'o');
105 title('ANKLE ANGLE')
106 xlabel('percentuale del ciclo di cammino')
107 ylabel('degree')
108 axis equal
109
110
```

```

111 %Valore dell'angolo di inclinazione (alpha) della forza P
112 %Py
113 figure(2)
114 subplot(2,2,1)
115 subplot(2,2,1)
116 plot(xxdati2,psp4,xforze,Py,'o');
117 title('Px')
118 xlabel('percentuale del ciclo di cammino')
119 ylabel('Px (%BW)')
120
121 % Pz
122 subplot(2,2,2)
123 plot(xxdati2,psp5,xforze,Pz,'o');
124 title('Py')
125 xlabel('percentuale del ciclo di cammino')
126 ylabel('Py (%BW)')
127
128
129 % alphain
130 subplot(2,2,3)
131 plot(xxdati2,alphain)
132 title('alpha (radianti)')
133 xlabel('percentuale del ciclo di cammino')
134 ylabel('alpha (radianti)')
135
136
137
138
139
140 %Disegnare il meccanismo 1 nella posizione di allineamento
141 i=1;
142 t1in=t1all;
143 t3in=t3all;
144 t5in(i)=0;
145 t4in(i)=t4all;
146 t2in(i)=t2all;
147 psp1(i)=0;
148 psp2(i)=0;
149 P1=[0,0];
150 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
151 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
152 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
153 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
154 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
155 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
156 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
157 P41=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
158 P8=[P41(1)-a4*cos(t4in(i)),P41(2)-a4*sin(t4in(i))];
159 P10=[P41(1)-a6*cos(t4in(i)),P41(2)-a6*sin(t4in(i))];
160 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
161 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
162 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
163

```

27/06/09 0.04 /Users/daniiloaceto/Desktop/t.../MECCANISMIINIZIALI.m 4 of 6

```

164 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone11*cos(t2in(i))];
165 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone11*sin(t2in(i))];
166 PP2(i,1)=[P41(1)-Pistone21*cos(t4in(i))];
167 PP2(i,2)=[P41(2)-Pistone21*sin(t4in(i))];
168
169
170
171
172 x1=[P1(1),P2(1)];
173 y1=[P1(2),P2(2)];
174 x2=[P2(1),P3(1)];
175 y2=[P2(2),P3(2)];
176 x3=[P41(1),P5(1)];
177 y3=[P41(2),P5(2)];
178 x4=[P5(1),P7(1)];
179 y4=[P5(2),P7(2)];
180 x5=[P7(1),P8(1)];
181 y5=[P7(2),P8(2)];
182 x6=[P41(1),P8(1)];
183 y6=[P41(2),P8(2)];
184 x7=[P3(1),P1(1)];
185 y7=[P3(2),P1(2)];
186 x8=[P6(1),P9(1)];
187 y8=[P6(2),P9(2)];
188 x9=[P32(1),P10(1)];
189 y9=[P32(2),P10(2)];
190 x10=[P3(1),PG(1)];
191 y10=[P3(2),PG(2)];
192 x11=[PG(1),P6(1)];
193 y11=[PG(2),P6(2)];
194 x12=[P12(1),P22(1)];
195 y12=[P12(2),P22(2)];
196 x13=[P22(1),P32(1)];
197 y13=[P22(2),P32(2)];
198 x14=[P32(1),P12(1)];
199 y14=[P32(2),P12(2)];
200 x15=[PP1(i,1),PP2(i,1)];
201 y15=[PP1(i,2),PP2(i,2)];
202
203
204
205
206
207
208 %QUADRILATERO 2
209 %Disegnare il meccanismo 2 nella posizione di allineamento
210 i=1;
211 t1in=t1all2;
212 t3in=t3all2;
213 t5in(i)=0;
214 t4in(i)=t4all2;
215 t2in(i)=t2all2;
216 psp1(i)=0;
217 psp2(i)=0;
218 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];

```

27/06/09 0.04 /Users/daniiloaceto/Desktop/t.../MECCANISMIINIZIALI.m 5 of 6

```

219 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
220 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
221 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
222 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
223 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]
224 P32=[P10(1)-h2*sin(ψ2(i)*pi/180-ψ1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos(ψ2(i)*
*pi/180-ψ1(i)*pi/180)];
225 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
226 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
227
228
229 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone12*cos(t2in(i))];
230 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone12*sin(t2in(i))];
231 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone22*cos(t4in(i))];
232 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone22*sin(t4in(i))];
233
234
235 x12=[P1(1),P2(1)];
236 y12=[P1(2),P2(2)];
237 x22=[P2(1),P3(1)];
238 y22=[P2(2),P3(2)];
239 x32=[P4(1),P7(1)];
240 y32=[P4(2),P7(2)];
241 x42=[P5(1),P7(1)];
242 y42=[P5(2),P7(2)];
243 x52=[P5(1),P8(1)];
244 y52=[P5(2),P8(2)];
245 x62=[P4(1),P8(1)];
246 y62=[P4(2),P8(2)];
247 x72=[P3(1),P1(1)];
248 y72=[P3(2),P1(2)];
249 x82=[P6(1),P9(1)];
250 y82=[P6(2),P9(2)];
251 x92=[P32(1),P10(1)];
252 y92=[P32(2),P10(2)];
253 x102=[P3(1),PG(1)];
254 y102=[P3(2),PG(2)];
255 x112=[PG(1),P6(1)];
256 y112=[PG(2),P6(2)];
257 x122=[P12(1),P22(1)];
258 y122=[P12(2),P22(2)];
259 x132=[P22(1),P32(1)];
260 y132=[P22(2),P32(2)];
261 x142=[P32(1),P12(1)];
262 y142=[P32(2),P12(2)];
263 x152=[PP1(i,1),PP2(i,1)];
264 y152=[PP1(i,2),PP2(i,2)];
265
266
267
268 figure(3)
269 subplot(1,2,1)
270 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g')
271 axis equal

```

---

27/06/09 0.04 /Users/daniiloaceto/Desktop/t.../MECCANISMIINIZIALI.m 6 of 6

```
272
273 subplot(1,2,2)
274 plot(x1,y1,'r',x2,y2,'r',x7,y7,'r',x10,y10,'r',x11,y11,'r')
275 axis equal
276 hold on
277 plot(PG(1),PG(2),'ro')
278
279
280 figure(4)
281 subplot(1,2,1)
282 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',x82,y82,'g',x92,↵
y92,'g',x122,y122,'g',x132,y132,'g',x142,y142,'g')
283 axis equal
284 subplot(1,2,2)
285 plot(x12,y12,'r',x22,y22,'r',x72,y72,'r',x102,y102,'r',x112,y112,'r')
286 axis equal
287 hold on
288 plot(PG(1),PG(2),'ro')
289 axis equal
290
291 figure(5)
292 subplot(1,2,1)
293 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,↵
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g')
294 axis equal
295 hold on
296 plot(x1,y1,'r',x2,y2,'r',x7,y7,'r',x10,y10,'r',x11,y11,'r')
297 axis equal
298 hold on
299 plot(PG(1),PG(2),'ro')
300 subplot(1,2,2)
301 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',x82,y82,'g',x92,↵
y92,'g',x122,y122,'g',x132,y132,'g',x142,y142,'g')
302 axis equal
303 hold on
304 plot(x12,y12,'r',x22,y22,'r',x72,y72,'r',x102,y102,'r',x112,y112,'r')
305 axis equal
306 hold on
307 plot(PG(1),PG(2),'ro')
308 axis equal
309
310
```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 79: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 80 a 134: vengono plottati i grafici di HIP ANGLE, KNEE ANGLE, ANKLE ANGLE e delle componenti della forza P lungo x e y e dell’angolo di inclinazione della forza P in funzione della percentuale del ciclo di cammino
- Linea di comando da 135 a 201: vengono disegnati il meccanismo di protesi con quadrilatero articolato semplice e il modello di gamba naturale con le convenzioni viste nella figura 4.20
- Linea di comando da 202 a 265: vengono disegnati il meccanismo di protesi con quadrilatero articolato incrociato e il modello di gamba naturale con le convenzioni viste nella figura 4.20
- Linea di comando da 266 a 310: sono digitati i comandi di plot delle figure 4.17, 4.18 e 4.19.

- APPENDICE AL PARAGRAFO 4.7

Analizziamo l' m-file "CONFRONTOMOVIMENTO".

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 1 of 8

---

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5
6 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
7 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
8 t4all=Datiiniziali(1,1);
9 t2all=Datiiniziali(2,1);
10 a1=Datiiniziali(3,1);
11 a2=Datiiniziali(4,1);
12 a3=Datiiniziali(5,1);
13 a4=Datiiniziali(6,1);
14 t1all=Datiiniziali(7,1);
15 t3all=Datiiniziali(8,1);
16 f=Datiiniziali(9,1);
17 f2=Datiiniziali(10,1);
18 a5=Datiiniziali(11,1);
19 f1=Datiiniziali(12,1);
20 t=Datiiniziali(13,1);
21 a6=Datiiniziali(14,1);
22 g=Datiiniziali(15,1);
23 h=Datiiniziali(16,1);
24 l=Datiiniziali(17,1);
25 n=Datiiniziali(18,1);
26 alpha5=Datiiniziali(19,1);
27 m=Datiiniziali(20,1);
28 gamma5=Datiiniziali(21,1);
29 beta5=Datiiniziali(22,1);
30 t4all2=Datiiniziali(23,1);
31 t2all2=Datiiniziali(24,1);
32 a22=Datiiniziali(25,1);
33 a42=Datiiniziali(26,1);
34 a12=Datiiniziali(27,1);
35 a32=Datiiniziali(28,1);
36 t1all2=Datiiniziali(29,1);
37 t3all2=Datiiniziali(30,1);
38 f22=Datiiniziali(31,1);
39 a52=Datiiniziali(32,1);
40 f12=Datiiniziali(33,1);
41 w=Datiiniziali(34,1);
42 j=Datiiniziali(35,1);
43 a62=Datiiniziali(36,1);
44 g2=Datiiniziali(37,1);
45 h2=Datiiniziali(38,1);
46 psp1=Datiiniziali(39,:);
47 t2in1=Datiiniziali(40,:);
48 psp2=Datiiniziali(41,:);
49 t4in1=Datiiniziali(42,:);
50 psp3=Datiiniziali(43,:);
51 t5in=Datiiniziali(44,:);
52 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
53 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
54 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
55 xx=Datiiniziali(48,:);

```

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 2 of 8

```

56 xHA=Datiiniziali(49,1:11);
57 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
58 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
59 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
60 Py=Datiiniziali(53,1:8);
61 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
62 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
63 t2in2=Datiiniziali(56,:);
64 t4in2=Datiiniziali(57,:);
65 tldato1=Datiiniziali(58,1);
66 tldato2=Datiiniziali(59,1);
67 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
68 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
69 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
70 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
71 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
72 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
73 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
74 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
75 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
76 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
77 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
78 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
79 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
80 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
81
82
83
84
85
86 %Disegnare gamba reale che si muove
87 x=zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*8/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):30,␣
ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*28/65))*30];
88 for i=1:(length(xxdati2)-1)*62/65
89 P1=[0,0];
90 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
91 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
92 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)␣
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
93 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
94 o=x(i);
95 a=l*o/30;
96 P112=[P1(1)+a*cos(t5in(i)),P1(2)+a*sin(t5in(i))];
97 x1=[P1(1),P2(1)];
98 y1=[P1(2),P2(2)];
99 x2=[P2(1),P3(1)];
100 y2=[P2(2),P3(2)];
101 x7=[P3(1),P1(1)];
102 y7=[P3(2),P1(2)];
103 x10=[P3(1),PG(1)];
104 y10=[P3(2),PG(2)];
105 x11=[PG(1),P6(1)];
106 y11=[PG(2),P6(2)];
107 figure(3)
108 hold on

```

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 3 of 8

```

109 plot(x1,y1,'r',x2,y2,'r',x7,y7,'r',x10,y10,'r',x11,y11,'r')
110 hold on
111 plot(PG(1),PG(2),'ro',P112(1),P112(2),'go')
112 axis equal
113 pause(0.2)
114 clf
115 end
116 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
117 P6=P6;
118 PG=[P6(1)+f*sin(pspl(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(pspl(i)*pi/180)];
119 P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
120 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
121 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
122
123 x1=[P1(1),P2(1)];
124 y1=[P1(2),P2(2)];
125 x2=[P2(1),P3(1)];
126 y2=[P2(2),P3(2)];
127 x7=[P3(1),P1(1)];
128 y7=[P3(2),P1(2)];
129 x10=[P3(1),PG(1)];
130 y10=[P3(2),PG(2)];
131 x11=[PG(1),P6(1)];
132 y11=[PG(2),P6(2)];
133 figure(3)
134 hold on
135 plot(x1,y1,'r',x2,y2,'r',x7,y7,'r',x10,y10,'r',x11,y11,'r')
136 hold on
137 plot(PG(1),PG(2),'ro')
138 axis equal
139 pause(0.2)
140 clf
141 end
142
143
144 %Disegnare meccanismo 2 che si muove
145
146 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2)
147
148 for i=1:(length(xxdati2)-1)*62/65
149 t1in=Ang2(i,1);
150 t3in=Ang2(i,2);
151 t2in(i)=t2in2(i);
152 t4in(i)=t4in2(i);
153 P1=[0,0];
154 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
155 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
156 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
157 P6=[PG(1)-f*sin(pspl(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(pspl(i)*pi/180)];
158 P9=[P6(1)+f12*sin(pspl(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(pspl(i)*pi/180)];
159 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
160 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
161 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];

```

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 4 of 8

```

162 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
163 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]
164 P32=[P10(1)-h2*sin(ψ(i)*pi/180-ψ1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos(ψ(i)*
*psi/180-ψ1(i)*pi/180)];
165 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
166 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
167
168 x1=[P1(1),P2(1)];
169 y1=[P1(2),P2(2)];
170 x2=[P2(1),P3(1)];
171 y2=[P2(2),P3(2)];
172 x3=[P4(1),P7(1)];
173 y3=[P4(2),P7(2)];
174 x4=[P5(1),P7(1)];
175 y4=[P5(2),P7(2)];
176 x5=[P5(1),P8(1)];
177 y5=[P5(2),P8(2)];
178 x6=[P4(1),P8(1)];
179 y6=[P4(2),P8(2)];
180 x7=[P3(1),P1(1)];
181 y7=[P3(2),P1(2)];
182 x8=[P6(1),P9(1)];
183 y8=[P6(2),P9(2)];
184 x9=[P32(1),P10(1)];
185 y9=[P32(2),P10(2)];
186 x10=[P3(1),PG(1)];
187 y10=[P3(2),PG(2)];
188 x11=[PG(1),P6(1)];
189 y11=[PG(2),P6(2)];
190 x12=[P12(1),P22(1)];
191 y12=[P12(2),P22(2)];
192 x13=[P22(1),P32(1)];
193 y13=[P22(2),P32(2)];
194 x14=[P32(1),P12(1)];
195 y14=[P32(2),P12(2)];
196 figure(3)
197 hold on
198 plot(x1,y1,'r',x3,y3,'g',x2,y2,'r',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x7,ψ
y7,'r',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x10,y10,'r',x11,y11,'r',x12,y12,'g',x13,y13,'g',ψ
x14,y14,'g')
199 hold on
200 plot(PG(1),PG(2),'ro')
201 axis equal
202 pause(0.2)
203 clf
204 end
205 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
206 t1in=Ang2(i,1);
207 t3in=Ang2(i,2);
208 t2in(i)=t2in2(i);
209 t4in(i)=t4in2(i);
210 P6=P6;
211 PG=[P6(1)+f*sin(ψ(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(ψ(i)*pi/180)];
212 P3=[PG(1)-t*sin(ψ(i)*pi/180-ψ1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(ψ(i)*ψ
*psi/180-ψ1(i)*pi/180)];

```

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 5 of 8

```

213 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
214 P2=[P1(1)+1*cos(t5in(i)),P1(2)+1*sin(t5in(i))];
215 P9=[P6(1)+f12*sin( psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos( psp1(i)*pi/180)];
216 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
217 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
218 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
219 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
220 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))];
221 P32=[P10(1)-h2*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos( psp2(i)*
    *pi/180- psp1(i)*pi/180)];
222 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
223 P22=[P12(1)+1*cos(t5in(i)),P12(2)+1*sin(t5in(i))];
224
225 x1=[P1(1),P2(1)];
226 y1=[P1(2),P2(2)];
227 x2=[P2(1),P3(1)];
228 y2=[P2(2),P3(2)];
229 x3=[P4(1),P7(1)];
230 y3=[P4(2),P7(2)];
231 x4=[P5(1),P7(1)];
232 y4=[P5(2),P7(2)];
233 x5=[P5(1),P8(1)];
234 y5=[P5(2),P8(2)];
235 x6=[P4(1),P8(1)];
236 y6=[P4(2),P8(2)];
237 x7=[P3(1),P1(1)];
238 y7=[P3(2),P1(2)];
239 x8=[P6(1),P9(1)];
240 y8=[P6(2),P9(2)];
241 x9=[P32(1),P10(1)];
242 y9=[P32(2),P10(2)];
243 x10=[P3(1),PG(1)];
244 y10=[P3(2),PG(2)];
245 x11=[PG(1),P6(1)];
246 y11=[PG(2),P6(2)];
247 x12=[P12(1),P22(1)];
248 y12=[P12(2),P22(2)];
249 x13=[P22(1),P32(1)];
250 y13=[P22(2),P32(2)];
251 x14=[P32(1),P12(1)];
252 y14=[P32(2),P12(2)];
253 figure(3)
254 hold on
255 plot(x1,y1,'r',x3,y3,'g',x2,y2,'r',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x7,
    y7,'r',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x10,y10,'r',x11,y11,'r',x12,y12,'g',x13,y13,'g',
    x14,y14,'g')
256 hold on
257 plot(PG(1),PG(2),'ro')
258 axis equal
259 pause(0.2)
260 clf
261 end
262
263
264

```

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 6 of 8

```

265
266 %Disegnare meccanismo 1 che si muove
267 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1)
268 for i=1:(length(xxdati2)-1)*62/65
269 t1in=Ang1(i,1);
270 t3in=Ang1(i,2);
271 t2in(i)=t2in1(i);
272 t4in(i)=t4in1(i);
273 P1=[0,0];
274 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
275 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
276 PG=[P3(1)+t*cos(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
277 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
278 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
279 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
280 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
281 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
282 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
283 P10=[P4(1)-a6*cos(t4in(i)),P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
284 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
285 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
286 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
287
288 x1=[P1(1),P2(1)];
289 y1=[P1(2),P2(2)];
290 x2=[P2(1),P3(1)];
291 y2=[P2(2),P3(2)];
292 x3=[P4(1),P5(1)];
293 y3=[P4(2),P5(2)];
294 x4=[P5(1),P7(1)];
295 y4=[P5(2),P7(2)];
296 x5=[P7(1),P8(1)];
297 y5=[P7(2),P8(2)];
298 x6=[P4(1),P8(1)];
299 y6=[P4(2),P8(2)];
300 x7=[P3(1),P1(1)];
301 y7=[P3(2),P1(2)];
302 x8=[P6(1),P9(1)];
303 y8=[P6(2),P9(2)];
304 x9=[P32(1),P10(1)];
305 y9=[P32(2),P10(2)];
306 x10=[P3(1),PG(1)];
307 y10=[P3(2),PG(2)];
308 x11=[PG(1),P6(1)];
309 y11=[PG(2),P6(2)];
310 x12=[P12(1),P22(1)];
311 y12=[P12(2),P22(2)];
312 x13=[P22(1),P32(1)];
313 y13=[P22(2),P32(2)];
314 x14=[P32(1),P12(1)];
315 y14=[P32(2),P12(2)];
316 figure(3)
317 hold on

```

```

318 plot(x1,y1,'r',x3,y3,'g',x2,y2,'r',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x7,↵
y7,'r',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x10,y10,'r',x11,y11,'r',x12,y12,'g',x13,y13,'g',↵
x14,y14,'g')
319 hold on
320 plot(PG(1),PG(2),'ro')
321 axis equal
322 pause(0.2)
323 clf
324 end
325 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
326 t1in=Angl(i,1);
327 t3in=Angl(i,2);
328 t2in(i)=t2in1(i);
329 t4in(i)=t4in1(i);
330 P6=P6
331 PG=[P6(1)+f*sin( psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos( psp1(i)*pi/180)];
332 P3=[PG(1)-t*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos( psp2(i)↵
*pi/180- psp1(i)*pi/180)];
333 P1=[P3(1)-n*cos( alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin( alpha5+t5in(i))];
334 P2=[P1(1)+l*cos( t5in(i)),P1(2)+l*sin( t5in(i))];
335 P9=[P6(1)+f1*sin( psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos( psp1(i)*pi/180)];
336 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos( t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin( t2in(i))];
337 P5=[P7(1)+a2*cos( t2in(i)),P7(2)-a2*sin( t2in(i))];
338 P4=[P5(1)-a3*cos( t3in),P5(2)-a3*sin( t3in)];
339 P8=[P4(1)-a4*cos( t4in(i)),P4(2)-a4*sin( t4in(i))];
340 P10=[P4(1)-a6*cos( t4in(i)),P4(2)-a6*sin( t4in(i))];
341 P32=[P10(1)-h*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos( psp2(i)↵
*pi/180- psp1(i)*pi/180)];
342 P12=[P32(1)-n*cos( alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin( alpha5+t5in(i))];
343 P22=[P12(1)+l*cos( t5in(i)),P12(2)+l*sin( t5in(i))];
344
345 x1=[P1(1),P2(1)];
346 y1=[P1(2),P2(2)];
347 x2=[P2(1),P3(1)];
348 y2=[P2(2),P3(2)];
349 x3=[P4(1),P5(1)];
350 y3=[P4(2),P5(2)];
351 x4=[P5(1),P7(1)];
352 y4=[P5(2),P7(2)];
353 x5=[P7(1),P8(1)];
354 y5=[P7(2),P8(2)];
355 x6=[P4(1),P8(1)];
356 y6=[P4(2),P8(2)];
357 x7=[P3(1),P1(1)];
358 y7=[P3(2),P1(2)];
359 x8=[P6(1),P9(1)];
360 y8=[P6(2),P9(2)];
361 x9=[P32(1),P10(1)];
362 y9=[P32(2),P10(2)];
363 x10=[P3(1),PG(1)];
364 y10=[P3(2),PG(2)];
365 x11=[PG(1),P6(1)];
366 y11=[PG(2),P6(2)];
367 x12=[P12(1),P22(1)];
368 y12=[P12(2),P22(2)];

```

27/06/09 14.19 /Users/daniloaceto/Desktop/.../CONFRONTOMOVIMENTO.m 8 of 8

```

369 x13=[P22(1),P32(1)];
370 y13=[P22(2),P32(2)];
371 x14=[P32(1),P12(1)];
372 y14=[P32(2),P12(2)];
373 figure(3)
374 hold on
375 plot(x1,y1,'r',x3,y3,'g',x2,y2,'r',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x7,
y7,'r',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x10,y10,'r',x11,y11,'r',x12,y12,'g',x13,y13,'g',
x14,y14,'g')
376 hold on
377 plot(PG(1),PG(2),'ro')
378 axis equal
379 pause(0.2)
380 clf
381 end
382
383
384

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 81 a 142: viene plottato il modello dell’ arto inferiore naturale in diversi istanti della percentuale del ciclo di cammino. Da 0% a 65% del ciclo di cammino viene utilizzato il modello della stance phase di figura 4.2, mentre da 65% a 100% viene utilizzato il modello della swing phase di figura 4.4. Per le convenzioni utilizzate si fa riferimento sempre alla figura 4.20
- Linea di comando da 143 a 261: viene plottato il modello dell’ arto inferiore naturale sovrapposto a quello della protesi di arto inferiore con quadrilatero articolato incrociato in diversi istanti della percentuale del ciclo di cammino. Da 0% a 65% del ciclo di cammino vengono utilizzati i modelli della stance phase di figura 4.1 e 4.2, mentre da 65% a 100% vengono utilizzati i modelli della swing phase di figura 4.3 e 4.4. Per le convenzioni utilizzate si fa riferimento sempre alla figura 4.20
- Linea di comando da 262 a 368: viene plottato il modello dell’ arto inferiore naturale sovrapposto a quello della protesi di arto inferiore con quadrilatero articolato semplice in diversi istanti della percentuale del ciclo di cammino. Da 0% a 65% del ciclo di cammino vengono utilizzati i modelli della stance phase di figura 4.1 e 4.2, mentre da 65% a 100% vengono utilizzati i modelli della swing phase di figura 4.3 e 4.4. Per le convenzioni utilizzate si fa riferimento sempre alla figura 4.2

- APPENDICE AL PARAGRAFO 5.3

Analizziamo l'm-file "MOVIMENTOCIR"

03/07/09 15.39 /Users/daniloaceto/Desktop/tesipr.../MOVIMENTOCIR.m 1 of 4

---

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5
6 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
7 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
8 t4all=Datiiniziali(1,1);
9 t2all=Datiiniziali(2,1);
10 a1=Datiiniziali(3,1);
11 a2=Datiiniziali(4,1);
12 a3=Datiiniziali(5,1);
13 a4=Datiiniziali(6,1);
14 t1all=Datiiniziali(7,1);
15 t3all=Datiiniziali(8,1);
16 f=Datiiniziali(9,1);
17 f2=Datiiniziali(10,1);
18 a5=Datiiniziali(11,1);
19 f1=Datiiniziali(12,1);
20 t=Datiiniziali(13,1);
21 a6=Datiiniziali(14,1);
22 g=Datiiniziali(15,1);
23 h=Datiiniziali(16,1);
24 l=Datiiniziali(17,1);
25 n=Datiiniziali(18,1);
26 alpha5=Datiiniziali(19,1);
27 m=Datiiniziali(20,1);
28 gamma5=Datiiniziali(21,1);
29 beta5=Datiiniziali(22,1);
30 t4all2=Datiiniziali(23,1);
31 t2all2=Datiiniziali(24,1);
32 a22=Datiiniziali(25,1);
33 a42=Datiiniziali(26,1);
34 a12=Datiiniziali(27,1);
35 a32=Datiiniziali(28,1);
36 t1all2=Datiiniziali(29,1);
37 t3all2=Datiiniziali(30,1);
38 f22=Datiiniziali(31,1);
39 a52=Datiiniziali(32,1);
40 f12=Datiiniziali(33,1);
41 w=Datiiniziali(34,1);
42 j=Datiiniziali(35,1);
43 a62=Datiiniziali(36,1);
44 g2=Datiiniziali(37,1);
45 h2=Datiiniziali(38,1);
46 psp1=Datiiniziali(39,:);
47 t2in1=Datiiniziali(40,:);
48 psp2=Datiiniziali(41,:);
49 t4in1=Datiiniziali(42,:);
50 psp3=Datiiniziali(43,:);
51 t5in=Datiiniziali(44,:);
52 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
53 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
54 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
55 xx=Datiiniziali(48,:);

```

```

56 xHA=Datiiniziali(49,1:11);
57 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
58 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
59 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
60 Py=Datiiniziali(53,1:8);
61 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
62 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
63 t2in2=Datiiniziali(56,:);
64 t4in2=Datiiniziali(57,:);
65 t1dato1=Datiiniziali(58,1);
66 t1dato2=Datiiniziali(59,1);
67 t1datoall1=Datiiniziali(60,1);
68 t1datoall2=Datiiniziali(61,1);
69 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
70 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
71 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
72 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
73 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
74 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
75 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
76 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
77 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
78 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
79 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
80 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
81
82 %MOVIMENTO QUADRILATERO 1
83 %Trovo coordinate CIR quadrilatero 1
84 i=1;
85 t1in=t1all;
86 t3in=t3all;
87 t5in(i)=0;
88 t4in(i)=t4all;
89 t2in(i)=t2all;
90 psp1(i)=0;
91 psp2(i)=0;
92 P1=[0,0];
93 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
94 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
95 PG=[P3(1)+t*sin( psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos( psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
96 P6=[PG(1)-f*sin( psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos( psp1(i)*pi/180)];
97 P9=[P6(1)+f1*sin( psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos( psp1(i)*pi/180)];
98 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
99 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
100 P41=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
101 P8=[P41(1)-a4*cos(t4in(i)),P41(2)-a4*sin(t4in(i))];
102
103
104 passocir=26;
105 t2incir=-([0:130*pi/180/passocir:130*pi/180]-t2all);
106 t4incir=ones(length(t2incir),1)*t4all;
107 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4incir,a4,a3,a2,a1,t2incir,t1datoall1);
108
109 for i=1:length(t2incir)

```

```

110 t1in=Angl(i,1);
111 t3in=Angl(i,2);
112 P5=[P41(1)+a3*cos(t3in),P41(2)+a3*sin(t3in)];
113 P7=[P5(1)-a2*cos(t2incir(i)),P5(2)+a2*sin(t2incir(i))];
114
115 m1=tan(t1in);
116 q1=P7(2)-m1*P7(1);
117 m2=tan(t3in);
118 q2=P5(2)-m2*P5(1);
119 A=[m1,-1;m2,-1];
120 B=[-q1,-q2]';
121 z=A\B;
122 xcir(i)=z(1);
123 ycir(i)=z(2);
124
125 x3=[P41(1),P5(1)];
126 y3=[P41(2),P5(2)];
127 x4=[P5(1),P7(1)];
128 y4=[P5(2),P7(2)];
129 x5=[P7(1),P8(1)];
130 y5=[P7(2),P8(2)];
131 x6=[P41(1),P8(1)];
132 y6=[P41(2),P8(2)];
133
134 figure(1)
135 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',xcir,ycir,'ro',P41(1),P41(2),
136 'bo',P8(1),P8(2),'bo',P5(1),P5(2),'bo',P7(1),P7(2),'bo')
136 axis equal
137 pause(0.5)
138 clf
139 end
140
141
142 %MOVIMENTO QUADRILATERO 2
143 %Trovo coordinate CIR quadrilatero 2
144 i=1;
145 t1in=t1all2;
146 t3in=t3all2;
147 t5in(i)=0;
148 t4in(i)=t4all2;
149 t2in(i)=t2all2;
150 psp1(i)=0;
151 psp2(i)=0;
152 P1=[0,0];
153 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
154 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
155 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
156 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
157 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
158 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
159 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
160 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
161 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
162 passocir=26;

```

03/07/09 15.39 /Users/daniloaceto/Desktop/tesipr.../MOVIMENTOCIR.m 4 of 4

```

163 t2incir=-([0:130*pi/180/passocir:130*pi/180]-t2all2);
164 t4incir=ones(length(t2incir),1)*t4all2;
165 Ang2=Angoliquadilatero2(t4incir,a42,a32,a22,a12,t2incir,t1datoall2);
166
167 for i=1:length(t2incir)
168     t1in=Ang2(i,1);
169     t3in=Ang2(i,2);
170     P5=[P8(1)+a12*cos(t1in),P8(2)+a12*sin(t1in)];
171     P7=[P5(1)-a22*cos(t2incir(i)),P5(2)+a22*sin(t2incir(i))];
172
173     m1=tan(t3in);
174     q1=P7(2)-m1*P7(1);
175     m2=tan(t1in);
176     q2=P5(2)-m2*P5(1);
177     A=[m1,-1;m2,-1];
178     B=[-q1,-q2]';
179     z=A\B;
180     xcir2(i)=z(1);
181     ycir2(i)=z(2);
182
183     x32=[P4(1),P7(1)];
184     y32=[P4(2),P7(2)];
185     x42=[P5(1),P7(1)];
186     y42=[P5(2),P7(2)];
187     x52=[P5(1),P8(1)];
188     y52=[P5(2),P8(2)];
189     x62=[P4(1),P8(1)];
190     y62=[P4(2),P8(2)];
191
192 figure(1)
193 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',xcir2,ycir2,'ro',
P4(1),P4(2),'bo',P8(1),P8(2),'bo',P5(1),P5(2),'bo',P7(1),P7(2),'bo')
194 axis equal
195 pause(0.5)
196 clf
197 end
198
199
200
201
202
203
204

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 81 a 139: Viene disegnata la polare del CIR del quadrilatero articolato semplice, tenendo fissa la tibia e muovendo il femore per angoli di piega dell’articolazione di ginocchio (KNEE ANGLE) che vanno da 0° a 130° con passo di 5°. Viene inoltre disegnata la posizione del quadrilatero articolato per ogni rispettivo CIR
- Linea di comando da 140 a 197: Viene disegnata la polare del CIR del quadrilatero articolato incrociato, tenendo fissa la tibia e muovendo il femore per angoli di piega dell’articolazione di ginocchio (KNEE ANGLE) che vanno da 0° a 130° con passo di 5°. Viene inoltre disegnata la posizione del quadrilatero articolato per ogni rispettivo CIR

## Analizziamo ora l'm-file "POSSIBILITACONTROLLO"

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 1 of 7

---

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
6 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
7 t4all=Datiiniziali(1,1);
8 t2all=Datiiniziali(2,1);
9 a1=Datiiniziali(3,1);
10 a2=Datiiniziali(4,1);
11 a3=Datiiniziali(5,1);
12 a4=Datiiniziali(6,1);
13 t1all=Datiiniziali(7,1);
14 t3all=Datiiniziali(8,1);
15 f=Datiiniziali(9,1);
16 f2=Datiiniziali(10,1);
17 a5=Datiiniziali(11,1);
18 f1=Datiiniziali(12,1);
19 t=Datiiniziali(13,1);
20 a6=Datiiniziali(14,1);
21 g=Datiiniziali(15,1);
22 h=Datiiniziali(16,1);
23 l=Datiiniziali(17,1);
24 n=Datiiniziali(18,1);
25 alpha5=Datiiniziali(19,1);
26 m=Datiiniziali(20,1);
27 gamma5=Datiiniziali(21,1);
28 beta5=Datiiniziali(22,1);
29 t4all2=Datiiniziali(23,1);
30 t2all2=Datiiniziali(24,1);
31 a22=Datiiniziali(25,1);
32 a42=Datiiniziali(26,1);
33 a12=Datiiniziali(27,1);
34 a32=Datiiniziali(28,1);
35 t1all2=Datiiniziali(29,1);
36 t3all2=Datiiniziali(30,1);
37 f22=Datiiniziali(31,1);
38 a52=Datiiniziali(32,1);
39 f12=Datiiniziali(33,1);
40 w=Datiiniziali(34,1);
41 j=Datiiniziali(35,1);
42 a62=Datiiniziali(36,1);
43 g2=Datiiniziali(37,1);
44 h2=Datiiniziali(38,1);
45 psp1=Datiiniziali(39,:);
46 t2in1=Datiiniziali(40,:);
47 psp2=Datiiniziali(41,:);
48 t4in1=Datiiniziali(42,:);
49 psp3=Datiiniziali(43,:);
50 t5in=Datiiniziali(44,:);
51 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
52 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
53 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
54 xx=Datiiniziali(48,:);
55 xHA=Datiiniziali(49,1:11);

```

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 2 of 7

```

56 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
57 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
58 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
59 Py=Datiiniziali(53,1:8);
60 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
61 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
62 t2in2=Datiiniziali(56,:);
63 t4in2=Datiiniziali(57,:);
64 tldato1=Datiiniziali(58,1);
65 tldato2=Datiiniziali(59,1);
66 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
67 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
68 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
69 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
70 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
71 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
72 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
73 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
74 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
75 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
76 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
77 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
78 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
79 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
80
81
82
83
84 %ANALISI DELLA POSSIBILITA' DI CONTROLLO DA PARTE DELL'AMPUTATO
85
86 %Trovo coordinate CIR quadrilatero 1
87 i=1;
88 t1in=t1all;
89 t3in=t3all;
90 t5in(i)=0;
91 t4in(i)=t4all;
92 t2in(i)=t2all;
93 psp1(i)=0;
94 psp2(i)=0;
95 P1=[0,0];
96 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
97 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
98 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
99 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
100 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
101 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
102 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
103 P41=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
104 P8=[P41(1)-a4*cos(t4in(i)),P41(2)-a4*sin(t4in(i))];
105 P10=[P41(1)-a6*cos(t4in(i)),P41(2)-a6*sin(t4in(i))];
106 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
107 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
108 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]

```

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 3 of 7

```

109
110 x1=[P1(1),P2(1)];
111 y1=[P1(2),P2(2)];
112 x2=[P2(1),P3(1)];
113 y2=[P2(2),P3(2)];
114 x3=[P41(1),P5(1)];
115 y3=[P41(2),P5(2)];
116 x4=[P5(1),P7(1)];
117 y4=[P5(2),P7(2)];
118 x5=[P7(1),P8(1)];
119 y5=[P7(2),P8(2)];
120 x6=[P41(1),P8(1)];
121 y6=[P41(2),P8(2)];
122 x7=[P3(1),P1(1)];
123 y7=[P3(2),P1(2)];
124 x8=[P6(1),P9(1)];
125 y8=[P6(2),P9(2)];
126 x9=[P32(1),P10(1)];
127 y9=[P32(2),P10(2)];
128 x10=[P3(1),PG(1)];
129 y10=[P3(2),PG(2)];
130 x11=[PG(1),P6(1)];
131 y11=[PG(2),P6(2)];
132 x12=[P12(1),P22(1)];
133 y12=[P12(2),P22(2)];
134 x13=[P22(1),P32(1)];
135 y13=[P22(2),P32(2)];
136 x14=[P32(1),P12(1)];
137 y14=[P32(2),P12(2)];
138
139
140 angolomassimo=130*pi/180;
141 passocir=5*pi/180;
142 t2incir=-([0:passocir:angolomassimo]-t2all);
143 t4incir=ones(length(t2incir),1)*t4all;
144 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4incir,a4,a3,a2,a1,t2incir,t1datoall1);
145
146
147
148
149 for i=1:length(t2incir)
150 t1in=Ang1(i,1);
151 t3in=Ang1(i,2);
152 P5=[P41(1)+a3*cos(t3in),P41(2)+a3*sin(t3in)];
153 P7=[P5(1)-a2*cos(t2incir(i)),P5(2)+a2*sin(t2incir(i))];
154
155 m1=tan(t1in);
156 q1=P7(2)-m1*P7(1);
157 m2=tan(t3in);
158 q2=P5(2)-m2*P5(1);
159 A=[m1,-1;m2,-1];
160 B=[-q1,-q2]';
161 z=A\B;
162 xcir(i)=z(1);
163 ycir(i)=z(2);

```

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 4 of 7

```

164 end
165
166
167
168
169
170 %Trovo coordinate CIR quadrilatero 2
171 i=1;
172 t1in=t1all2;
173 t3in=t3all2;
174 t5in(i)=0;
175 t4in(i)=t4all2;
176 t2in(i)=t2all2;
177 psp1(i)=0;
178 psp2(i)=0;
179 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
180 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
181 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
182 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
183 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
184 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]
185 P32=[P10(1)-h2*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
186 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
187 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
188
189 x12=[P1(1),P2(1)];
190 y12=[P1(2),P2(2)];
191 x22=[P2(1),P3(1)];
192 y22=[P2(2),P3(2)];
193 x32=[P4(1),P7(1)];
194 y32=[P4(2),P7(2)];
195 x42=[P5(1),P7(1)];
196 y42=[P5(2),P7(2)];
197 x52=[P5(1),P8(1)];
198 y52=[P5(2),P8(2)];
199 x62=[P4(1),P8(1)];
200 y62=[P4(2),P8(2)];
201 x72=[P3(1),P1(1)];
202 y72=[P3(2),P1(2)];
203 x82=[P6(1),P9(1)];
204 y82=[P6(2),P9(2)];
205 x92=[P32(1),P10(1)];
206 y92=[P32(2),P10(2)];
207 x102=[P3(1),PG(1)];
208 y102=[P3(2),PG(2)];
209 x112=[PG(1),P6(1)];
210 y112=[PG(2),P6(2)];
211 x122=[P12(1),P22(1)];
212 y122=[P12(2),P22(2)];
213 x132=[P22(1),P32(1)];
214 y132=[P22(2),P32(2)];
215 x142=[P32(1),P12(1)];
216 y142=[P32(2),P12(2)];
217

```

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 5 of 7

```

218
219 t2incir=-([0:passocir:angolomassimo]-t2all2);
220 t4incir=ones(length(t2incir),1)*t4all2;
221 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4incir,a42,a32,a22,a12,t2incir,t1datoall2);
222
223 for i=1:length(t2incir)
224 t1in=Ang2(i,1);
225 t3in=Ang2(i,2);
226 P5=[P8(1)+a12*cos(t1in),P8(2)+a12*sin(t1in)];
227 P7=[P5(1)-a22*cos(t2incir(i)),P5(2)+a22*sin(t2incir(i))];
228
229 m1=tan(t3in);
230 q1=P7(2)-m1*P7(1);
231 m2=tan(t1in);
232 q2=P5(2)-m2*P5(1);
233 A=[m1,-1;m2,-1];
234 B=[-q1,-q2]';
235 z=A\B;
236 xcir2(i)=z(1);
237 ycir2(i)=z(2);
238 end
239
240
241
242
243 %QUADRILATERO 1
244 %POSSIBILITA' DI CONTROLLO DELLA STABILITA'
245 angolonecessario=70*pi/180;
246 angolonecessario2=20*pi/180;
247
248 %retta delle forze 2 modificata
249 for i=1:fix(angolonecessario/passocir)+1
250 m=(P2(2)-ycir(i))/(P2(1)-xcir(i));
251 teta(i)=atan(m);
252 if teta(i)<0
253     teta(i)=teta(i)+pi;
254 else teta(i)=teta(i);
255 end
256 end
257 a=max(teta);
258 for i=1:fix(angolonecessario/passocir)+1
259 if a==teta(i)
260     j=i;
261 else
262 end
263 end
264 m2=(P2(2)-ycir(j))/(P2(1)-xcir(j));
265 q2=P2(2)-m2*P2(1);
266 j3=m2*[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)]+q2;
267
268 %retta delle forze 1 modificata
269 for i=1:fix(angolonecessario2/passocir)+1
270 m=(P1(2)-ycir(i))/(P1(1)-xcir(i));
271 teta(i)=atan(m);
272 if teta(i)<0

```

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 6 of 7

```

273     teta(i)=teta(i)+pi;
274 else teta(i)=teta(i);
275 end
276 end
277 a=min(teta);
278 for i=1:fix(angolonecessario2/passocir)+1
279     if a==teta(i)
280         j=i;
281     else
282     end
283 end
284 m1=(P1(2)-ycir(j))/(P1(1)-xcir(j));
285 q1=P1(2)-m1*P1(1);
286 j4=m1*[P1(1):0.01:(P1(1)+P2(1))/2]+q1;
287
288
289 figure(9)
290 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,↵
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g',xcir,ycir,'ro',[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)],↵
j3,'m',[P1(1):0.01:(P1(1)+P2(1))/2],j4,'m')
291 axis equal
292 title('possibilit  di controllo nel cammino')
293
294
295
296
297
298
299 %QUADRILATERO 2
300 %POSSIBILITA' DI CONTROLLO DELLA STABILITA'
301
302 %retta delle forze 2 modificata
303 for i=1:fix(angolonecessario/passocir)+1
304     m=(P2(2)-ycir2(i))/(P2(1)-xcir2(i));
305     teta(i)=atan(m);
306     if teta(i)<0
307         teta(i)=teta(i)+pi;
308     else teta(i)=teta(i);
309     end
310 end
311 a=max(teta);
312 for i=1:fix(angolonecessario/passocir)+1
313     if a==teta(i)
314         j=i;
315     else
316     end
317 end
318 m2=(P2(2)-ycir2(j))/(P2(1)-xcir2(j));
319 q2=P2(2)-m2*P2(1);
320 j3=m2*[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)]+q2;
321
322 %retta delle forze 1 modificata
323 for i=1:fix(angolonecessario2/passocir)+1
324     m=(P1(2)-ycir2(i))/(P1(1)-xcir2(i));
325     teta(i)=atan(m);

```

03/07/09 20.29 /Users/daniloaceto/Deskto.../POSSIBILITACONTROLLO.m 7 of 7

```

326 if teta(i)<0
327     teta(i)=teta(i)+pi;
328 else teta(i)=teta(i);
329 end
330 end
331 a=min(teta);
332 for i=1:fix(angolonecessario2/passocir)+1
333     if a==teta(i)
334         j=i;
335     else
336     end
337 end
338 m1=(P1(2)-ycir2(j))/(P1(1)-xcir2(j));
339 q1=P1(2)-m1*P1(1);
340 j4=m1*[P1(1):0.01:(P1(1)+P2(1))/3]+q1;
341
342 figure(11)
343 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',x82,y82,'g',x92,
y92,'g',x122,y122,'g',x132,y132,'g',x142,y142,'g',xcir2,ycir2,'ro',[P2(1)
-0.3:0.01:P2(1)],j3,'m',[P1(1):0.01:(P1(1)+P2(1))/3],j4,'m')
344 axis equal
345 title('possibilit  di controllo nel cammino')

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 81 a 164: viene ricavata la polare del CIR del quadrilatero articolato semplice, tenendo fissa la tibia e muovendo il femore per angoli di piega dell’articolazione di ginocchio (KNEE ANGLE) che vanno da 0° a 130° con passo di 5°. Viene inoltre disegnato tutto l’arto inferiore nella standing position e la polare del CIR viene disegnata a ridosso dell’arto inferiore.
- Linea di comando da 165 a 242: viene ricavata la polare del CIR del quadrilatero articolato incrociato, tenendo fissa la tibia e muovendo il femore per angoli di piega dell’articolazione di ginocchio (KNEE ANGLE) che vanno da 0° a 130° con passo di 5°. Viene inoltre disegnato tutto l’arto inferiore nella standing position e la polare del CIR viene disegnata a ridosso dell’arto inferiore.
- Linea di comando da 254 a 292: vengono ricavate le rette di carico limite per la possibilit  di controllo della stabilit  per il quadrilatero semplice e viene plottato il diagramma della stabilit  di figura 5.10 ricordando che i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega compresi tra 0° e 20° devono trovarsi nella zona E di figura 5.2, mentre i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega tra 0° e 70° devono trovarsi nella zona F di figura 5.2
- Linea di comando da 293 a 345: vengono ricavate le rette di carico limite per la possibilit  di controllo della stabilit  per il quadrilatero incrociato e viene plottato il diagramma della stabilit  di figura 5.11 ricordando che i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega compresi tra 0° e 20° devono trovarsi nella zona E di figura 5.2, mentre i CIR femore-tibia ottenuti con angoli di piega tra 0° e 70° devono trovarsi nella zona F di figura 5.2

• APPENDICE AL PARAGRAFO 6.3

Analizziamo l'm-file "MOVIMENTOCIR2".

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTOCIR2.m 1 of 9

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5
6 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
7 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
8 t4all=Datiiniziali(1,1);
9 t2all=Datiiniziali(2,1);
10 a1=Datiiniziali(3,1);
11 a2=Datiiniziali(4,1);
12 a3=Datiiniziali(5,1);
13 a4=Datiiniziali(6,1);
14 t1all=Datiiniziali(7,1);
15 t3all=Datiiniziali(8,1);
16 f=Datiiniziali(9,1);
17 f2=Datiiniziali(10,1);
18 a5=Datiiniziali(11,1);
19 f1=Datiiniziali(12,1);
20 t=Datiiniziali(13,1);
21 a6=Datiiniziali(14,1);
22 g=Datiiniziali(15,1);
23 h=Datiiniziali(16,1);
24 l=Datiiniziali(17,1);
25 n=Datiiniziali(18,1);
26 alpha5=Datiiniziali(19,1);
27 m=Datiiniziali(20,1);
28 gamma5=Datiiniziali(21,1);
29 beta5=Datiiniziali(22,1);
30 t4all2=Datiiniziali(23,1);
31 t2all2=Datiiniziali(24,1);
32 a22=Datiiniziali(25,1);
33 a42=Datiiniziali(26,1);
34 a12=Datiiniziali(27,1);
35 a32=Datiiniziali(28,1);
36 t1all2=Datiiniziali(29,1);
37 t3all2=Datiiniziali(30,1);
38 f22=Datiiniziali(31,1);
39 a52=Datiiniziali(32,1);
40 f12=Datiiniziali(33,1);
41 w=Datiiniziali(34,1);
42 j=Datiiniziali(35,1);
43 a62=Datiiniziali(36,1);
44 g2=Datiiniziali(37,1);
45 h2=Datiiniziali(38,1);
46 psp1=Datiiniziali(39,:);
47 t2in1=Datiiniziali(40,:);
48 psp2=Datiiniziali(41,:);
49 t4in1=Datiiniziali(42,:);
50 psp3=Datiiniziali(43,:);
51 t5in=Datiiniziali(44,:);
52 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
53 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
54 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
55 xx=Datiiniziali(48,:);

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTOCIR2.m 2 of 9

```

56 xHA=Datiiniziali(49,1:11);
57 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
58 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
59 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
60 Py=Datiiniziali(53,1:8);
61 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
62 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
63 t2in2=Datiiniziali(56,:);
64 t4in2=Datiiniziali(57,:);
65 tldato1=Datiiniziali(58,1);
66 tldato2=Datiiniziali(59,1);
67 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
68 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
69 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
70 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
71 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
72 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
73 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
74 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
75 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
76 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
77 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
78 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
79 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
80 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
81
82 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
15Å° in 0% del cammino a - 15Å° in 62%)
83 m=(15+15)/-62;
84 q=15;
85 psp1=m*xx+q;
86 psp2=zeros(length(psp1),1);
87 psp3=zeros(length(psp1),1);
88
89 for i=1:length(psp1)
90 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
91 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
92 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
93 t2in1(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all;
94 t2in2(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all2;
95 end
96
97 %Disegnare meccanismo 2 che si muove
98 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,tldato2)
99 x=[zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,
ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
100 for i=1:(length(xxdati2)-1)*62/65
101 t1in=Ang2(i,1);
102 t3in=Ang2(i,2);
103 t2in(i)=t2in2(i);
104 t4in(i)=t4in2(i);
105 P1=[0,0];
106 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
107 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
108 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTO CIR2.m 3 of 9

```

*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
109 P6=[PG(1)-f*sin(pspl(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(pspl(i)*pi/180)];
110 P9=[P6(1)+f12*sin(pspl(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(pspl(i)*pi/180)];
111 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
112 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
113 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
114 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
115 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]
116 P32=[P10(1)-h2*sin( psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos( psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
117 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
118 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
119
120 o=x(i);
121 a=l*o/23;
122 P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
123
124 m1=tan(t1in);
125 q1=P8(2)-m1*P8(1);
126 m2=tan(t3in);
127 q2=P4(2)-m2*P4(1);
128 A=[m1,-1;m2,-1];
129 B=[-q1,-q2]';
130 z=A\B;
131 xcir(i)=z(1);
132 ycir(i)=z(2);
133
134
135
136 x1=[P1(1),P2(1)];
137 y1=[P1(2),P2(2)];
138 x2=[P2(1),P3(1)];
139 y2=[P2(2),P3(2)];
140 x3=[P4(1),P7(1)];
141 y3=[P4(2),P7(2)];
142 x4=[P5(1),P7(1)];
143 y4=[P5(2),P7(2)];
144 x5=[P5(1),P8(1)];
145 y5=[P5(2),P8(2)];
146 x6=[P4(1),P8(1)];
147 y6=[P4(2),P8(2)];
148 x7=[P3(1),P1(1)];
149 y7=[P3(2),P1(2)];
150 x8=[P6(1),P9(1)];
151 y8=[P6(2),P9(2)];
152 x9=[P32(1),P10(1)];
153 y9=[P32(2),P10(2)];
154 x10=[P3(1),PG(1)];
155 y10=[P3(2),PG(2)];
156 x11=[PG(1),P6(1)];
157 y11=[PG(2),P6(2)];
158 x12=[P12(1),P22(1)];
159 y12=[P12(2),P22(2)];
160 x13=[P22(1),P32(1)];
161 y13=[P22(2),P32(2)];

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTOCIR2.m 4 of 9

```

162 x14=[P32(1),P12(1)];
163 y14=[P32(2),P12(2)];
164
165 figure(15)
166 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,κ
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g',P11(1),P11(2),'ro',xcir,ycir,'bo')
167 axis equal
168 pause(0.2)
169 clf
170 end
171
172 %SWING PHASE: HIP ANGLE da -15Â° a 15Â° e KNEE ANGLE da 0Â° a 30Â° a 0Â° con
173 %spline
174 m=(-15-15)/-38;
175 q=15-m*100;
176 psp1=m*xx+q;
177
178 xHA=[0,62,81,100];
179 yHA=[0,0,30,0];
180 partizione=1;
181 xx=[0:partizione:100];
182 psp2=spline(xHA,yHA,xx);
183
184
185 psp3=zeros(length(bsp1),1);
186
187 for i=1:length(bsp1)
188 t4in1(i)=-bsp2(i)*pi/180+bsp1(i)*pi/180+t4all;
189 t4in2(i)=-bsp2(i)*pi/180+bsp1(i)*pi/180+t4all2;
190 t5in(i)=-bsp2(i)+bsp1(i)+bsp3(i))*pi/180;
191 t2in1(i)=-((bsp1(i)*pi/180-t2all);
192 t2in2(i)=-((bsp1(i)*pi/180-t2all2);
193 end
194
195
196 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2)
197
198 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
199 t1in=Ang2(i,1);
200 t3in=Ang2(i,2);
201 t2in(i)=t2in2(i);
202 t4in(i)=t4in2(i);
203 P6=P6;
204 PG=[P6(1)+f*sin(bsp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(bsp1(i)*pi/180)];
205 P3=[PG(1)-t*sin(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(bsp2(i)κ
*pi/180-bsp1(i)*pi/180)];
206 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
207 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
208 P9=[P6(1)+f12*sin(bsp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(bsp1(i)*pi/180)];
209 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
210 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
211 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
212 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
213 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))];
214 P32=[P10(1)-h2*sin(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos(bsp2(i)κ

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTOCIR2.m 5 of 9

```

*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
215 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
216 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
217
218 x1=[P1(1),P2(1)];
219 y1=[P1(2),P2(2)];
220 x2=[P2(1),P3(1)];
221 y2=[P2(2),P3(2)];
222 x3=[P4(1),P7(1)];
223 y3=[P4(2),P7(2)];
224 x4=[P5(1),P7(1)];
225 y4=[P5(2),P7(2)];
226 x5=[P5(1),P8(1)];
227 y5=[P5(2),P8(2)];
228 x6=[P4(1),P8(1)];
229 y6=[P4(2),P8(2)];
230 x7=[P3(1),P1(1)];
231 y7=[P3(2),P1(2)];
232 x8=[P6(1),P9(1)];
233 y8=[P6(2),P9(2)];
234 x9=[P32(1),P10(1)];
235 y9=[P32(2),P10(2)];
236 x10=[P3(1),PG(1)];
237 y10=[P3(2),PG(2)];
238 x11=[PG(1),P6(1)];
239 y11=[PG(2),P6(2)];
240 x12=[P12(1),P22(1)];
241 y12=[P12(2),P22(2)];
242 x13=[P22(1),P32(1)];
243 y13=[P22(2),P32(2)];
244 x14=[P32(1),P12(1)];
245 y14=[P32(2),P12(2)];
246 figure(15)
247 hold on
248 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g')
249 axis equal
250 pause(0.2)
251 clf
252 end
253
254
255
256 %Disegnare meccanismo 1 che si muove
257 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
15° in 0% del cammino a -15° in 62%)
258 m=(15+15)/-62;
259 q=15;
260 psp1=m*xx+q;
261 psp2=zeros(length(psp1),1);
262 psp3=zeros(length(psp1),1);
263
264 for i=1:length(psp1)
265 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+pspl(i)*pi/180+t4all;
266 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+pspl(i)*pi/180+t4all2;

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTOCIR2.m 6 of 9

```

267 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
268 t2in1(i)=-((psp1(i)*pi/180-t2a11);
269 t2in2(i)=-((psp1(i)*pi/180-t2a12);
270 end
271
272
273
274
275 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1)
276 for i=1:(length(xxdati2)-1)*62/65
277 t1in=Ang1(i,1);
278 t3in=Ang1(i,2);
279 t2in(i)=t2in1(i);
280 t4in(i)=t4in1(i);
281 P1=[0,0];
282 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
283 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
284 PG=[P3(1)+t*cos(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
285 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
286 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
287 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
288 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
289 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
290 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
291 P10=[P4(1)-a6*cos(t4in(i)),P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
292 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
293 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
294 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
295
296 o=x(i);
297 a=l*o/23;
298 P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
299
300 m1=tan(t1in);
301 q1=P8(2)-m1*P8(1);
302 m2=tan(t3in);
303 q2=P4(2)-m2*P4(1);
304 A=[m1,-1;m2,-1];
305 B=[-q1,-q2]';
306 z=A\B;
307 xcir2(i)=z(1);
308 ycir2(i)=z(2);
309
310
311 x1=[P1(1),P2(1)];
312 y1=[P1(2),P2(2)];
313 x2=[P2(1),P3(1)];
314 y2=[P2(2),P3(2)];
315 x3=[P4(1),P5(1)];
316 y3=[P4(2),P5(2)];
317 x4=[P5(1),P7(1)];
318 y4=[P5(2),P7(2)];
319 x5=[P7(1),P8(1)];

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTO CIR2.m 7 of 9

```

320 y5=[P7(2),P8(2)];
321 x6=[P4(1),P8(1)];
322 y6=[P4(2),P8(2)];
323 x7=[P3(1),P1(1)];
324 y7=[P3(2),P1(2)];
325 x8=[P6(1),P9(1)];
326 y8=[P6(2),P9(2)];
327 x9=[P32(1),P10(1)];
328 y9=[P32(2),P10(2)];
329 x10=[P3(1),PG(1)];
330 y10=[P3(2),PG(2)];
331 x11=[PG(1),P6(1)];
332 y11=[PG(2),P6(2)];
333 x12=[P12(1),P22(1)];
334 y12=[P12(2),P22(2)];
335 x13=[P22(1),P32(1)];
336 y13=[P22(2),P32(2)];
337 x14=[P32(1),P12(1)];
338 y14=[P32(2),P12(2)];
339
340 figure(15)
341 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g',P11(1),P11(2),'ro',xcir2,ycir2,'bo')
342 axis equal
343 pause(0.2)
344 clf
345 end
346
347 %SWING PHASE: HIP ANGLE da -15° a 15° e KNEE ANGLE da 0° a 10° a 0°
348 m=(-15-15)/-38;
349 q=15-m*100;
350 psp1=m*xx+q;
351
352 xHA=[0,62,81,100];
353 yHA=[0,0,30,0];
354 partizione=1;
355 xx=[0:partizione:100];
356 psp2=spline(xHA,yHA,xx);
357
358
359 psp3=zeros(length(bsp1),1);
360
361 for i=1:length(bsp1)
362 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
363 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
364 t5in(i)=-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i)*pi/180;
365 t2in1(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all;
366 t2in2(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all2;
367 end
368
369
370 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1)
371 for i=(length(xx)-1)*62/65:length(xx)
372 t1in=Ang1(i,1);
373 t3in=Ang1(i,2);

```

12/07/09 14.00 /Users/daniloaceto/Desktop/tesip.../MOVIMENTO CIR2.m 8 of 9

```

374 t2in(i)=t2in1(i);
375 t4in(i)=t4in1(i);
376 P6=P6
377 PG=[P6(1)+f*sin( psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos( psp1(i)*pi/180)];
378 P3=[PG(1)-t*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos( psp2(i)*
pi/180- psp1(i)*pi/180)];
379 P1=[P3(1)-n*cos( alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin( alpha5+t5in(i))];
380 P2=[P1(1)+l*cos( t5in(i)),P1(2)+l*sin( t5in(i))];
381 P9=[P6(1)+f1*sin( psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos( psp1(i)*pi/180)];
382 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos( t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin( t2in(i))];
383 P5=[P7(1)+a2*cos( t2in(i)),P7(2)-a2*sin( t2in(i))];
384 P4=[P5(1)-a3*cos( t3in),P5(2)-a3*sin( t3in)];
385 P8=[P4(1)-a4*cos( t4in(i)),P4(2)-a4*sin( t4in(i))];
386 P10=[P4(1)-a6*cos( t4in(i)),P4(2)-a6*sin( t4in(i))];
387 P32=[P10(1)-h*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos( psp2(i)*
pi/180- psp1(i)*pi/180)];
388 P12=[P32(1)-n*cos( alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin( alpha5+t5in(i))];
389 P22=[P12(1)+l*cos( t5in(i)),P12(2)+l*sin( t5in(i))];
390
391 x1=[P1(1),P2(1)];
392 y1=[P1(2),P2(2)];
393 x2=[P2(1),P3(1)];
394 y2=[P2(2),P3(2)];
395 x3=[P4(1),P5(1)];
396 y3=[P4(2),P5(2)];
397 x4=[P5(1),P7(1)];
398 y4=[P5(2),P7(2)];
399 x5=[P7(1),P8(1)];
400 y5=[P7(2),P8(2)];
401 x6=[P4(1),P8(1)];
402 y6=[P4(2),P8(2)];
403 x7=[P3(1),P1(1)];
404 y7=[P3(2),P1(2)];
405 x8=[P6(1),P9(1)];
406 y8=[P6(2),P9(2)];
407 x9=[P32(1),P10(1)];
408 y9=[P32(2),P10(2)];
409 x10=[P3(1),PG(1)];
410 y10=[P3(2),PG(2)];
411 x11=[PG(1),P6(1)];
412 y11=[PG(2),P6(2)];
413 x12=[P12(1),P22(1)];
414 y12=[P12(2),P22(2)];
415 x13=[P22(1),P32(1)];
416 y13=[P22(2),P32(2)];
417 x14=[P32(1),P12(1)];
418 y14=[P32(2),P12(2)];
419 figure(15)
420 hold on
421 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g')
422 axis equal
423 pause(0.2)
424 clf
425 end

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 80 a 97: vengono impostati i gradi di libertà del modello di figura 4.1 per simulare il movimento della protesi di arto inferiore nella stance phase
- Linea di comando da 97 a 172: viene rappresentato il movimento della protesi di arto inferiore di un amputato con quadrilatero incrociato e i relativi CIR femore-tibia nella stance phase
- Linea di comando da 172 a 194: vengono impostati i gradi di libertà del modello di figura 4.1 per simulare il movimento della protesi di arto inferiore nella swing phase
- Linea di comando da 194 a 252: viene rappresentato il movimento della protesi di arto inferiore di un amputato con quadrilatero incrociato nella swing phase
  - Linea di comando da 253 a 270: vengono impostati i gradi di libertà del modello di figura 4.1 per simulare il movimento della protesi di arto inferiore nella stance phase
- Linea di comando da 271 a 345: viene rappresentato il movimento della protesi di arto inferiore di un amputato con quadrilatero semplice e i relativi CIR femore-tibia nella stance phase
- Linea di comando da 345 a 367: vengono impostati i gradi di libertà del modello di figura 4.1 per simulare il movimento della protesi di arto inferiore nella swing phase
- Linea di comando da 367 a 425: viene rappresentato il movimento della protesi di arto inferiore di un amputato con quadrilatero semplice nella swing phase

Analizziamo ora l'm-file "CONTROLLABILITA".

21/07/09 14.51 /Users/daniloaceto/Desktop/T.../CONTROLLABILITA.m 1 of 10

---

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
6 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
7 t4all=Datiiniziali(1,1);
8 t2all=Datiiniziali(2,1);
9 a1=Datiiniziali(3,1);
10 a2=Datiiniziali(4,1);
11 a3=Datiiniziali(5,1);
12 a4=Datiiniziali(6,1);
13 t1all=Datiiniziali(7,1);
14 t3all=Datiiniziali(8,1);
15 f=Datiiniziali(9,1);
16 f2=Datiiniziali(10,1);
17 a5=Datiiniziali(11,1);
18 f1=Datiiniziali(12,1);
19 t=Datiiniziali(13,1);
20 a6=Datiiniziali(14,1);
21 g=Datiiniziali(15,1);
22 h=Datiiniziali(16,1);
23 l=Datiiniziali(17,1);
24 n=Datiiniziali(18,1);
25 alpha5=Datiiniziali(19,1);
26 m=Datiiniziali(20,1);
27 gamma5=Datiiniziali(21,1);
28 beta5=Datiiniziali(22,1);
29 t4all2=Datiiniziali(23,1);
30 t2all2=Datiiniziali(24,1);
31 a22=Datiiniziali(25,1);
32 a42=Datiiniziali(26,1);
33 a12=Datiiniziali(27,1);
34 a32=Datiiniziali(28,1);
35 t1all2=Datiiniziali(29,1);
36 t3all2=Datiiniziali(30,1);
37 f22=Datiiniziali(31,1);
38 a52=Datiiniziali(32,1);
39 f12=Datiiniziali(33,1);
40 w=Datiiniziali(34,1);
41 j=Datiiniziali(35,1);
42 a62=Datiiniziali(36,1);
43 g2=Datiiniziali(37,1);
44 h2=Datiiniziali(38,1);
45 psp1=Datiiniziali(39,:);
46 t2in1=Datiiniziali(40,:);
47 psp2=Datiiniziali(41,:);
48 t4in1=Datiiniziali(42,:);
49 psp3=Datiiniziali(43,:);
50 t5in=Datiiniziali(44,:);
51 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
52 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
53 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
54 xx=Datiiniziali(48,:);
55 xHA=Datiiniziali(49,1:11);

```

```

56 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
57 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
58 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
59 Py=Datiiniziali(53,1:8);
60 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
61 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
62 t2in2=Datiiniziali(56,:);
63 t4in2=Datiiniziali(57,:);
64 tldato1=Datiiniziali(58,1);
65 tldato2=Datiiniziali(59,1);
66 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
67 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
68 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
69 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
70 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
71 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
72 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
73 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
74 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
75 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
76 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
77 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
78 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
79 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
80
81 %PRIMO ESEMPIO (HIP ANGLE DA 15Â° a -15Â°)
82 %Disegno quadrilatero 1 con rette di carico
83
84 i=1;
85 tlin=t1all;
86 t3in=t3all;
87 t5in(i)=0;
88 t4in(i)=t4all;
89 t2in(i)=t2all;
90 psp1(i)=0;
91 psp2(i)=0;
92 P1=[0,0];
93 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
94 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
95 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
96 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
97 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
98 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
99 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
100 P41=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
101 P8=[P41(1)-a4*cos(t4in(i)),P41(2)-a4*sin(t4in(i))];
102 P10=[P41(1)-a6*cos(t4in(i)),P41(2)-a6*sin(t4in(i))];
103 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
104 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
105 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
106
107 x1=[P1(1),P2(1)];
108 y1=[P1(2),P2(2)];

```

```

109 x2=[P2(1),P3(1)];
110 y2=[P2(2),P3(2)];
111 x3=[P41(1),P5(1)];
112 y3=[P41(2),P5(2)];
113 x4=[P5(1),P7(1)];
114 y4=[P5(2),P7(2)];
115 x5=[P7(1),P8(1)];
116 y5=[P7(2),P8(2)];
117 x6=[P41(1),P8(1)];
118 y6=[P41(2),P8(2)];
119 x7=[P3(1),P1(1)];
120 y7=[P3(2),P1(2)];
121 x8=[P6(1),P9(1)];
122 y8=[P6(2),P9(2)];
123 x9=[P32(1),P10(1)];
124 y9=[P32(2),P10(2)];
125 x10=[P3(1),PG(1)];
126 y10=[P3(2),PG(2)];
127 x11=[PG(1),P6(1)];
128 y11=[PG(2),P6(2)];
129 x12=[P12(1),P22(1)];
130 y12=[P12(2),P22(2)];
131 x13=[P22(1),P32(1)];
132 y13=[P22(2),P32(2)];
133 x14=[P32(1),P12(1)];
134 y14=[P32(2),P12(2)];
135
136
137
138
139
140
141
142 m1=tan(t1in);
143 q1=P7(2)-m1*P7(1);
144 m2=tan(t3in);
145 q2=P5(2)-m2*P5(1);
146 A=[m1,-1;m2,-1];
147 B=[-q1,-q2]';
148 z=A\B;
149 xcir=z(1);
150 ycir=z(2);
151
152
153
154 %retta delle forze 2 modificata
155 m22=tan(105*pi/180)
156 m222=tan(115*pi/180)
157 q22=P2(2)-m22*P2(1);
158 q222=P2(2)-m222*P2(1);
159 j32=m22*[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)]+q22;
160 j322=m222*[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)]+q222;
161
162
163 %retta delle forze 1 modificata

```

21/07/09 14.51 /Users/daniloaceto/Desktop/T.../CONTROLLABILITA.m 4 of 10

```

164 m12=tan(75*pi/180)
165 m122=tan(70*pi/180)
166 q12=P1(2)-m12*P1(1);
167 q122=P1(2)-m122*P1(1);
168 j42=m12*[P1(1):0.01:P2(1)]+q12;
169 j422=m122*[P1(1):0.01:P2(1)]+q122;
170
171
172 figure(1)
173 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,κ
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g',xcir,ycir,'ro',[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)],κ
j32,'b',[P1(1):0.01:P2(1)],j42,'b')
174 axis equal
175
176 figure(2)
177 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,κ
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g',xcir,ycir,'ro',[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)],κ
j322,'b',[P1(1):0.01:P2(1)],j422,'b')
178 axis equal
179
180
181
182 %Disegno quadrilatero 2 con rette di carico
183 i=1;
184 t1in=t1all2;
185 t3in=t3all2;
186 t5in(i)=0;
187 t4in(i)=t4all2;
188 t2in(i)=t2all2;
189 psp1(i)=0;
190 psp2(i)=0;
191 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
192 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
193 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
194 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
195 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
196 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]
197 P32=[P10(1)-h2*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos(psp2(i)κ
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
198 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
199 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
200
201 x12=[P1(1),P2(1)];
202 y12=[P1(2),P2(2)];
203 x22=[P2(1),P3(1)];
204 y22=[P2(2),P3(2)];
205 x32=[P4(1),P7(1)];
206 y32=[P4(2),P7(2)];
207 x42=[P5(1),P7(1)];
208 y42=[P5(2),P7(2)];
209 x52=[P5(1),P8(1)];
210 y52=[P5(2),P8(2)];
211 x62=[P4(1),P8(1)];
212 y62=[P4(2),P8(2)];
213 x72=[P3(1),P1(1)];

```

21/07/09 14.51 /Users/daniloaceto/Desktop/T.../CONTROLLABILITA.m 5 of 10

```

214 y72=[P3(2),P1(2)];
215 x82=[P6(1),P9(1)];
216 y82=[P6(2),P9(2)];
217 x92=[P32(1),P10(1)];
218 y92=[P32(2),P10(2)];
219 x102=[P3(1),PG(1)];
220 y102=[P3(2),PG(2)];
221 x112=[PG(1),P6(1)];
222 y112=[PG(2),P6(2)];
223 x122=[P12(1),P22(1)];
224 y122=[P12(2),P22(2)];
225 x132=[P22(1),P32(1)];
226 y132=[P22(2),P32(2)];
227 x142=[P32(1),P12(1)];
228 y142=[P32(2),P12(2)];
229
230
231
232
233 m1=tan(t3in);
234 q1=P7(2)-m1*P7(1);
235 m2=tan(t1in);
236 q2=P5(2)-m2*P5(1);
237 A=[m1,-1;m2,-1];
238 B=[-q1,-q2]';
239 z=A\B;
240 xcir2=z(1);
241 ycir2=z(2);
242
243
244 %retta delle forze 2 modificata
245 m22=tan(105*pi/180)
246 m222=tan(115*pi/180)
247 q22=P2(2)-m22*P2(1);
248 q222=P2(2)-m222*P2(1);
249 j32=m22*[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)]+q22;
250 j322=m222*[P2(1)-0.3:0.01:P2(1)]+q222;
251
252
253 %retta delle forze 1 modificata
254 m12=tan(75*pi/180)
255 m122=tan(70*pi/180)
256 q12=P1(2)-m12*P1(1);
257 q122=P1(2)-m122*P1(1);
258 j42=m12*[P1(1):0.01:P2(1)]+q12;
259 j422=m122*[P1(1):0.01:P2(1)]+q122;
260
261 figure(3)
262 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',x82,y82,'g',x92,
y92,'g',x122,y122,'g',x132,y132,'g',x142,y142,'g',xcir2,ycir2,'ro',[P2(1)
-0.3:0.01:P2(1)],j32,'b',[P1(1):0.01:P2(1)],j42,'b')
263 axis equal
264 figure(4)
265 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',x82,y82,'g',x92,
y92,'g',x122,y122,'g',x132,y132,'g',x142,y142,'g',xcir2,ycir2,'ro',[P2(1)

```

21/07/09 14.51 /Users/daniloaceto/Desktop/T.../CONTROLLABILITA.m 6 of 10

```

-0.3:0.01:P2(1)],j322,'b',[P1(1):0.01:P2(1)],j422,'b')
266 axis equal
267
268
269
270
271
272 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
20° in 0% del cammino a - 25° in 62%)
273 m=(20+25)/-62;
274 q=20;
275 psp1=m*xx+q;
276 psp2=zeros(length(psp1),1);
277 psp3=zeros(length(psp1),1);
278
279 for i=1:length(psp1)
280 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
281 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
282 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
283 t2in1(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all;
284 t2in2(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all2);
285 end
286
287 %ANALISI DELLA CONTROLLABILITA' NELLE VARIE FASI DEL CAMMINO
288 %Trovo coordinate CIR quadrilatero 1
289 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,tldato1)
290 for i=1:length(xxdati2)
291 tlin=Ang1(i,1);
292 t3in=Ang1(i,2);
293 t2in(i)=t2in1(i);
294 t4in(i)=t4in1(i);
295 P1=[0,0];
296 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
297 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
298 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
299 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
300 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
301 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
302 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
303 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
304 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
305
306
307 m1=tan(tlin);
308 q1=P8(2)-m1*P8(1);
309 m2=tan(t3in);
310 q2=P4(2)-m2*P4(1);
311 A=[m1,-1;m2,-1];
312 B=[-q1,-q2]';
313 z=A\B;
314 xcir(i)=z(1);
315 ycir(i)=z(2);
316
317 end

```

21/07/09 14.51 /Users/daniloaceto/Desktop/T.../CONTROLLABILITA.m 7 of 10

```

318
319 figure(5)
320 subplot(1,2,1)
321 plot(xcir,ycir,'o');
322 title('CIR QUADRILATERO 1')
323
324
325
326 %Trovo coordinate CIR quadrilatero 2
327 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2)
328
329 for i=1:length(xxdati2)
330 t1in=Ang2(i,1);
331 t3in=Ang2(i,2);
332 t2in(i)=t2in2(i);
333 t4in(i)=t4in2(i);
334 P1=[0,0];
335 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
336 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
337 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
338 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
339 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
340 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
341 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
342 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
343 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
344
345 m1=tan(t1in);
346 q1=P8(2)-m1*P8(1);
347 m2=tan(t3in);
348 q2=P4(2)-m2*P4(1);
349 A=[m1,-1;m2,-1];
350 B=[-q1,-q2]';
351 z=A\B;
352 xcir(i)=z(1);
353 ycir(i)=z(2);
354 end
355
356 subplot(1,2,2)
357 plot(xcir,ycir,'o');
358 title('CIR QUADRILATERO 2')
359 hold on
360
361
362
363
364 beta1=ones(length(psp4),1)*pi/2;
365
366
367
368 %Stabilire se CIR Ã" dietro alla linea delle forze rispetto al senso di
marcia
369 %quadrilatero1
370 x=[zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,

```

```

ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
371 for i=1:length(xxdati2)
372 t1in=Angl(i,1);
373 t3in=Angl(i,2);
374 t2in(i)=t2in1(i);
375 t4in(i)=t4in1(i);
376 P1=[0,0];
377 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
378 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
379 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
380 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
381 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
382 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
383 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
384 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
385 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
386 P10=[P4(1)-a6*cos(t4in(i)),P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
387 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
388 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
389 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
390
391 o=x(i);
392 a=l*o/23;
393 P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
394
395 m1=tan(t1in);
396 q1=P8(2)-m1*P8(1);
397 m2=tan(t3in);
398 q2=P4(2)-m2*P4(1);
399 A=[m1,-1;m2,-1];
400 B=[-q1,-q2]';
401 z=A\B;
402 xcir=z(1);
403 ycir=z(2);
404 %retta delle forze
405
406
407 w1=tan(beta1(i));
408 r1=P11(2)-w1*P11(1);
409 xpl=(ycir-r1)/w1
410 dl(i)=xpl-xcir
411
412
413 end
414
415
416
417
418
419
420 beta2=ones(length(psp4),1)*pi/2;
421
422 % %Stabilire se CIR Ã" dietro alla linea delle forze rispetto al senso

```

```

di marcia
423 % %quadrilatero2
424
425 for i=1:length(xxdati2)
426 t1in=Ang2(i,1);
427 t3in=Ang2(i,2);
428 t2in(i)=t2in2(i);
429 t4in(i)=t4in2(i);
430 P1=[0,0];
431 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
432 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
433 PG=[P3(1)+t*cos(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
434 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
435 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
436 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
437 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
438 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
439 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
440 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]
441 P32=[P10(1)-h2*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
442 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
443 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
444
445 o=x(i);
446 a=l*o/23;
447 P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
448
449 m1=tan(t1in);
450 q1=P8(2)-m1*P8(1);
451 m2=tan(t3in);
452 q2=P4(2)-m2*P4(1);
453 A=[m1,-1;m2,-1];
454 B=[-q1,-q2]';
455 z=A\B;
456 xcir=z(1);
457 ycir=z(2);
458 %retta delle forze CASO 1
459
460
461 w2=tan(beta2(i));
462 r2=P11(2)-w2*P11(1);
463 xp2=(ycir-r2)/w2
464 d2(i)=xp2-xcir
465 end
466
467
468
469 figure(7)
470 subplot(1,2,1)
471 puntocambio1=15; %punto di passaggio da caso 1 a caso 2
472 puntocambio2=40;
473 puntocambio3=65;
474 plot(xxdati2,d1)

```

21/07/09 14.51 /Users/daniloaceto/Desktop/T.../CONTROLLABILITA.m 10 of 10

```

475 hold on
476 plot(0:0.1:length(t2in),0,'r')
477 plot(puntocambio1,min(d1)-0.1:0.01:max(d1)+0.1);
478 plot(puntocambio2,min(d1)-0.1:0.01:max(d1)+0.1);
479 plot(puntocambio3,min(d1)-0.1:0.01:max(d1)+0.1);
480 title('distanza tra CIR e retta di azione QUADRILATERO 1')
481 subplot(1,2,2)
482 plot(xxdati2,d2)
483 hold on
484 plot(0:0.1:length(t2in),0,'r')
485 plot(puntocambio1,min(d2)-0.1:0.01:max(d2)+0.1);
486 plot(puntocambio2,min(d2)-0.1:0.01:max(d2)+0.1);
487 plot(puntocambio3,min(d2)-0.1:0.01:max(d2)+0.1);
488 title('distanza tra CIR e retta di azione QUADRILATERO 2')
489

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 80 a 267: vengono realizzate le figure 6.5 e 6.6
- Linea di comando da 267 a 286: vengono impostati i gradi di libertà del modello di figura 4.1 per simulare il movimento della protesi di arto inferiore per l'amputato con angolo d'anca compreso tra 20° e -25°
- Linea di comando da 287 a 360: viene rappresentata la polare dei CIR di figura 6.4A e 6.4B durante il movimento di una protesi con quadrilatero articolato semplice e incrociato
- Linea di comando da 361 a 419: viene calcolata la distanza tra CIR e retta di carico in ogni percentuale del ciclo di cammino per il quadrilatero semplice,
- Linea di comando da 419 a 489: viene calcolata la distanza tra CIR e retta di carico in ogni percentuale del ciclo di cammino per il quadrilatero incrociato.

• APPENDICE AL PARAGRAFO 7.2

Analizziamo la funzione “forze2”:

11/07/09 15.48 /Users/daniloaceto/Desktop/tesiprotesi/Forze2.m 1 of 2

```

1 function [F2]=Forze2(psp4,psp5,alphaIn,Ang,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xx1)
2
3
4
5 for i=1:length(xx1)
6     alpha=alphaIn(i);
7     t1=Ang(i,1);
8     t3=Ang(i,2);
9     Py=psp4;
10    Pz=psp5;
11
12
13
14 %Forze sul piede (membro 5)
15 Px=Py(i);
16 Py=Pz(i);
17 F45x=-Px;
18 F45y=-Py;
19
20 %Forze sulla tibia (membro 4)
21 F54x=-F45x;
22 F54y=-F45y;
23 A=[cos(t1),cos(t3),cos(t84(i));sin(t1),sin(t3),sin(t84(i));0,0,-cos(t84(i))*
24 (ycir(i)-PP2(i,2))+sin(t84(i))*(xcir(i)-PP2(i,1))];
25 B=[-F54x,-F54y,F54x*(ycir(i)-P32(i,2))-F54y*(xcir(i)-P32(i,1))-Mp(i)]';
26 x=A\B;
27 F14=x(1);
28 F34=x(2);
29 F84=x(3);
30 F34x=F34*cos(t3);
31 F34y=F34*sin(t3);
32 F14x=F14*cos(t1);
33 F14y=F14*sin(t1);
34 F84x=F84*cos(t84(i));
35 F84y=F84*sin(t84(i));
36
37 %Forze sul membro 3
38 F43x=-F34x;
39 F43y=-F34y;
40 F23x=-F43x;
41 F23y=-F43y;
42
43 %Forze sul membro 1
44 F41x=-F14x;
45 F41y=-F14y;
46 F21x=-F41x;
47 F21y=-F41y;
48
49 %Forze sul membro 8
50 F48x=-F84x;
51 F48y=-F84y;
52 F98x=-F48x;
53 F98y=-F48y;
54

```

```

55 %Forze sul membro 9
56 F89x=-F98x;
57 F89y=-F98y;
58 F29x=-F89x;
59 F29y=-F89y;
60
61
62 %Forze sul femore (membro 2)
63 F32x=-F23x;
64 F32y=-F23y;
65 F12x=-F21x;
66 F12y=-F21y;
67 F92x=-F29x;
68 F92y=-F29y;
69 F72x=-F32x-F12x-F92x;%F72x=-Px
70 F72y=-F32y-F12y-F92y;%F72y=-Py
71
72
73 F2(i,1)=F12x;
74 F2(i,2)=F12y;
75 F2(i,3)=F32x;
76 F2(i,4)=F32y;
77 F2(i,5)=F14x;
78 F2(i,6)=F14y;
79 F2(i,7)=F34x;
80 F2(i,8)=F34y;
81 F2(i,9)=F45x;
82 F2(i,10)=F45y;
83 F2(i,11)=F54x;
84 F2(i,12)=F54y;
85 F2(i,13)=F72x;
86 F2(i,14)=F72y;
87 F2(i,15)=F84x;
88 F2(i,16)=F84y;
89 F2(i,17)=F92x;
90 F2(i,18)=F92y;
91 F2(i,19)=det(A);
92 end

```

Spieghiamo ora il significato del codice:

- Linea di comando 1: vengono chiamati i dati necessari al calcolo delle forze sui vari membri
- Linea di comando da 3 a 92: vengono inserite le formule viste nel paragrafo 7.2 per ricavare il valore delle forze esercitate su ogni membro dei meccanismi di protesi

Viene ora analizzato l'm-file "ANALISIFORZEAPPOGGIO":

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 1 of 10

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
6 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
7 t4all=Datiiniziali(1,1);
8 t2all=Datiiniziali(2,1);
9 a1=Datiiniziali(3,1);
10 a2=Datiiniziali(4,1);
11 a3=Datiiniziali(5,1);
12 a4=Datiiniziali(6,1);
13 t1all=Datiiniziali(7,1);
14 t3all=Datiiniziali(8,1);
15 f=Datiiniziali(9,1);
16 f2=Datiiniziali(10,1);
17 a5=Datiiniziali(11,1);
18 f1=Datiiniziali(12,1);
19 t=Datiiniziali(13,1);
20 a6=Datiiniziali(14,1);
21 g=Datiiniziali(15,1);
22 h=Datiiniziali(16,1);
23 l=Datiiniziali(17,1);
24 n=Datiiniziali(18,1);
25 alpha5=Datiiniziali(19,1);
26 m=Datiiniziali(20,1);
27 gamma5=Datiiniziali(21,1);
28 beta5=Datiiniziali(22,1);
29 t4all2=Datiiniziali(23,1);
30 t2all2=Datiiniziali(24,1);
31 a22=Datiiniziali(25,1);
32 a42=Datiiniziali(26,1);
33 a12=Datiiniziali(27,1);
34 a32=Datiiniziali(28,1);
35 t1all2=Datiiniziali(29,1);
36 t3all2=Datiiniziali(30,1);
37 f22=Datiiniziali(31,1);
38 a52=Datiiniziali(32,1);
39 f12=Datiiniziali(33,1);
40 w=Datiiniziali(34,1);
41 j=Datiiniziali(35,1);
42 a62=Datiiniziali(36,1);
43 g2=Datiiniziali(37,1);
44 h2=Datiiniziali(38,1);
45 psp1=Datiiniziali(39,:);
46 t2in1=Datiiniziali(40,:);
47 psp2=Datiiniziali(41,:);
48 t4in1=Datiiniziali(42,:);
49 psp3=Datiiniziali(43,:);
50 t5in=Datiiniziali(44,:);
51 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
52 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
53 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
54 xx=Datiiniziali(48,:);
55 xHA=Datiiniziali(49,1:11);

```

```

56 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
57 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
58 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
59 Py=Datiiniziali(53,1:8);
60 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
61 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
62 t2in2=Datiiniziali(56,:);
63 t4in2=Datiiniziali(57,:);
64 tldato1=Datiiniziali(58,1);
65 tldato2=Datiiniziali(59,1);
66 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
67 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
68 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
69 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
70 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
71 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
72 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
73 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
74 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
75 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
76 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
77 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
78 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
79 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
80
81
82
83
84 Px=psp4;
85 Py=psp5;
86
87
88 %Momento d'anca gamba naturale
89 xx=xxdati2;
90 Ang1 = Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,tldato1);
91 x=[zeros(1,fix((length(xx)-1)*8/65)),1:65/(length(xx)-1):30,ones(1,ceil(
((length(xx)-1)*28/65))*30)];
92
93 xx1=xx(1:(length(xx)-1)*62/65);
94
95 for i=1:length(xx1)
96 tlin=Ang1(i,1);
97 t3in=Ang1(i,2);
98 t2in(i)=t2in1(i);
99 t4in(i)=t4in1(i);
100 P1=[0,0];
101 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
102 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
103 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
pi/180-psp1(i)*pi/180)];
104 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
105
106 o=x(i);
107 a=l*o/30;
108

```

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 3 of 10

```

109 P112=[P1(1)+a*cos(t5in(i)),P1(2)+a*sin(t5in(i))];
110
111
112 d=P6(1)-P112(1);
113 b=P6(2)-P112(2);
114 Mhg(i)=Py(i)*d-Px(i)*b;
115 end
116
117
118 %Forze e momenti della protesi con quadrilatero 1
119
120 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
121 15° in 0% del cammino a - 15° in 62%)
122 m=(15+15)/-62;
123 q=15;
124 psp1=m*xx+q;
125 psp2=zeros(length(psp1),1);
126 psp3=zeros(length(psp1),1);
127 for i=1:length(psp1)
128 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
129 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
130 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
131 t2in1(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all);
132 t2in2(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all2);
133 end
134
135
136
137 Px=zeros(length(psp4),1);
138 alphain=zeros(length(psp4),1);
139
140
141
142
143
144
145
146 xx=xxdati2;
147 Angl = Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1);
148 x=[zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,
149 ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
150 xx1=xx(1:(length(xx)-1)*62/65);
151
152 for i=1:length(xx1)
153 t1in=Angl(i,1);
154 t3in=Angl(i,2);
155 t2in(i)=t2in1(i);
156 t4in(i)=t4in1(i);
157 P1=[0,0];
158 P2=[1*cos(t5in(i)),1*sin(t5in(i))];
159 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
160 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
pi/180-psp1(i)*pi/180)];

```

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 4 of 10

```

161 P6=[PG(1)-f*sin(bsp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(bsp1(i)*pi/180)];
162 P9=[P6(1)+f1*sin(bsp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(bsp1(i)*pi/180)];
163 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
164 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
165 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
166 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
167 P10=[P4(1)-a6*cos(t4in(i)),P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
168 P32(i,1)=[P10(1)-h*sin(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180)];
169 P32(i,2)=[P10(2)-h*cos(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180)];
170 P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
171 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
172 o=x(i);
173 a=l*o/23;
174 P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
175
176 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone11*cos(t2in(i))];
177 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone11*sin(t2in(i))];
178 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone21*cos(t4in(i))];
179 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone21*sin(t4in(i))];
180
181 m1=tan(t1in);
182 q1=P8(2)-m1*P8(1);
183 m2=tan(t3in);
184 q2=P4(2)-m2*P4(1);
185 A=[m1,-1;m2,-1];
186 B=[-q1,-q2]';
187 z=A\B;
188 xcir(i)=z(1);
189 ycir(i)=z(2);
190
191
192
193 d=P6(1)-P11(1);
194 b=P6(2)-P11(2);
195 Mhg1(i)=Py(i)*d-Px(i)*b;
196
197
198
199 dp=P32(i,1)-P11(1);
200 bp=P32(i,2)-P11(2);
201 Mp(i)=Py(i)*dp-Px(i)*bp;
202
203
204
205 m=(PP2(i,2)-PP1(i,2))/(PP2(i,1)-PP1(i,1));
206 q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
207 t84(i)=atan(m);
208 if t84(i)<0
209     t84(i)=t84(i)+pi;
210 else t84(i)=t84(i);
211 end
212 end
213
214
215

```

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 5 of 10

```

216 F2=Forze2(Px,Py,alphain,Angl,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xx1);
217
218 F12x=F2(:,1);
219 F12y=F2(:,2);
220 F32x=F2(:,3);
221 F32y=F2(:,4);
222 F14x=F2(:,5);
223 F14y=F2(:,6);
224 F34x=F2(:,7);
225 F34y=F2(:,8);
226 F45x=F2(:,9);
227 F45y=F2(:,10);
228 F54x=F2(:,11);
229 F54y=F2(:,12);
230 F72x=F2(:,13);
231 F72y=F2(:,14);
232 F84x=F2(:,15);
233 F84y=F2(:,16);
234 F92x=F2(:,17);
235 F92y=F2(:,18);
236 detA=F2(:,19);
237
238 %Ricavo forze e momenti
239 for i=1:length(xx1)
240 t1in=Angl(i,1);
241 t3in=Angl(i,2);
242 P1=[0,0];
243 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
244 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
245 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
246 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
247 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
248 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
249 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
250
251
252 d12=P6(1)-P7(1);
253 b12=P6(2)-P7(2);
254 Mf12=F12y(i)*d12-F12x(i)*b12;
255 d32=P6(1)-P5(1);
256 b32=P6(2)-P5(2);
257 Mf32=F32y(i)*d32-F32x(i)*b32;
258 d92=P6(1)-PP1(i,1);
259 b92=P6(2)-PP1(i,2);
260 Mf92=F92y(i)*d92-F92x(i)*b92;
261 Mf(i)=Mf12+Mf32+Mf92;
262
263 end
264
265 %Forze sulla tibia
266 figure(14)
267 subplot(2,2,1)
268 plot(xx1,F54x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F54y(1:(length(xx)-1)*
*62/65),'r',xx1,sqrt(F54x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F54y(1:(length(xx)-1)*

```

```

*62/65).^2), 'g')
269 legend('F54x', 'F54y', '|F54|')
270 subplot(2,2,2)
271 plot(xx1,F34x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F34y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F34x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F34y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
272 legend('F34x', 'F34y', '|F34|')
273 subplot(2,2,3)
274 plot(xx1,F14x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F14y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F14x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F14y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
275 legend('F14x', 'F14y', '|F14|')
276 subplot(2,2,4)
277 plot(xx1,F84x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F84y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F84x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F84y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
278 legend('F84x', 'F84y', '|F84|')
279
280
281 %Forze sul femore
282 figure(15)
283 subplot(2,2,1)
284 plot(xx1,F32x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F32y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F32x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F32y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
285 legend('F32x', 'F32y', '|F32|')
286 subplot(2,2,2)
287 plot(xx1,F12x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F12y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F12x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F12y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
288 legend('F12x', 'F12y', '|F12|')
289 subplot(2,2,3)
290 plot(xx1,F72x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F72y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F72x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F72y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
291 legend('F72x', 'F72y', '|F72|')
292 subplot(2,2,4)
293 plot(xx1,F92x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F92y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r',xx1,sqrt(F92x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F92y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
294 legend('F92x', 'F92y', '|F92|')
295
296
297 %Momenti
298 figure(16)
299 subplot(1,2,1)
300 plot(xx1,-Mf(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,-Mhg1(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r')
301 legend('Mh protesi')
302
303 subplot(1,2,2)
304 plot(xx1,-Mhg(1:(length(xx)-1)*62/65))
305 legend('Mh gamba vera')
306
307 figure(17)

```

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 7 of 10

```

308 plot(xx1,-Mp(1:(length(xx)-1)*62/65),'r')
309 legend('M45')
310
311
312
313
314
315
316
317
318 %SISTEMA DI EQUILIBRIO
319 %quadrilatero 2
320 %Forze e momenti della protesi con quadrilatero 2
321 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
15Â° in 0% del cammino a - 15Â° in 62%)
322 m=(15+15)/-62;
323 q=15;
324 psp1=m*xx+q;
325 psp2=zeros(length(bsp1),1);
326 psp3=zeros(length(bsp1),1);
327
328 for i=1:length(bsp1)
329 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
330 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
331 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
332 t2in1(i)=-((psp1(i))*pi/180-t2all);
333 t2in2(i)=-((psp1(i))*pi/180-t2all2);
334 end
335
336
337
338
339
340
341 %retta 910
342 Ang2 = Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2);
343 x=[zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,
ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
344 for i=1:length(xx1)
345 t1in=Ang2(i,1);
346 t3in=Ang2(i,2);
347 t2in(i)=t2in2(i);
348 t4in(i)=t4in2(i);
349 P1=[0,0];
350 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
351 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
352 PG=[P3(1)+t*cos(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
pi/180-psp1(i)*pi/180)];
353 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
354 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
355 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
356 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
357 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
358 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
359 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))]

```

11/07/09 16.03 /Users/daniiloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 8 of 10

```

360 P32(i,1)=[P10(1)-h2*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
361 P32(i,2)=[P10(2)-h2*cos(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
362 P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
363 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
364 o=x(i);
365 a=l*o/23;
366 P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
367
368 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone12*cos(t2in(i))];
369 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone12*sin(t2in(i))];
370 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone22*cos(t4in(i))];
371 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone22*sin(t4in(i))];
372
373
374 d=P6(1)-P11(1);
375 b=P6(2)-P11(2);
376 Mhg1(i)=Py(i)*d-Px(i)*b;
377
378 dp=P32(i,1)-P11(1);
379 bp=P32(i,2)-P11(2);
380 Mp(i)=Py(i)*dp-Px(i)*bp;
381
382
383
384 m1=tan(t1in);
385 q1=P8(2)-m1*P8(1);
386 m2=tan(t3in);
387 q2=P4(2)-m2*P4(1);
388 A=[m1,-1;m2,-1];
389 B=[-q1,-q2]';
390 z=A\B;
391 xcir(i)=z(1);
392 ycir(i)=z(2);
393
394 m=(PP1(i,2)-PP2(i,2))/(PP1(i,1)-PP2(i,1));
395 q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
396 t84(i)=atan(m);
397 if t84(i)<0
398     t84(i)=t84(i)+pi;
399 else t84(i)=t84(i);
400 end
401
402 end
403
404 F2=Forze2(Px,Py,alphain,Ang2,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xx1);
405 F12x=F2(:,1);
406 F12y=F2(:,2);
407 F32x=F2(:,3);
408 F32y=F2(:,4);
409 F14x=F2(:,5);
410 F14y=F2(:,6);
411 F34x=F2(:,7);
412 F34y=F2(:,8);
413 F45x=F2(:,9);
414 F45y=F2(:,10);

```

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 9 of 10

```

415 F54x=F2(:,11);
416 F54y=F2(:,12);
417 F72x=F2(:,13);
418 F72y=F2(:,14);
419 F84x=F2(:,15);
420 F84y=F2(:,16);
421 F92x=F2(:,17);
422 F92y=F2(:,18);
423 detA2=F2(:,19);
424
425 %Ricavo forze e momenti
426 for i=1:length(xx1)
427 t1in=Ang2(i,1);
428 t3in=Ang2(i,2);
429 P1=[0,0];
430 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
431 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
432 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
433 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
434 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
435 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
436 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
437
438 d12=P6(1)-P7(1);
439 b12=P6(2)-P7(2);
440 Mf12=F32y(i)*d12-F32x(i)*b12;
441 d32=P6(1)-P5(1);
442 b32=P6(2)-P5(2);
443 Mf32=F12y(i)*d32-F12x(i)*b32;
444 d92=P6(1)-PP1(i,1);
445 b92=P6(2)-PP1(i,2);
446 Mf92=F92y(i)*d92-F92x(i)*b92;
447 Mf(i)=Mf12+Mf32+Mf92;
448 end
449
450 %Forze sulla tibia
451 figure(18)
452 subplot(2,2,1)
453 plot(xx1,F54x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F54y(1:(length(xx)-1)*
*62/65),'r',xx1,sqrt(F54x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F54y(1:(length(xx)-1)*
*62/65).^2),'g')
454 legend('F54x','F54y','|F54|')
455 subplot(2,2,2)
456 plot(xx1,F34x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F34y(1:(length(xx)-1)*
*62/65),'r',xx1,sqrt(F34x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F34y(1:(length(xx)-1)*
*62/65).^2),'g')
457 legend('F34x','F34y','|F34|')
458 subplot(2,2,3)
459 plot(xx1,F14x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F14y(1:(length(xx)-1)*
*62/65),'r',xx1,sqrt(F14x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F14y(1:(length(xx)-1)*
*62/65).^2),'g')
460 legend('F14x','F14y','|F14|')
461 subplot(2,2,4)
462 plot(xx1,F84x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F84y(1:(length(xx)-1)*

```

11/07/09 16.03 /Users/daniloaceto/Desk.../ANALISIFORZEAPPOGGIO.m 10 of 10

```

*62/65), 'r', xx1, sqrt(F84x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F84y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
463 legend('F84x', 'F84y', '|F84|')
464
465
466 %Forze sul femore
467 figure(19)
468 subplot(2,2,1)
469 plot(xx1,F32x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F32y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r', xx1, sqrt(F32x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F32y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
470 legend('F32x', 'F32y', '|F32|')
471 subplot(2,2,2)
472 plot(xx1,F12x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F12y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r', xx1, sqrt(F12x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F12y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
473 legend('F12x', 'F12y', '|F12|')
474 subplot(2,2,3)
475 plot(xx1,F72x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F72y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r', xx1, sqrt(F72x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F72y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
476 legend('F72x', 'F72y', '|F72|')
477 subplot(2,2,4)
478 plot(xx1,F92x(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,F92y(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r', xx1, sqrt(F92x(1:(length(xx)-1)*62/65).^2+F92y(1:(length(xx)-1)
*62/65).^2), 'g')
479 legend('F92x', 'F92y', '|F92|')
480
481
482 %Momenti
483 figure(20)
484 subplot(1,2,1)
485 plot(xx1,-Mf(1:(length(xx)-1)*62/65),xx1,-Mhg1(1:(length(xx)-1)
*62/65), 'r')
486 legend('Mh protesi')
487
488 subplot(1,2,2)
489 plot(xx1,-Mhg(1:(length(xx)-1)*62/65))
490 legend('Mh gamba vera')
491
492

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 81 a 115: viene ricavato il momento d’anca Mhg della gamba naturale
- Linea di comando da 116 a 139: vengono impostati i gradi di libertà per definire il movimento descritto nel paragrafo 6.3
- Linea di comando da 139 a 315: vengono ricavati e plottati gli andamenti delle forze (richiamando la function “forze2”) sui membri del meccanismo e del momento Mh per la protesi con quadrilatero semplice.
- Linea di comando da 316 a 492: vengono ricavati e plottati gli andamenti delle forze (richiamando la function “forze2”) sui membri del meccanismo e del momento Mh per la protesi con quadrilatero incrociato.

• APPENDICE AL PARAGRAFO 7.3

Analizziamo la funzione “forzel”:

12/07/09 1.01 /Users/daniloaceto/Desktop/tesiprotesi/Forzel.m 1 of 2

```

1 function [F1]=Forzel(Ang,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xxdati2,xx,
pesopiedeprot,pesotibiaprot,barictibiaprot,pesofemoreprot)
2
3
4
5 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
6
7     t1=Ang(i,1);
8     t3=Ang(i,2);
9
10
11
12
13 %Forze sul piede (membro 5)
14 F45x=0;
15 F45y=pesopiedeprot;
16
17 %Forze sulla tibia (membro 4)
18 F54x=-F45x;
19 F54y=-F45y;
20 A=[cos(t1),cos(t3),cos(t84(i));sin(t1),sin(t3),sin(t84(i));0,0,-cos(t84
(i))*(ycir(i)-PP2(i,2))+sin(t84(i))*(xcir(i)-PP2(i,1))];
21 B=[-F54x,-F54y+pesotibiaprot,F54x*(ycir(i)-P32(i,2))-F54y*(xcir(i)-P32
(i,1))-Mp(i)+pesotibiaprot*(xcir(i)-barictibiaprot(i,1))];
22 detA=det(A);
23 x=A\B;
24 F14=x(1);
25 F34=x(2);
26 F84=x(3);
27 F34x=F34*cos(t3);
28 F34y=F34*sin(t3);
29 F14x=F14*cos(t1);
30 F14y=F14*sin(t1);
31 F84x=F84*cos(t84(i));
32 F84y=F84*sin(t84(i));
33
34 %Forze sul membro 3
35 F43x=-F34x;
36 F43y=-F34y;
37 F23x=-F43x;
38 F23y=-F43y;
39
40 %Forze sul membro 1
41 F41x=-F14x;
42 F41y=-F14y;
43 F21x=-F41x;
44 F21y=-F41y;
45
46 %Forze sul membro 8
47 F48x=-F84x;
48 F48y=-F84y;
49 F98x=-F48x;
50 F98y=-F48y;
51
52 %Forze sul membro 9

```

12/07/09 1.01 /Users/daniloaceto/Desktop/tesiprotesi/Forzel.m 2 of 2

```

53 F89x=-F98x;
54 F89y=-F98y;
55 F29x=-F89x;
56 F29y=-F89y;
57
58
59 %Forze sul femore (membro 2)
60 F32x=-F23x;
61 F32y=-F23y;
62 F12x=-F21x;
63 F12y=-F21y;
64 F92x=-F29x;
65 F92y=-F29y;
66 F72x=-F32x-F12x-F92x;% deve essere uguale a zero
67 F72y=-F32y-F12y-F92y+pesofemoreprot;%deve essere uguale al peso della
protesi
68
69
70 F1(i,1)=F12x;
71 F1(i,2)=F12y;
72 F1(i,3)=F32x;
73 F1(i,4)=F32y;
74 F1(i,5)=F14x;
75 F1(i,6)=F14y;
76 F1(i,7)=F34x;
77 F1(i,8)=F34y;
78 F1(i,9)=F45x;
79 F1(i,10)=F45y;
80 F1(i,11)=F54x;
81 F1(i,12)=F54y;
82 F1(i,13)=F72x;
83 F1(i,14)=F72y;
84 F1(i,15)=F84x;
85 F1(i,16)=F84y;
86 F1(i,17)=F92x;
87 F1(i,18)=F92y;
88 F1(i,19)=det(A);
89 end

```

Spieghiamo ora il significato del codice:

- Linea di comando 1: vengono chiamati i dati necessari al calcolo delle forze sui vari membri
- Linea di comando da 3 a 89: vengono inserite le formule viste nel paragrafo 7.3 per ricavare il valore delle forze esercitate su ogni membro dei meccanismi di protesi

Analizziamo ora il file “ANALISIFORZEVOLO”:

12/07/09 14.49 /Users/daniloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOLO.m 1 of 12

```
1 clc
2 clear all
3 close all
4
5 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
6 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
7 t4all=Datiiniziali(1,1);
8 t2all=Datiiniziali(2,1);
9 a1=Datiiniziali(3,1);
10 a2=Datiiniziali(4,1);
11 a3=Datiiniziali(5,1);
12 a4=Datiiniziali(6,1);
13 t1all=Datiiniziali(7,1);
14 t3all=Datiiniziali(8,1);
15 f=Datiiniziali(9,1);
16 f2=Datiiniziali(10,1);
17 a5=Datiiniziali(11,1);
18 f1=Datiiniziali(12,1);
19 t=Datiiniziali(13,1);
20 a6=Datiiniziali(14,1);
21 g=Datiiniziali(15,1);
22 h=Datiiniziali(16,1);
23 l=Datiiniziali(17,1);
24 n=Datiiniziali(18,1);
25 alpha5=Datiiniziali(19,1);
26 m=Datiiniziali(20,1);
27 gamma5=Datiiniziali(21,1);
28 beta5=Datiiniziali(22,1);
29 t4all2=Datiiniziali(23,1);
30 t2all2=Datiiniziali(24,1);
31 a22=Datiiniziali(25,1);
32 a42=Datiiniziali(26,1);
33 a12=Datiiniziali(27,1);
34 a32=Datiiniziali(28,1);
35 t1all2=Datiiniziali(29,1);
36 t3all2=Datiiniziali(30,1);
37 f22=Datiiniziali(31,1);
38 a52=Datiiniziali(32,1);
39 f12=Datiiniziali(33,1);
40 w=Datiiniziali(34,1);
41 j=Datiiniziali(35,1);
42 a62=Datiiniziali(36,1);
43 g2=Datiiniziali(37,1);
44 h2=Datiiniziali(38,1);
45 psp1=Datiiniziali(39,:);
46 t2in1=Datiiniziali(40,:);
47 psp2=Datiiniziali(41,:);
48 t4in1=Datiiniziali(42,:);
49 psp3=Datiiniziali(43,:);
50 t5in=Datiiniziali(44,:);
51 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
52 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
53 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
54 xx=Datiiniziali(48,:);
55 xHA=Datiiniziali(49,1:11);
```

```

56 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
57 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
58 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
59 Py=Datiiniziali(53,1:8);
60 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
61 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
62 t2in2=Datiiniziali(56,:);
63 t4in2=Datiiniziali(57,:);
64 tldato1=Datiiniziali(58,1);
65 tldato2=Datiiniziali(59,1);
66 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
67 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
68 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
69 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
70 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
71 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
72 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
73 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
74 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
75 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
76 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
77 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
78 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
79 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
80
81 %Calcolo Mhgv
82 %Disegnare gamba reale che si muove
83 i=(length(xxdati2)-1)*62/65
84 P1=[0,0];
85 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
86 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
87 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
88 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
89
90 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
91 P6=P6;
92 PG=[P6(1)+f*sin(psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(psp1(i)*pi/180)];
93 P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
94 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
95 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
96
97 baricfemoregv=[(P6(1)+PG(1))/2,(P6(2)+PG(2))/2];
98 barictibiagv=[(P3(1)+PG(1))/2,(P3(2)+PG(2))/2];
99 baricpiedegv=[(P1(1)+P2(1)+P3(1))/3,(P1(2)+P2(2)+P3(2))/3];
100 baricgv=[(baricfemoregv(1)*pesofemoregv+barictibiagv(1)
*pesotibiagv+baricpiedegv(1)*pesopiedegv)/
(pesotibiagv+pesofemoregv+pesopiedegv),(baricfemoregv(2)
*pesofemoregv+barictibiagv(2)*pesotibiagv+baricpiedegv(2)*pesopiedegv)/
(pesotibiagv+pesofemoregv+pesopiedegv)]
101
102 Mhgv(i)=- (pesotibiagv+pesofemoregv+pesopiedegv)*(P6(1)-baricgv(1));
103 end
104

```

12/07/09 14.49 /Users/daniloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOLLO.m 3 of 12

```

105 %QUADRILATERO1
106 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
155° in 0% del cammino a - 155° in 62%)
107 m=(15+15)/-62;
108 q=15;
109 psp1=m*xx+q;
110 psp2=zeros(length(bsp1),1);
111 psp3=zeros(length(bsp1),1);
112
113 for i=1:length(bsp1)
114 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
115 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
116 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
117 t2in1(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all);
118 t2in2(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all2);
119 end
120
121
122 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1)
123 i=(length(xxdati2)-1)*62/65;
124 tlin=Ang1(i,1);
125 t3in=Ang1(i,2);
126 t2in(i)=t2in1(i);
127 t4in(i)=t4in1(i);
128 P1=[0,0];
129 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
130 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
131 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
132 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
133
134 %SWING PHASE: HIP ANGLE da -155° a 155° e KNEE ANGLE da 0° a 10° a 0°
135 m=(-15-15)/-38;
136 q=15-m*100;
137 psp1=m*xx+q;
138
139 xHA=[0,62,81,100];
140 yHA=[0,0,30,0];
141 partizione=1;
142 xx=[0:partizione:100];
143 psp2=spline(xHA,yHA,xx);
144
145
146 psp3=zeros(length(bsp1),1);
147
148 for i=1:length(bsp1)
149 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
150 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
151 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
152 t2in1(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all);
153 t2in2(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all2);
154 end
155
156
157 Ang1=Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1)

```

```

158
159
160 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
161 t1in=Angl(i,1);
162 t3in=Angl(i,2);
163 t2in(i)=t2in1(i);
164 t4in(i)=t4in1(i);
165 P6=P6;
166 PG=[P6(1)+f*sin(bsp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(bsp1(i)*pi/180)];
167 P3=[PG(1)-t*sin(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(bsp2(i)*
*pi/180-bsp1(i)*pi/180)];
168 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
169 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
170 P9=[P6(1)+f1*sin(bsp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(bsp1(i)*pi/180)];
171 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
172 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
173 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
174 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
175 P10(i,1)=[P4(1)-a6*cos(t4in(i))];
176 P10(i,2)=[P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
177 P32(i,1)=[P10(i,1)-h*sin(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180)];
178 P32(i,2)=[P10(i,2)-h*cos(bsp2(i)*pi/180-bsp1(i)*pi/180)];
179 P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))]
180 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))]
181
182
183 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone11*cos(t2in(i))];
184 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone11*sin(t2in(i))];
185 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone21*cos(t4in(i))];
186 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone21*sin(t4in(i))];
187
188
189
190
191 baricfemoreprot(i,1)=[(P6(1)+P7(1)+P5(1))/3];
192 baricfemoreprot(i,2)=[(P6(2)+P7(2)+P5(2))/3];
193 barictibiaprot(i,1)=[(P32(i,1)+P8(1)+P4(1))/3];
194 barictibiaprot(i,2)=[(P32(i,2)+P8(2)+P4(2))/3];
195 baricpiedeprot=[(P12(1)+P22(1)+P32(i,1))/3,(P12(2)+P22(2)+P32(i,2))/3];
196 baricprot(i,1)=[(baricfemoreprot(i,1)*pesofemoreprot+barictibiaprot(i,
1)*pesotibiaprot+baricpiedeprot(1)*pesopiedeprot)/
(pesofemoreprot+pesotibiaprot+pesopiedeprot)];
197 baricprot(i,2)=[(baricfemoreprot(i,2)*pesofemoreprot+barictibiaprot(i,
2)*pesotibiaprot+baricpiedeprot(2)*pesopiedeprot)/
(pesofemoreprot+pesotibiaprot+pesopiedeprot)];
198
199
200 m1=tan(t1in);
201 q1=P8(2)-m1*P8(1);
202 m2=tan(t3in);
203 q2=P4(2)-m2*P4(1);
204 A=[m1,-1;m2,-1];
205 B=[-q1,-q2]';
206 z=A\B;
207 xcir(i)=z(1);

```

---

12/07/09 14.49 /Users/daniloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOLLO.m 5 of 12

```

208 ycir(i)=z(2);
209
210
211 Mhprot(i)=- (pesotibiaprot+pesofemoreprot+pesopiedeprot)*(P6(1)-
baricprot(i,1));
212
213 dp=P32(i,1)-baricpiedeprot(1);
214 bp=P32(i,2)-baricpiedeprot(2);
215 Mp(i)=-pesopiedeprot*dp;
216
217 m=(PP2(i,2)-PP1(i,2))/(PP2(i,1)-PP1(i,1));
218 q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
219 t84(i)=atan(m);
220 if t84(i)<0
221     t84(i)=t84(i)+pi;
222 else t84(i)=t84(i);
223 end
224 end
225
226 F1=Forze1(Ang1,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xxdati2,xx,pesopiedeprot,
pesotibiaprot,barictibiaprot,pesofemoreprot)
227
228 F12x=F1(:,1);
229 F12y=F1(:,2);
230 F32x=F1(:,3);
231 F32y=F1(:,4);
232 F14x=F1(:,5);
233 F14y=F1(:,6);
234 F34x=F1(:,7);
235 F34y=F1(:,8);
236 F45x=F1(:,9);
237 F45y=F1(:,10);
238 F54x=F1(:,11);
239 F54y=F1(:,12);
240 F72x=F1(:,13);
241 F72y=F1(:,14);
242 F84x=F1(:,15);
243 F84y=F1(:,16);
244 F92x=F1(:,17);
245 F92y=F1(:,18);
246 detA=F1(:,19);
247
248 %Ricavo forze e momenti
249 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
250     t1in=Ang1(i,1);
251     t3in=Ang1(i,2);
252     t2in(i)=t2in1(i);
253     t4in(i)=t4in1(i);
254     P6=P6;
255     PG=[P6(1)+f*sin(psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(psp1(i)*pi/180)];
256     P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)*
pi/180-psp1(i)*pi/180)];
257     P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
258     P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
259     P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];

```

12/07/09 14.49 /Users/daniloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOLLO.m 6 of 12

```

260 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
261 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
262
263
264 d12=P6(1)-P7(1);
265 b12=P6(2)-P7(2);
266 Mf12=F12y(i)*d12-F12x(i)*b12;
267 d32=P6(1)-P5(1);
268 b32=P6(2)-P5(2);
269 Mf32=F32y(i)*d32-F32x(i)*b32;
270 d92=P6(1)-PP1(i,1);
271 b92=P6(2)-PP1(i,2);
272 Mf92=F92y(i)*d92-F92x(i)*b92;
273
274 dpeso=P6(1)-baricfemoreprot(i,1);
275 Mfpeso=-pesofemoreprot*dpeso;
276 Mf(i)=Mf12+Mf32+Mf92+Mfpeso;
277
278 end
279
280 %Forze sulla tibia
281 xx1=xx((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx));
282 figure(15)
283 subplot(3,2,1)
284 plot(xx1,F54x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F54y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F54x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F54y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
285 legend('F54x','F54y','|F54|')
286 subplot(3,2,2)
287 plot(xx1,F34x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F34y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F34x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F34y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
288 legend('F34x','F34y','|F34|')
289 subplot(3,2,3)
290 plot(xx1,F14x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F14y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F14x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F14y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
291 legend('F14x','F14y','|F14|')
292 subplot(3,2,4)
293 plot(xx1,F84x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F84y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F84x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F84y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
294 legend('F84x','F84y','|F84|')
295 subplot(3,2,5)
296 plot(xx1,-pesotibiaprot*ones(length(xx)-(length(xxdati2)-1)
*62/65+1),'g')
297 legend('Forzapeso')
298
299 %Forze sul femore
300 figure(16)
301 subplot(3,2,1)
302 plot(xx1,F32x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F32y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F32x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F32y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
303 legend('F32x','F32y','|F32|')

```

12/07/09 14.49 /Users/daniloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOLO.m 7 of 12

```

304 subplot(3,2,2)
305 plot(xx1,F12x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F12y((length(x
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)), 'r',xx1,sqrt(F12x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F12y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
306 legend('F12x','F12y','|F12|')
307 subplot(3,2,3)
308 plot(xx1,F72x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F72y((length(x
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)), 'r',xx1,sqrt(F72x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F72y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
309 legend('F72x','F72y','|F72|')
310 subplot(3,2,4)
311 plot(xx1,F92x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F92y((length(x
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)), 'r',xx1,sqrt(F92x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F92y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
312 legend('F92x','F92y','|F92|')
313 subplot(3,2,5)
314 plot(xx1,-pesofemoreprot*ones(length(xx)-(length(xxdati2)-1)
*62/65+1),'g')
315 legend('Forzapeso')
316
317 %Momenti
318 figure(17)
319 subplot(1,2,1)
320 plot(xx1,-Mf((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,-Mhprot((length(x
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)), 'r')
321 legend('Mh protesi')
322
323 subplot(1,2,2)
324 plot(xx1,-Mhgv((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)), 'r')
325 legend('Mh gamba vera')
326
327
328 figure(18)
329 plot(xx1,-Mp((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)), 'r')
330 legend('M45')
331
332
333
334 %QUADRILATERO2
335
336
337 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
15° in 0% del cammino a - 15° in 62%)
338 m=(15+15)/-62;
339 q=15;
340 psp1=m*xx+q;
341 psp2=zeros(length(psp1),1);
342 psp3=zeros(length(psp1),1);
343
344 for i=1:length(psp1)
345 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
346 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
347 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
348 t2in1(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all;
349 t2in2(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all2;

```

```

350 end
351
352
353 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2)
354 x=[zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,
ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
355 i=(length(xxdati2)-1)*62/65
356 t1in=Ang2(i,1);
357 t3in=Ang2(i,2);
358 t2in(i)=t2in2(i);
359 t4in(i)=t4in2(i);
360 P1=[0,0];
361 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
362 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
363 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
364 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
365
366 %SWING PHASE: HIP ANGLE da -15° a 15° e KNEE ANGLE da 0° a 30° a 0° con
367 %spline
368 m=(-15-15)/-38;
369 q=15-m*100;
370 psp1=m*xx+q;
371
372 xHA=[0,62,81,100];
373 yHA=[0,0,30,0];
374 partizione=1;
375 xx=[0:partizione:100];
376 psp2=spline(xHA,yHA,xx);
377
378
379 psp3=zeros(length(psp1),1);
380
381 for i=1:length(psp1)
382 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
383 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
384 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
385 t2in1(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all);
386 t2in2(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all2);
387 end
388
389
390 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2)
391 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
392 t1in=Ang2(i,1);
393 t3in=Ang2(i,2);
394 t2in(i)=t2in2(i);
395 t4in(i)=t4in2(i);
396 P6=P6;
397 PG=[P6(1)+f*sin(psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(psp1(i)*pi/180)];
398 P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
399 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
400 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
401 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];

```

```

402 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
403 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
404 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
405 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
406 P10(i,1)=[P4(1)-a62*cos(t4in(i))];
407 P10(i,2)=[P4(2)-a62*sin(t4in(i))];
408 P32(i,1)=[P10(i,1)-h2*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
409 P32(i,2)=[P10(i,2)-h2*cos(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
410 P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
411 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
412
413
414 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone12*cos(t2in(i))];
415 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone12*sin(t2in(i))];
416 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone22*cos(t4in(i))];
417 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone22*sin(t4in(i))];
418
419 %Baricentro dei membri
420
421 baricfemoreprot(i,1)=[(P6(1)+P7(1)+P5(1))/3];
422 baricfemoreprot(i,2)=[(P6(2)+P7(2)+P5(2))/3];
423 barictibiaprot(i,1)=[(P32(i,1)+P8(1)+P4(1))/3];
424 barictibiaprot(i,2)=[(P32(i,2)+P8(2)+P4(2))/3];
425 baricpiedeprot=[(P12(1)+P22(1)+P32(i,1))/3,(P12(2)+P22(2)+P32(i,2))/3];
426 baricprot(i,1)=[(baricfemoreprot(i,1)*pesofemoreprot+barictibiaprot(i,1)*pesotibiaprot+baricpiedeprot(1)*pesopiedeprot)/(pesofemoreprot+pesotibiaprot+pesopiedeprot)];
427 baricprot(i,2)=[(baricfemoreprot(i,2)*pesofemoreprot+barictibiaprot(i,2)*pesotibiaprot+baricpiedeprot(2)*pesopiedeprot)/(pesofemoreprot+pesotibiaprot+pesopiedeprot)];
428
429 m1=tan(t1in);
430 q1=P8(2)-m1*P8(1);
431 m2=tan(t3in);
432 q2=P4(2)-m2*P4(1);
433 A=[m1,-1;m2,-1];
434 B=[-q1,-q2]';
435 z=A\B;
436 xcir(i)=z(1);
437 ycir(i)=z(2);
438
439 Mhprot(i)=-((pesotibiaprot+pesofemoreprot+pesopiedeprot)*(P6(1)-baricprot(i,1)));
440
441 dp=P32(i,1)-baricpiedeprot(1);
442 bp=P32(i,2)-baricpiedeprot(2);
443 Mp(i)=-pesopiedeprot*dp;
444
445 m=(PP2(i,2)-PP1(i,2))/(PP2(i,1)-PP1(i,1));
446 q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
447 t84(i)=atan(m);
448 if t84(i)<0
449     t84(i)=t84(i)+pi;
450 else t84(i)=t84(i);
451 end

```

```

452 end
453
454 F1=Forzel(Ang2,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xxdati2,xx,pesopiedeprot,↵
pesotibiaprot,barictibiaprot,pesofemoreprot)
455
456 F12x=F1(:,1);
457 F12y=F1(:,2);
458 F32x=F1(:,3);
459 F32y=F1(:,4);
460 F14x=F1(:,5);
461 F14y=F1(:,6);
462 F34x=F1(:,7);
463 F34y=F1(:,8);
464 F45x=F1(:,9);
465 F45y=F1(:,10);
466 F54x=F1(:,11);
467 F54y=F1(:,12);
468 F72x=F1(:,13);
469 F72y=F1(:,14);
470 F84x=F1(:,15);
471 F84y=F1(:,16);
472 F92x=F1(:,17);
473 F92y=F1(:,18);
474 detA2=F1(:,19);
475
476 %Ricavo forze e momenti
477 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
478 t1in=Ang2(i,1);
479 t3in=Ang2(i,2);
480 t2in(i)=t2in2(i);
481 t4in(i)=t4in2(i);
482 P6=P6;
483 PG=[P6(1)+f*sin(psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(psp1(i)*pi/180)];
484 P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)↵
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
485 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
486 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
487 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
488 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
489 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
490
491 d12=P6(1)-P7(1);
492 b12=P6(2)-P7(2);
493 Mf12=F32y(i)*d12-F32x(i)*b12;
494 d32=P6(1)-P5(1);
495 b32=P6(2)-P5(2);
496 Mf32=F12y(i)*d32-F12x(i)*b32;
497 d92=P6(1)-PP1(i,1);
498 b92=P6(2)-PP1(i,2);
499 Mf92=F92y(i)*d92-F92x(i)*b92;
500
501 dpeso=P6(1)-baricfemoreprot(i,1);
502 Mfpeso=-pesofemoreprot*dpeso;
503 Mf(i)=Mf12+Mf32+Mf92+Mfpeso;
504

```

---

12/07/09 14.49 /Users/daniiloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOLO.m 11 of 12

---

```

505 end
506
507 %Forze sulla tibia
508 xx1=xx((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx));
509 figure(19)
510 subplot(3,2,1)
511 plot(xx1,F54x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F54y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F54x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F54y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
512 legend('F54x','F54y','|F54|')
513 subplot(3,2,2)
514 plot(xx1,F34x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F34y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F34x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F34y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
515 legend('F34x','F34y','|F34|')
516 subplot(3,2,3)
517 plot(xx1,F14x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F14y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F14x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F14y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
518 legend('F14x','F14y','|F14|')
519 subplot(3,2,4)
520 plot(xx1,F84x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F84y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F84x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F84y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
521 legend('F84x','F84y','|F84|')
522 subplot(3,2,5)
523 plot(xx1,-pesotibiaprot*ones(length(xx)-(length(xxdati2)-1)
*62/65+1),'g')
524 legend('Forzapeso')
525
526 %Forze sul femore
527 figure(20)
528 subplot(3,2,1)
529 plot(xx1,F32x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F32y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F32x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F32y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
530 legend('F32x','F32y','|F32|')
531 subplot(3,2,2)
532 plot(xx1,F12x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F12y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F12x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F12y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
533 legend('F12x','F12y','|F12|')
534 subplot(3,2,3)
535 plot(xx1,F72x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F72y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F72x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F72y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
536 legend('F72x','F72y','|F72|')
537 subplot(3,2,4)
538 plot(xx1,F92x((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,F92y((length(
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r',xx1,sqrt(F92x((length(xxdati2)-1)*62/65:
length(xx)).^2+F92y((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)).^2),'g')
539 legend('F92x','F92y','|F92|')
540 subplot(3,2,5)
541 plot(xx1,-pesofemoreprot*ones(length(xx)-(length(xxdati2)-1)
*62/65+1),'g')

```

12/07/09 14.49 /Users/daniloaceto/Desktop/.../ANALISIFORZEVOL0.m 12 of 12

```

542 legend('Forzapeso')
543
544 %Momenti
545 figure(21)
546 subplot(1,2,1)
547 plot(xx1,-Mf((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),xx1,-Mhprot((length(x
xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r')
548 legend('Mh protesi')
549
550 subplot(1,2,2)
551 plot(xx1,-Mhgv((length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)),'r')
552 legend('Mh gamba vera')
553
554
555
556
557
558

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 81 a 330: vengono ricavati e plottati gli andamenti delle forze (richiamando la function “forze1”) sui membri del meccanismo e del momento Mh per la protesi con quadrilatero semplice. Viene inoltre ricavato il momento della gamba naturale Mhg come spiegato nel paragrafo 7.3
- Linea di comando da 330 a 552: vengono ricavati e plottati gli andamenti delle forze (richiamando la function “forze1”) sui membri del meccanismo e del momento Mh per la protesi con quadrilatero incrociato.

- APPENDICE AL PARAGRAFO 7.4

Analizziamo l'm-file "POSIZIONEPISTONE"

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 1 of 16

---

```

1 clc
2 clear all
3 close all
4
5 %ASSEGNARE I DATI INIZIALI NELLA FUNCTION DATIINIZIALI
6 Datiiniziali = DATIINIZIALI();
7 t4all=Datiiniziali(1,1);
8 t2all=Datiiniziali(2,1);
9 a1=Datiiniziali(3,1);
10 a2=Datiiniziali(4,1);
11 a3=Datiiniziali(5,1);
12 a4=Datiiniziali(6,1);
13 t1all=Datiiniziali(7,1);
14 t3all=Datiiniziali(8,1);
15 f=Datiiniziali(9,1);
16 f2=Datiiniziali(10,1);
17 a5=Datiiniziali(11,1);
18 f1=Datiiniziali(12,1);
19 t=Datiiniziali(13,1);
20 a6=Datiiniziali(14,1);
21 g=Datiiniziali(15,1);
22 h=Datiiniziali(16,1);
23 l=Datiiniziali(17,1);
24 n=Datiiniziali(18,1);
25 alpha5=Datiiniziali(19,1);
26 m=Datiiniziali(20,1);
27 gamma5=Datiiniziali(21,1);
28 beta5=Datiiniziali(22,1);
29 t4all2=Datiiniziali(23,1);
30 t2all2=Datiiniziali(24,1);
31 a22=Datiiniziali(25,1);
32 a42=Datiiniziali(26,1);
33 a12=Datiiniziali(27,1);
34 a32=Datiiniziali(28,1);
35 t1all2=Datiiniziali(29,1);
36 t3all2=Datiiniziali(30,1);
37 f22=Datiiniziali(31,1);
38 a52=Datiiniziali(32,1);
39 f12=Datiiniziali(33,1);
40 w=Datiiniziali(34,1);
41 j=Datiiniziali(35,1);
42 a62=Datiiniziali(36,1);
43 g2=Datiiniziali(37,1);
44 h2=Datiiniziali(38,1);
45 psp1=Datiiniziali(39,:);
46 t2in1=Datiiniziali(40,:);
47 psp2=Datiiniziali(41,:);
48 t4in1=Datiiniziali(42,:);
49 psp3=Datiiniziali(43,:);
50 t5in=Datiiniziali(44,:);
51 psp4=Datiiniziali(45,1:66);
52 psp5=Datiiniziali(46,1:66);
53 alphain=Datiiniziali(47,1:66);
54 xx=Datiiniziali(48,:);
55 xHA=Datiiniziali(49,1:11);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniiloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 2 of 16

```

56 yHA=Datiiniziali(50,1:11);
57 yAA=Datiiniziali(51,1:12);
58 xAA=Datiiniziali(52,1:12);
59 Py=Datiiniziali(53,1:8);
60 Pz=Datiiniziali(54,1:8);
61 yKA=Datiiniziali(55,1:11);
62 t2in2=Datiiniziali(56,:);
63 t4in2=Datiiniziali(57,:);
64 tldato1=Datiiniziali(58,1);
65 tldato2=Datiiniziali(59,1);
66 tldatoall1=Datiiniziali(60,1);
67 tldatoall2=Datiiniziali(61,1);
68 Pistone11=Datiiniziali(62,1);
69 Pistone21=Datiiniziali(63,1);
70 Pistone12=Datiiniziali(64,1);
71 Pistone22=Datiiniziali(65,1);
72 xxdati2=Datiiniziali(66,1:66);
73 xforze=Datiiniziali(67,1:8);
74 pesotibiaprot=Datiiniziali(68,1);
75 pesofemoreprot=Datiiniziali(69,1);
76 pesopiedeprot=Datiiniziali(70,1);
77 pesotibiagv=Datiiniziali(71,1);
78 pesofemoregv=Datiiniziali(72,1);
79 pesopiedegv=Datiiniziali(73,1);
80
81
82
83
84
85
86 Py=psp4;
87 Pz=psp5;
88 Px=Py;
89 Py=Pz;
90
91
92
93 %QUADRILATERO1
94 passo=10;
95 pistone1prova=[0:a2/pass0:a2];
96 pistone2prova=[0:a4/pass0:a4];
97
98 %Forze e momenti della protesi con quadrilatero 1
99
100 %swing phase
101 m=(15+15)/-62;
102 q=15;
103 psp1=m*xx+q;
104 psp2=zeros(length(psp1),1);
105 psp3=zeros(length(psp1),1);
106
107 for i=1:length(psp1)
108 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
109 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
110 t5in(i)=-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i)*pi/180;

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 3 of 16

```

111 t2in1(i)=- (psp1(i)*pi/180-t2all);
112 t2in2(i)=- (psp1(i)*pi/180-t2all2);
113 end
114
115
116 Angl=Angoliquadrilaterol(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1);
117 i=(length(xxdati2)-1)*62/65;
118 t1in=Angl(i,1);
119 t3in=Angl(i,2);
120 t2in(i)=t2in1(i);
121 t4in(i)=t4in1(i);
122 P1=[0,0];
123 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
124 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
125 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
126 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
127
128 %SWING PHASE: HIP ANGLE da -15° a 15° e KNEE ANGLE da 0° a 10° a 0°
129 m=(-15-15)/-38;
130 q=15-m*100;
131 psp1=m*xx+q;
132
133 xHA=[0,62,81,100];
134 yHA=[0,0,30,0];
135 partizione=1;
136 xx=[0:partizione:100];
137 psp2=spline(xHA,yHA,xx);
138
139
140 psp3=zeros(length(psp1),1);
141
142 for i=1:length(psp1)
143 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
144 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
145 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
146 t2in1(i)=- (psp1(i)*pi/180-t2all);
147 t2in2(i)=- (psp1(i)*pi/180-t2all2);
148 end
149
150
151 Angl=Angoliquadrilaterol(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1);
152
153 for g=1:passo+1
154 Pistone11=pistone1prova(g);
155 for e=1:passo+1
156 Pistone21=pistone2prova(e);
157 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
158 t1in=Angl(i,1);
159 t3in=Angl(i,2);
160 t2in(i)=t2in1(i);
161 t4in(i)=t4in1(i);
162 P6=P6;
163 PG=[P6(1)+f*sin(psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(psp1(i)*pi/180)];
164 P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)*

```

```

*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
165 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
166 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
167 P9=[P6(1)+f1*sin(pspl(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(pspl(i)*pi/180)];
168 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
169 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
170 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
171 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
172 P10(i,1)=[P4(1)-a6*cos(t4in(i))];
173 P10(i,2)=[P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
174 P32(i,1)=[P10(i,1)-h*sin(osp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
175 P32(i,2)=[P10(i,2)-h*cos(osp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
176 P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
177 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
178
179
180 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone11*cos(t2in(i))];
181 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone11*sin(t2in(i))];
182 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone21*cos(t4in(i))];
183 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone21*sin(t4in(i))];
184
185
186 baricfemoreprot(i,1)=[(P6(1)+P7(1)+P5(1))/3];
187 baricfemoreprot(i,2)=[(P6(2)+P7(2)+P5(2))/3];
188 barictibiaprot(i,1)=[(P32(i,1)+P8(1)+P4(1))/3];
189 barictibiaprot(i,2)=[(P32(i,2)+P8(2)+P4(2))/3];
190 baricpiedeprot=[(P12(1)+P22(1)+P32(i,1))/3,(P12(2)+P22(2)+P32(i,2))/3];
191
192
193 m1=tan(t1in);
194 q1=P8(2)-m1*P8(1);
195 m2=tan(t3in);
196 q2=P4(2)-m2*P4(1);
197 A=[m1,-1;m2,-1];
198 B=[-q1,-q2]';
199 z=A\B;
200 xcir(i)=z(1);
201 ycir(i)=z(2);
202
203 dp=P32(i,1)-baricpiedeprot(1);
204 bp=P32(i,2)-baricpiedeprot(2);
205 Mp(i)=-pesopiedeprot*dp;
206
207
208 m=(PP2(i,2)-PP1(i,2))/(PP2(i,1)-PP1(i,1));
209 q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
210 t84(i)=atan(m);
211 if t84(i)<0
212     t84(i)=t84(i)+pi;
213 else t84(i)=t84(i);
214 end
215 end
216
217 F1=Forzel(Ang1,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xxdati2,xx,pesopiedeprot,κ
pesotibiaprot,barictibiaprot,pesofemoreprot);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 5 of 16

```

218
219 F12x=F1(:,1);
220 F12y=F1(:,2);
221 F32x=F1(:,3);
222 F32y=F1(:,4);
223 F14x=F1(:,5);
224 F14y=F1(:,6);
225 F34x=F1(:,7);
226 F34y=F1(:,8);
227 F45x=F1(:,9);
228 F45y=F1(:,10);
229 F54x=F1(:,11);
230 F54y=F1(:,12);
231 F72x=F1(:,13);
232 F72y=F1(:,14);
233 F84x=F1(:,15);
234 F84y=F1(:,16);
235 F92x=F1(:,17);
236 F92y=F1(:,18);
237 detA=F1(:,19);
238
239 F84=sqrt(F84x.^2+F84y.^2);
240 F14=sqrt(F14x.^2+F14y.^2);
241 F34=sqrt(F34x.^2+F34y.^2);
242
243
244 media2(e+(passo+1)*(g-1),1)=sum(F84+F34+F14);
245 end
246 end
247
248
249 %stance phase
250 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
15° in 0% del cammino a - 15° in 62%)
251 m=(15+15)/-62;
252 q=15;
253 psp1=m*xx+q;
254 psp2=zeros(length(psp1),1);
255 psp3=zeros(length(psp1),1);
256
257 for i=1:length(psp1)
258 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
259 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
260 t5in(i)=-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i)*pi/180;
261 t2in1(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all;
262 t2in2(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all2);
263 end
264
265 Px=zeros(length(psp4),1);
266 alphain=zeros(length(psp4),1);
267
268
269
270
271 Angl = Angoliquadrilatero1(t4in1,a4,a3,a2,a1,t2in1,t1dato1);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 6 of 16

```

272 x=zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23;
273
274 xx1=xx(1:(length(xxdati2)-1)*62/65);
275 for g=1:passo+1
276 Pistone11=pistone1prova(g);
277 for e=1:passo+1
278     Pistone21=pistone2prova(e);
279 for i=1:length(xx1)
280     t1in=Ang1(i,1);
281     t3in=Ang1(i,2);
282     t2in(i)=t2in1(i);
283     t4in(i)=t4in1(i);
284     P1=[0,0];
285     P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
286     P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
287     PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
288     P6=[PG(1)-f*sin(pspl(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(pspl(i)*pi/180)];
289     P9=[P6(1)+f1*sin(pspl(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(pspl(i)*pi/180)];
290     P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
291     P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
292     P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
293     P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
294     P10=[P4(1)-a6*cos(t4in(i)),P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
295     P32(i,1)=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
296     P32(i,2)=[P10(2)-h*cos(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
297     P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
298     P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
299     o=x(i);
300     a=l*o/23;
301     P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
302
303     PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone11*cos(t2in(i))];
304     PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone11*sin(t2in(i))];
305     PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone21*cos(t4in(i))];
306     PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone21*sin(t4in(i))];
307
308     m1=tan(t1in);
309     q1=P8(2)-m1*P8(1);
310     m2=tan(t3in);
311     q2=P4(2)-m2*P4(1);
312     A=[m1,-1;m2,-1];
313     B=[-q1,-q2]';
314     z=A\B;
315     xcir(i)=z(1);
316     ycir(i)=z(2);
317
318     dp=P32(i,1)-P11(1);
319     bp=P32(i,2)-P11(2);
320     Mp(i)=Py(i)*dp-Px(i)*bp;
321
322
323     m=(PP2(i,2)-PP1(i,2))/(PP2(i,1)-PP1(i,1));
324     q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 7 of 16

---

```

325 t84(i)=atan(m);
326 if t84(i)<0
327     t84(i)=t84(i)+pi;
328 else t84(i)=t84(i);
329 end
330 end
331
332
333
334 F2=Forze2(Px,Py,alphain,Ang1,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xx1);
335
336 F12x=F2(:,1);
337 F12y=F2(:,2);
338 F32x=F2(:,3);
339 F32y=F2(:,4);
340 F14x=F2(:,5);
341 F14y=F2(:,6);
342 F34x=F2(:,7);
343 F34y=F2(:,8);
344 F45x=F2(:,9);
345 F45y=F2(:,10);
346 F54x=F2(:,11);
347 F54y=F2(:,12);
348 F72x=F2(:,13);
349 F72y=F2(:,14);
350 F84x=F2(:,15);
351 F84y=F2(:,16);
352 F92x=F2(:,17);
353 F92y=F2(:,18);
354
355 F84=sqrt(F84x.^2+F84y.^2);
356 F14=sqrt(F14x.^2+F14y.^2);
357 F34=sqrt(F34x.^2+F34y.^2);
358
359
360 medial(e+(passo+1)*(g-1),1)=sum(F84+F34+F14);
361 medial(e+(passo+1)*(g-1),2)=Pistone11;
362 medial(e+(passo+1)*(g-1),3)=Pistone21;
363 end
364 end
365
366
367
368
369
370 media(:,1)=(medial(:,1)+media2(:,1))/length(xx);
371 media(:,2)=medial(:,2);
372 media(:,3)=medial(:,3);
373
374 b=min(media(:,1));
375 for i=1:length(media(:,1))
376     if b==media(i,1)
377         Pistone1lottimo=media(i,2);
378         Pistone2lottimo=media(i,3);
379     end

```

12/07/09 19.04 /Users/daniiloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 8 of 16

```

380 end
381
382 %disegnare meccanismo 1 con pistone
383 i=1;
384 t1in=t1all;
385 t3in=t3all;
386 t5in(i)=0;
387 t4in(i)=t4all;
388 t2in(i)=t2all;
389 psp1(i)=0;
390 psp2(i)=0;
391 Pistone11=Pistone11lottimo;
392 Pistone21=Pistone21lottimo;
393
394
395
396 P1=[0,0];
397 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
398 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
399 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
400 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
401 P9=[P6(1)+f1*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f1*cos(psp1(i)*pi/180)];
402 P7=[P9(1)-(a2-a5)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a2-a5)*sin(t2in(i))];
403 P5=[P7(1)+a2*cos(t2in(i)),P7(2)-a2*sin(t2in(i))];
404 P4=[P5(1)-a3*cos(t3in),P5(2)-a3*sin(t3in)];
405 P8=[P4(1)-a4*cos(t4in(i)),P4(2)-a4*sin(t4in(i))];
406 P10=[P4(1)-a6*cos(t4in(i)),P4(2)-a6*sin(t4in(i))];
407 P32=[P10(1)-h*sin(psp2(i)*pi/180-psp1(i)*pi/180),P10(2)-h*cos(psp2(i)*
*pi/180-psp1(i)*pi/180)];
408 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
409 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
410
411
412 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone11*cos(t2in(i))];
413 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone11*sin(t2in(i))];
414 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone21*cos(t4in(i))];
415 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone21*sin(t4in(i))];
416
417 x1=[P1(1),P2(1)];
418 y1=[P1(2),P2(2)];
419 x2=[P2(1),P3(1)];
420 y2=[P2(2),P3(2)];
421 x3=[P4(1),P5(1)];
422 y3=[P4(2),P5(2)];
423 x4=[P5(1),P7(1)];
424 y4=[P5(2),P7(2)];
425 x5=[P7(1),P8(1)];
426 y5=[P7(2),P8(2)];
427 x6=[P4(1),P8(1)];
428 y6=[P4(2),P8(2)];
429 x7=[P3(1),P1(1)];
430 y7=[P3(2),P1(2)];
431 x8=[P6(1),P9(1)];
432 y8=[P6(2),P9(2)];

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 9 of 16

```

433 x9=[P32(1),P10(1)];
434 y9=[P32(2),P10(2)];
435 x10=[P3(1),PG(1)];
436 y10=[P3(2),PG(2)];
437 x11=[PG(1),P6(1)];
438 y11=[PG(2),P6(2)];
439 x12=[P12(1),P22(1)];
440 y12=[P12(2),P22(2)];
441 x13=[P22(1),P32(1)];
442 y13=[P22(2),P32(2)];
443 x14=[P32(1),P12(1)];
444 y14=[P32(2),P12(2)];
445 x15=[PP1(i,1),PP2(i,1)];
446 y15=[PP1(i,2),PP2(i,2)];
447
448
449 figure(1)
450 plot(x3,y3,'g',x4,y4,'g',x5,y5,'g',x6,y6,'g',x8,y8,'g',x9,y9,'g',x12,
y12,'g',x13,y13,'g',x14,y14,'g',x15,y15,'b')
451 axis equal
452 title('Posizione del pistone ottima')
453
454
455
456
457 %QUADRILATERO2
458 passo=10;
459 pistone1prova=[0:a22/passo:a22];
460 pistone2prova=[0:a42/passo:a42];
461
462
463
464 m=(15+15)/-62;
465 q=15;
466 psp1=m*xx+q;
467 psp2=zeros(length(psp1),1);
468 psp3=zeros(length(psp1),1);
469
470 for i=1:length(psp1)
471 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
472 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
473 t5in(i)=-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
474 t2in1(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all;
475 t2in2(i)=-psp1(i)*pi/180-t2all2;
476 end
477
478
479 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2);
480 x=zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,
ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
481 i=(length(xxdati2)-1)*62/65;
482 t1in=Ang2(i,1);
483 t3in=Ang2(i,2);
484 t2in(i)=t2in2(i);
485 t4in(i)=t4in2(i);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 10 of 16

```

486 P1=[0,0];
487 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
488 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
489 PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
490 P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
491
492 %SWING PHASE: HIP ANGLE da -15° a 15° e KNEE ANGLE da 0° a 30° a 0° con
493 %spline
494 m=(-15-15)/-38;
495 q=15-m*100;
496 psp1=m*xx+q;
497
498 xHA=[0,62,81,100];
499 yHA=[0,0,30,0];
500 partizione=1;
501 xx=[0:partizione:100];
502 psp2=spline(xHA,yHA,xx);
503
504
505 psp3=zeros(length(psp1),1);
506
507 for i=1:length(psp1)
508 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+pspl(i)*pi/180+t4all;
509 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+pspl(i)*pi/180+t4all2;
510 t5in(i)=(-psp2(i)+pspl(i)+psp3(i))*pi/180;
511 t2in1(i)=-pspl(i)*pi/180-t2all;
512 t2in2(i)=-pspl(i)*pi/180-t2all2;
513 end
514
515
516 Ang2=Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2);
517
518 for g=1:passo+1
519 Pistone12=pistone1prova(g);
520 for e=1:passo+1
521 Pistone22=pistone2prova(e);
522 for i=(length(xxdati2)-1)*62/65:length(xx)
523 t1in=Ang2(i,1);
524 t3in=Ang2(i,2);
525 t2in(i)=t2in2(i);
526 t4in(i)=t4in2(i);
527 P6=P6;
528 PG=[P6(1)+f*sin(psp1(i)*pi/180);P6(2)-f*cos(psp1(i)*pi/180)];
529 P3=[PG(1)-t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180);PG(2)-t*cos(psp2(i)*
*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
530 P1=[P3(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P3(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
531 P2=[P1(1)+l*cos(t5in(i)),P1(2)+l*sin(t5in(i))];
532 P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
533 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
534 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
535 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
536 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
537 P10(i,1)=[P4(1)-a62*cos(t4in(i))];
538 P10(i,2)=[P4(2)-a62*sin(t4in(i))];

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 11 of 16

```

539 P32(i,1)=[P10(i,1)-h2*sin(osp2(i)*pi/180-osp1(i)*pi/180)];
540 P32(i,2)=[P10(i,2)-h2*cos(osp2(i)*pi/180-osp1(i)*pi/180)];
541 P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
542 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
543
544
545 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone12*cos(t2in(i))];
546 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone12*sin(t2in(i))];
547 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone22*cos(t4in(i))];
548 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone22*sin(t4in(i))];
549
550 %Baricentro dei membri
551
552 baricfemoreprot(i,1)=[(P6(1)+P7(1)+P5(1))/3];
553 baricfemoreprot(i,2)=[(P6(2)+P7(2)+P5(2))/3];
554 barictibiaprot(i,1)=[(P32(i,1)+P8(1)+P4(1))/3];
555 barictibiaprot(i,2)=[(P32(i,2)+P8(2)+P4(2))/3];
556 baricpiedeprot=[(P12(1)+P22(1)+P32(i,1))/3,(P12(2)+P22(2)+P32(i,2))/3];
557
558
559 m1=tan(t1in);
560 q1=P8(2)-m1*P8(1);
561 m2=tan(t3in);
562 q2=P4(2)-m2*P4(1);
563 A=[m1,-1;m2,-1];
564 B=[-q1,-q2]';
565 z=A\B;
566 xcir(i)=z(1);
567 ycir(i)=z(2);
568
569
570
571 dp=P32(i,1)-baricpiedeprot(1);
572 bp=P32(i,2)-baricpiedeprot(2);
573 Mp(i)=-pesopiedeprot*dp;
574
575 m=(PP2(i,2)-PP1(i,2))/(PP2(i,1)-PP1(i,1));
576 q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
577 t84(i)=atan(m);
578 if t84(i)<0
579     t84(i)=t84(i)+pi;
580 else t84(i)=t84(i);
581 end
582 end
583
584 F1=Forzel(Ang2,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xxdati2,xx,pesopiedeprot,
pesotibiaprot,barictibiaprot,pesofemoreprot);
585
586 F12x=F1(:,1);
587 F12y=F1(:,2);
588 F32x=F1(:,3);
589 F32y=F1(:,4);
590 F14x=F1(:,5);
591 F14y=F1(:,6);
592 F34x=F1(:,7);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 12 of 16

```

593 F34y=F1(:,8);
594 F45x=F1(:,9);
595 F45y=F1(:,10);
596 F54x=F1(:,11);
597 F54y=F1(:,12);
598 F72x=F1(:,13);
599 F72y=F1(:,14);
600 F84x=F1(:,15);
601 F84y=F1(:,16);
602 F92x=F1(:,17);
603 F92y=F1(:,18);
604 detA2=F1(:,19);
605
606 F84=sqrt(F84x.^2+F84y.^2);
607 F14=sqrt(F14x.^2+F14y.^2);
608 F34=sqrt(F34x.^2+F34y.^2);
609
610 media2(e+(passo+1)*(g-1),1)=sum(F84+F34+F14);
611 end
612 end
613
614
615 %stance phase
616 %SISTEMA DI EQUILIBRIO
617 %quadrilatero 2
618 %Forze e momenti della protesi con quadrilatero 2
619 %HIP ANGLE AMPUTATO NELLA STANCE PHASE (si suppone andamento lineare da
15° in 0% del cammino a - 15° in 62%)
620 m=(15+15)/-62;
621 q=15;
622 psp1=m*xx+q;
623 psp2=zeros(length(psp1),1);
624 psp3=zeros(length(psp1),1);
625
626 for i=1:length(psp1)
627 t4in1(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all;
628 t4in2(i)=-psp2(i)*pi/180+psp1(i)*pi/180+t4all2;
629 t5in(i)=(-psp2(i)+psp1(i)+psp3(i))*pi/180;
630 t2in1(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all);
631 t2in2(i)=-(psp1(i)*pi/180-t2all2);
632 end
633
634 Px=zeros(length(psp4),1);
635 alphain=zeros(length(psp4),1);
636
637
638
639
640
641
642 Ang2 = Angoliquadrilatero2(t4in2,a42,a32,a22,a12,t2in2,t1dato2);
643 x=[zeros(1,fix((length(xxdati2)-1)*21/65)),1:65/(length(xxdati2)-1):23,
ones(1,ceil((length(xxdati2)-1)*23/65))*23];
644 for g=1:passo+1
645 PistoneI2=pistoneIprova(g);

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 13 of 16

```

646 for e=1:passo+1
647     Pistone22=pistone2prova(e);
648     for i=1:length(xx1)
649         t1in=Ang2(i,1);
650         t3in=Ang2(i,2);
651         t2in(i)=t2in2(i);
652         t4in(i)=t4in2(i);
653         P1=[0,0];
654         P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
655         P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
656         PG=[P3(1)+t*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180),P3(2)+t*cos(psp2(i)*
        *pi/180-pspl(i)*pi/180)];
657         P6=[PG(1)-f*sin(psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos(psp1(i)*pi/180)];
658         P9=[P6(1)+f12*sin(psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos(psp1(i)*pi/180)];
659         P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
660         P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
661         P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
662         P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
663         P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))];
664         P32(i,1)=[P10(1)-h2*sin(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
665         P32(i,2)=[P10(2)-h2*cos(psp2(i)*pi/180-pspl(i)*pi/180)];
666         P12=[P32(i,1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(i,2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
667         P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
668         o=x(i);
669         a=l*o/23;
670         P11=[P12(1)+a*cos(t5in(i)),P12(2)+a*sin(t5in(i))];
671
672         PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone12*cos(t2in(i))];
673         PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone12*sin(t2in(i))];
674         PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone22*cos(t4in(i))];
675         PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone22*sin(t4in(i))];
676
677
678         dp=P32(i,1)-P11(1);
679         bp=P32(i,2)-P11(2);
680         Mp(i)=Py(i)*dp-Px(i)*bp;
681
682
683         m1=tan(t1in);
684         q1=P8(2)-m1*P8(1);
685         m2=tan(t3in);
686         q2=P4(2)-m2*P4(1);
687         A=[m1,-1;m2,-1];
688         B=[-q1,-q2]';
689         z=A\B;
690         xcir(i)=z(1);
691         ycir(i)=z(2);
692
693         m=(PP1(i,2)-PP2(i,2))/(PP1(i,1)-PP2(i,1));
694         q=PP2(i,2)-m*PP2(i,1);
695         t84(i)=atan(m);
696         if t84(i)<0
697             t84(i)=t84(i)+pi;
698         else t84(i)=t84(i);
699     end

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 14 of 16

```

700
701 end
702
703 F2=Forze2(Px,Py,alphain,Ang2,xcir,ycir,t84,PP2,P32,Mp,xx1);
704 F12x=F2(:,1);
705 F12y=F2(:,2);
706 F32x=F2(:,3);
707 F32y=F2(:,4);
708 F14x=F2(:,5);
709 F14y=F2(:,6);
710 F34x=F2(:,7);
711 F34y=F2(:,8);
712 F45x=F2(:,9);
713 F45y=F2(:,10);
714 F54x=F2(:,11);
715 F54y=F2(:,12);
716 F72x=F2(:,13);
717 F72y=F2(:,14);
718 F84x=F2(:,15);
719 F84y=F2(:,16);
720 F92x=F2(:,17);
721 F92y=F2(:,18);
722
723 F84=sqrt(F84x.^2+F84y.^2);
724 F14=sqrt(F14x.^2+F14y.^2);
725 F34=sqrt(F34x.^2+F34y.^2);
726
727
728 medial(e+(passo+1)*(g-1),1)=sum(F84+F34+F14);
729 medial(e+(passo+1)*(g-1),2)=Pistone12;
730 medial(e+(passo+1)*(g-1),3)=Pistone22;
731 end
732 end
733
734
735
736
737 media(:,1)=(medial(:,1)+media2(:,1))/length(xx);
738 media(:,2)=medial(:,2);
739 media(:,3)=medial(:,3);
740
741 b=min(media(:,1));
742 for i=1:length(media(:,1))
743     if b==media(i,1)
744         Pistone12ottimo=media(i,2);
745         Pistone22ottimo=media(i,3);
746     end
747 end
748
749 Pistone1lottimo
750 Pistone2lottimo
751 Pistone12ottimo
752 Pistone22ottimo
753
754 %Disegnare meccanismo 2 con pistone

```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 15 of 16

```
755 Pistone12=Pistone12ottimo;
756 Pistone22=Pistone22ottimo;
757 i=1;
758 t1in=t1all2;
759 t3in=t3all2;
760 t5in(i)=0;
761 t4in(i)=t4all2;
762 t2in(i)=t2all2;
763 psp1(i)=0;
764 psp2(i)=0;
765
766 P1=[0,0];
767 P2=[l*cos(t5in(i)),l*sin(t5in(i))];
768 P3=[n*cos(alpha5+t5in(i)),n*sin(alpha5+t5in(i))];
769 PG=[P3(1)+t*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180),P3(2)+t*cos( psp2(i)*
*pi/180- psp1(i)*pi/180)];
770 P6=[PG(1)-f*sin( psp1(i)*pi/180),PG(2)+f*cos( psp1(i)*pi/180)];
771 P9=[P6(1)+f12*sin( psp1(i)*pi/180),P6(2)-f12*cos( psp1(i)*pi/180)];
772 P7=[P9(1)-(a22-a52)*cos(t2in(i)),P9(2)+(a22-a52)*sin(t2in(i))];
773 P5=[P7(1)+a22*cos(t2in(i)),P7(2)-a22*sin(t2in(i))];
774 P4=[P7(1)-a32*cos(t3in),P7(2)-a32*sin(t3in)];
775 P8=[P4(1)-a42*cos(t4in(i)),P4(2)-a42*sin(t4in(i))];
776 P10=[P4(1)-a62*cos(t4in(i)),P4(2)-a62*sin(t4in(i))];
777 P32=[P10(1)-h2*sin( psp2(i)*pi/180- psp1(i)*pi/180),P10(2)-h2*cos( psp2(i)*
*pi/180- psp1(i)*pi/180)];
778 P12=[P32(1)-n*cos(alpha5+t5in(i)),P32(2)-n*sin(alpha5+t5in(i))];
779 P22=[P12(1)+l*cos(t5in(i)),P12(2)+l*sin(t5in(i))];
780
781 PP1(i,1)=[P5(1)-Pistone12*cos(t2in(i))];
782 PP1(i,2)=[P5(2)+Pistone12*sin(t2in(i))];
783 PP2(i,1)=[P4(1)-Pistone22*cos(t4in(i))];
784 PP2(i,2)=[P4(2)-Pistone22*sin(t4in(i))];
785
786
787 x12=[P1(1),P2(1)];
788 y12=[P1(2),P2(2)];
789 x22=[P2(1),P3(1)];
790 y22=[P2(2),P3(2)];
791 x32=[P4(1),P7(1)];
792 y32=[P4(2),P7(2)];
793 x42=[P5(1),P7(1)];
794 y42=[P5(2),P7(2)];
795 x52=[P5(1),P8(1)];
796 y52=[P5(2),P8(2)];
797 x62=[P4(1),P8(1)];
798 y62=[P4(2),P8(2)];
799 x72=[P3(1),P1(1)];
800 y72=[P3(2),P1(2)];
801 x82=[P6(1),P9(1)];
802 y82=[P6(2),P9(2)];
803 x92=[P32(1),P10(1)];
804 y92=[P32(2),P10(2)];
805 x102=[P3(1),PG(1)];
806 y102=[P3(2),PG(2)];
807 x112=[PG(1),P6(1)];
```

12/07/09 19.04 /Users/daniloaceto/Desktop/.../POSIZIONEPISTONE.m 16 of 16

```

808 y112=[PG(2),P6(2)];
809 x122=[P12(1),P22(1)];
810 y122=[P12(2),P22(2)];
811 x132=[P22(1),P32(1)];
812 y132=[P22(2),P32(2)];
813 x142=[P32(1),P12(1)];
814 y142=[P32(2),P12(2)];
815 x152=[PP1(i,1),PP2(i,1)];
816 y152=[PP1(i,2),PP2(i,2)];
817
818
819 figure(2)
820 plot(x32,y32,'g',x42,y42,'g',x52,y52,'g',x62,y62,'g',x82,y82,'g',x92,
y92,'g',x122,y122,'g',x132,y132,'g',x142,y142,'g',x152,y152,'b')
821 axis equal
822 title('Posizione del pistone ottima')
823
824

```

Viene ora spiegato il significato del codice:

- Linea di comando da 5 a 80: vengono richiamati i dati iniziali dalla function “DATIINIZIALI”
- Linea di comando da 81 a 452: viene calcolata la posizione ottima del dispositivo di equilibrio per il meccanismo con quadrilatero semplice valutando 121 combinazioni possibili. Viene poi plottato il meccanismo con il dispositivo di equilibrio.
- Linea di comando da 452 a 822: viene calcolata la posizione ottima del dispositivo di equilibrio per il meccanismo con quadrilatero incrociato valutando 121 combinazioni possibili. Viene poi plottato il meccanismo con il dispositivo di equilibrio.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] C Kirtley, History of the Study of Locomotion, <http://www.univie.ac.at/cga/history/>.
- [2] VT Inman, H Ralston, F Todd (1981), Human Walking, Williams & Wilkins, Baltimore.
- [3] M. Pat Murray, A. Bernard Drought and Ross C. Kory (1964), "Walking patterns of normal man", J Bone Joint Surge, vol 46, pp. 335-360
- [4] G. Anastasi, S. Capitani (2006), "Trattato di anatomia umana", Edi-ermes, Milano
- [5] C.W. Radcliffe, 1977, "Above-Knee Prosthetics," The Knud Jansen Lecture, New York.
- [6] E. Funaioli, A. Maggiore, U. Meneghetti (1998), "Lezioni di meccanica applicata alle macchine", Pàtron editore, Bologna
- [7] Pierre Loslever, El Mostafa Laassel, Jean Claude Angue (1994), "Combined Statistical Study of Joint Angles and Ground Reaction Forces Using Component and Multiple Correspondence Analysis", Ieee transaction on biomedical engineering, vol 41, n° 12, pp. 1160-1167
- [8] C. W. Radcliffe, 1994, "Four-Bar Linkage Prosthetic Knee Mechanism: Kinematics, Alignment and Prescription Criteria," Prosthetics and Orthotics International, Vol. 18, pp. 159-173.

## **RINGRAZIAMENTI**

Ringrazio in particolar modo il Professore Parenti Castelli per avermi dato l'opportunità di svolgere un progetto di tesi nel campo delle protesi articolari e di collaborare, quindi, al progresso della branca dell'ingegneria cronologicamente più recente e perciò storicamente meno sviluppata: l'ingegneria biomedica. Progettare in tale campo richiede la fusione di conoscenze tecniche di tipo ingegneristiche e mediche ma soprattutto uno spiccato senso di humanitas.

Ringrazio inoltre la mia famiglia e tutti coloro che mi hanno accompagnato e sostenuto nel mio percorso di studi e mi auguro che il loro affetto mi guidi nel futuro iter lavorativo e nel restante percorso di vita.